

**T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**FARKLI CAD / CAM KRON ALT YAPILARIN İNTERNAL VE MARJİNAL  
UYUMLARININ İN VİTRO İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Recep KARA**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Protetik Diş Tedavisi Programı**

**Kasım, 2019**



**T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**



**FARKLI CAD / CAM KRON ALT YAPILARIN İNTERNAL VE MARJİNAL  
UYUMLARININ İN VİTRO İNCELENMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Recep KARA  
(Y1617.510003)**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Protetik Diş Tedavisi Programı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER**

**Kasım, 2019**



# ONAY FORMU



20/11/2019

T.C.  
İSTANBUL AYDIN ÜNİVERSİTESİ  
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ  
DOKTORA TEZ ONAY BELGESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı Y1617.510003 numaralı öğrencisi Recep KARA'nın "FARKLI CAD-CAM KRON ALT YAPILARIN İNTERNAL VE MARJİNAL UYUMLARININ İN VİTRO İNCELENMESİ" adlı doktora tez çalışması Enstitümüz Yönetim Kurulunun 02.09.2019 tarihli ve 2019/11 sayılı kararı ile oluşturulan jüri tarafından ay. b. r. g. ile Doktora tezi olarak k. kabulü edilmiştir.

	Unvan- Ad-Soyad	İmza
Danışman	Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER	
Üye (TİK)	Doç. Dr. Meltem ÖZDEMİR KARATAŞ	
Üye (TİK)	Dr. Öğr. Üyesi Serdar GÖZLER	
Üye	Prof. Dr. Mahir Murat AYDIN	
Üye	Prof. Dr. Mehmet Muzaffer ATEŞ	
Üye	Doç. Dr. Hüseyin Mehmet KURTULMUŞ	
Üye	Prof. Dr. Bilge Gökçen RÖHLİG	

Tezin Savunulduğu Tarih : 20/11/2019

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun ..... tarih ve ..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ragıp Kutay KARACA

Enstitü Müdürü



## **YEMİN METNİ**

Doktora tezi olarak sunduğum “Farklı Cad / Cam Kron Altyapıların İnternal Ve Marjinal Uyumlarının İn Vitro İncelenmesi ” adlı çalışmanın, tezin proje safhasından sonuçlanmasına kadar ki bütün süreçlerde bilimsel ahlak ve etik geleneklere aykırı düşecek bir davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin bibliyografyada gösterilenlerden olduğunu, bunlara atıf yaparak yararlanmış olduğumu belirtir ve onurumla beyan ederim.

**Recep KARA**





## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca yanımda olan bilgisini, deneyimini, hoşgörüsünü eksik etmeyen, sabırla yanımda olup bana yardımcı olan sayın hocam Prof. Dr. Erman Bülent TUNCER'e,

Doktora eğitimimin ilk gününden itibaren yanımda olup, elimden tutan, bugünkü klinik ve akademik anlamda geldiğim noktaya ulaşmamda muazzam yardımları dokunan, bana bitmeyen sonsuz sabır, anlayış ve anne şefkati ile beni eğiten, desteğini eksik etmeyen sayın hocalarım Prof. Dr. Jülide Özen, Prof Dr. Ayşen Nekora Azak ve Prof. Dr. Gülşen CAN'a,

Doktora eğitimime başladığım ilk günlerden itibaren klinik ve teorik tecrübesiyle eğitimime katkıda bulunmuş ve yol göstermiş sayın hocam Prof. Dr. Ali Zaimoğlu'na,

Bilgi ve deneyimleriyle her zaman yanımda olup değerli katkılarıyla eğitim hayatımda unutulmayacak yeri olan fakültede bulunmuş tüm öğretim üyelerine,

Tez çalışmalarım esnasında yanımda olup, çalışmama desteklerini esirgemeyen sayın hocalarım Doç. Dr.Meltem Özdemir Karataş , Doç. Dr. Ali Balık , Dr. Öğr.Üyesi Serdar Gözler ve Dr. Öğr. Üyesi. Meryem Gülce Subaşı'na,

Birlikte aynı yollardan geçtiğimiz, dostluklarımızı esirgemeyen tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Doğduğum günden itibaren arkamdan desteklerini asla eksik etmeyen, her koşul ve durumda, sevgi ve şefkatle yanımda olan, beni bugünlere getiren, canım aileme sonsuz teşekkür ederim.

**Kasım 2019**

**Recep KARA**



## İÇİNDEKİLER

### Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER .....	ix
KISALTMALAR .....	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
1. GİRİŞ ve AMAÇ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	1
2.1 CAD /CAM Sistemlerinin Gelişimi .....	1
2.2 CAD / CAM Sistemi .....	2
2.3 CAD / CAM Sisteminin Bileşenleri.....	3
2.3.1 Tarayıcıların sınıflandırılması.....	5
2.3.2 Tasarım yazılımı .....	10
2.3.3 Dijital üretim süreçleri .....	11
2.4 Sınırlamalar ve Gelecekteki CAD / CAM.....	15
2.5 CAD /CAM Materyalleri .....	16
2.5.1 Feldspatik seramikler .....	17
2.5.2 Lösitle güçlendirilmiş cam seramik .....	18
2.5.3 Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler .....	19
2.5.4 Oksit seramikler .....	21
2.5.4.1 Cam infiltre edilmiş oksit seramikler .....	21
2.5.4.2 Sinterize oksit seramikler .....	22
2.5.5 Nanoseramikler .....	25
2.5.6 Hibrid seramikler .....	26
2.5.7 Lityum disilikat seramikler .....	26
2.5.8 Kompozitler .....	27
2.5.9 Polimerler.....	27
2.5.10 Metaller .....	27
2.6 Eklemeli (Tabakalı) Üretim.....	28
2.7 Tabakalı Üretim Tekniklerinin Tarihçesi.....	30
2.8 Tabakalı Üretim Tekniğinde Kullanılan Malzemeler .....	31
2.9 Tabakalı Üretim Yöntemlerinin Sınıflandırılması .....	32
2.9.1 Stereolitografi (SLA), litografi (fotopolimerizasyon).....	32
2.9.2 Eriyik yığma modelleme (FDM).....	34
2.9.3 Seçici elektron ışınli ergitme (SEBM) .....	35
2.9.4 Seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitme (SLM) .....	36
2.9.5 Mürekkep baskı üretim tekniği .....	38
2.10 Eklemeli Üretim ve Diş Hekimliği.....	39
2.10.1 Selektif lazer sinterleme ve diş hekimliğinde kullanımı .....	39
2.10.2 Eklemeli üretimde kullanılan materyaller.....	41
2.10.2.1 Polimerler .....	41

2.10.2.2 Seramik.....	42
2.10.2.3 Bağlayıcı / toz kombinasyonu .....	43
2.10.2.4 Metaller .....	43
2.10.3 Eklemeli üretim uygulamaları.....	47
2.10.4 Mevcut eklemeli imalat makinelerinin doğruluğu .....	49
2.10.5 Eklemeli üretiminin avantajları.....	51
2.10.6 Eklemeli üretiminin sınırlamaları.....	52
2.11 Kenar Uyumu .....	53
2.11.1 Kenar uyumunu etkileyen faktörler.....	55
2.11.2 Diş preparasyonu.....	55
2.11.3 Simantasyon .....	57
2.11.4 Materyal seçimi .....	58
2.11.5 Hekim ve teknisyen.....	59
2.12 Kenar Uyumunun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler .....	59
2.12.1 Direkt yöntem.....	59
2.12.2 Silikon replika yöntemi .....	60
2.12.3 Kesit alma yöntemi.....	60
2.12.4 Üç boyutlu tarama yöntemi .....	60
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>63</b>
3.1 Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller.....	63
3.2 Ana Modellerin Oluşturulması .....	64
3.3 Örneklerin Elde Edilmesi: .....	65
3.4 Üretilen Metal Alt Yapıların Simantasyonu .....	68
3.5 Örneklerin Akrilik İçine Gömülmesi.....	69
3.6 Mikroskop İncelemeleri.....	71
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>73</b>
4.1 İstatistiksel Analiz Yöntemi .....	73
4.2 Üretim Sistemlerinin Kendi Aralarında Değerlendirilmesi.....	73
4.2.1 Genel ortalamalarına göre karşılaştırma .....	73
4.2.2 Kenar aralığının değerlendirilmesi.....	74
4.2.3 Basamak aralığının değerlendirilmesi .....	75
4.2.4 Chamfer aralığının değerlendirilmesi.....	76
4.2.5 Aksiyal aralığının değerlendirilmesi .....	77
4.2.6 Aksiyal-okluzal açı aralığının değerlendirilmesi .....	78
4.2.7 Okluzal aralığın değerlendirilmesi .....	79
4.2.8 Genel ortalama internal aralığın değerlendirilmesi.....	80
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>81</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>99</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>101</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>123</b>

## KISALTMALAR

<b>°</b>	: Derece
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>3D</b>	: 3 boyutlu
<b>Ag</b>	: Gümüş
<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum Oksit
<b>Au</b>	: Altın
<b>ark.</b>	: Arkadaşları
<b>CAD</b>	: Bilgisayar Destekli Tasarım
<b>CAM</b>	: Bilgisayar Destekli Üretim
<b>Co</b>	: Kobalt
<b>Cr</b>	: Krom
<b>CoCr</b>	: Kobalt Krom
<b>C-CoCr</b>	: CAM / CAD Kobalt Krom Kazıma
<b>C-Ti</b>	: CAM / CAD Titanyum Kazıma
<b>C-Zr</b>	: CAM / CAD Zirkonyum Kazıma
<b>C-PEKK</b>	: CAM / CAD PEKK Kazıma
<b>DLP</b>	: Digital Light Projection
<b>DMLS</b>	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
<b>DMLS-C</b>	: Direkt Metal Laser Sintering Kobalt Krom
<b>Kg</b>	: Kilogram
<b>MPa</b>	: Megapaskal
<b>N</b>	: Newton
<b>n</b>	: Örnek Sayısı
<b>Ni</b>	: Nikel
<b>NiCr</b>	: Nikel Krom
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>no</b>	: Numara
<b>PEEK</b>	: Polietereterketon
<b>PEKK</b>	: Polieterketonketon
<b>Pt</b>	: Platin
<b>SD</b>	: Standart Sapma
<b>SLA</b>	: Stereolithography Apparatus
<b>SLS</b>	: Seçici Lazer Sinterleme
<b>sn</b>	: Saniye
<b>Ti</b>	: Titanyum
<b>UV</b>	: Kızılötesi
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	: Zirkonyum Oksit, Zirkonya
<b>×</b>	: Kat



## ÇİZELGE LİSTESİ

	<b><u>Sayfa</u></b>
Çizelge 2.1: Dijital İş Akışı .....	29
Çizelge 3.1: Araştırmada Kullanılan Materyaller.....	63
Çizelge 3.2: Araştırmada Kullanılan Cihazlar.....	64
Çizelge 3.3: Örneklerin Gruplandırılması .....	66





## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

<b>Şekil 2.1:</b> Kazıma cihazının farklı çalışma eksenleri: 3 uzaysal yön X, Y ve Z (3 eksenli freze cihazları); 3 X, Y, Z eksenleri ve A rotasyonu (4 eksenli freze cihazları); X, Y, Z eksenleri , A rotasyonu ve freze mili B rotasyonu (5 eksen freze cihazları) .....	13
<b>Şekil 2.2:</b> SLA Üretim Tekniği.....	33
<b>Şekil 2.3:</b> FDM Üretim Tekniği.....	35
<b>Şekil 2.4:</b> SEBM Üretim Tekniği.....	36
<b>Şekil 2.5:</b> SLS Üretim Tekniği.....	37
<b>Şekil 2.6:</b> Mürekkep Baskı Üretim Tekniği.....	39
<b>Şekil 2.7:</b> Marjinal Aralık Tanımı A = İç Boşluk; B = Marjinal Boşluk (bu çalışmada ölçülen); C = Fazla Uzatılmış Kron Kenarı; D = Kısa Kalmış Kron Kenarı; E = Dikey Marjinal Uyumsuzluk; F = Yatay Marjinal Uyumsuzluk; G = Mutlak Marjinal Uyumsuzluk .....	54
<b>Şekil 2.8:</b> Diş kesimi basamak çeşitleri (a) Bıçak ağzı, (b) Bevel,(c) Chamfer, (d) Shoulder, (e) Bevel'li shoulder .....	56
<b>Şekil 3.1:</b> Prepare Akrilik Diş .....	65
<b>Şekil 3.2:</b> Ana CoCr Day .....	65
<b>Şekil 3.3 :</b> Ana Modelin Dublikasyonu .....	66
<b>Şekil 3.4:</b> Yenascan Tarayıcı.....	67
<b>Şekil 3.5:</b> Exocad Tasarım Programında Altyapıların Tasarımı .....	67
<b>Şekil 3.6:</b> Üretilmiş Altyapılar .....	68
<b>Şekil 3.7:</b> Altyapıların Simantasyonu .....	68
<b>Şekil 3.8:</b> Simante Edilmiş Altyapıların Akrilik İçine Alınması .....	69
<b>Şekil 3.9:</b> Mod Dental MKC-100 Hassas Kesme Makinası .....	69
<b>Şekil 3.10:</b> Standardize Edilmiş Kesim Hattı Frez İlişkisi.....	70
<b>Şekil 3.11:</b> Örnek Kesitleri.....	71
<b>Şekil 3.12:</b> Digital Video Mikroskop, 21 MP Canon Dslr Fotograf Makinesi.....	72
<b>Şekil 3.13:</b> Holmes ve Ark. Tarafından Belirtilen Noktaların Standardizasyon İçin İşaretlenmesi. ....	72
<b>Şekil 3.14:</b> Image J Yazılımında Aralık Ölçümlerinin Yapılması.....	72
<b>Şekil 4.1:</b> Kron Altyapıların Toplam Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri	73
<b>Şekil 4.2:</b> Kron Altyapıların Kenar Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri..	74
<b>Şekil 4.3:</b> Kron altyapıların basamak aralık ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri...	75
<b>Şekil 4.4:</b> Kron Altyapıların Chamfer Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri .....	76
<b>Şekil 4.5:</b> Kron Altyapıların Aksiyal Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri	77
<b>Şekil 4.6:</b> Kron Altyapıların Aksiyal-Okluzal Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri .....	78
<b>Şekil 4.7:</b> Kron Altyapıların Okluzal Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri	79

<b>Şekil 4.8:</b> Kron Altyapıların Genel İnternal Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri .....	80
---	----

## FARKLI CAD / CAM KRON ALTYAPILARIN İTERNAL VE MARJİNAL UYUMLARININ İN VİTRO İNCELENMESİ

### ÖZET

Bu in vitro çalışmada, iki farklı yapım yöntemi ile üretilen tam seramik kron altyapılarının; DMLS(doğrudan metal sinterleme) CoCr ve CAM (bilgisayar destekli tasarım) / CAM (bilgisayar destekli üretim) kazıma (CoCr, titanyum, zirkonya, PEKK (polietereterketon) altyapılar) ; internal ve marjinal uyumları incelendi. Hazır akrilik sağ üst çene 1. büyükazı dişi kesim prensiplerine göre hazırlandı. Hazırlanan dişten metal ana model oluşturuldu. Altyapı üretimi için metal ana model alçı ile duplike edildi ve 100 adet alçı model üretildi. Her biri 20 adet örnek içeren (n=20) beş gruba ayrıldı.

Altyapılarının tümü, alçı diş örnekleri üzerine test örneği olarak hazırlandı. Sonra, altyapılar rezin siman ile simante edildi. Üretimi tamamlanan altyapıların internal ve marjinal uyum ölçümleri, kesit alma tekniği ile dikey yönde gerçekleştirildi. Ölçüm işlemi, alınan fotoğraflar üzerinde, Image J programı kullanılarak yapıldı. Her bir kron için toplam 90 ölçüm değeri elde edildi ve ortalaması alındı.

Veriler istatistiksel olarak analiz edildi. İki farklı yapım yöntemi ile üretilen altyapıların internal ve marjinal uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu ( $p<0,05$ ).

Grupların toplam ölçümler ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p<0.05$ ,  $F= 39,566$ ).

Yapılan post hoc testleri sonucuna göre DMLS CoCr grubuyla CAD / CAM kazıma grupları arasında farklılık ortaya konuldu, DMLS CoCr grubunun uyumunun daha iyi olduğu, istatistiksel anlamlı farkın olduğu tesbit edildi ( $p>0.05$ ).

CAD / CAM grubunda en iyi uyumun C-Zi grubunda olduğu, C-CoCr ile C-PEKK grubunun, C-Zi ile C- Ti grubunun uyumluluğunun benzer olduğu istatistiksel olarak anlamlı farkın olmadığı tesbit edildi ( $p>0,05$ ). Gruplar arasında kenar uyum ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p<0.05$ ,  $F= 20,335$ ).

Yapılan istatistik testlerin sonucuna göre DMLS-C grubuyla C-Zi grubu arasında kenar aralığının benzer olduğu ortaya konuldu, istatistiksel anlamlı farkın olmadığı tespit edildi ( $p>0.05$ ).

DMLS-C grubundaki kenar aralığı uyumunun diğer CAD / CAM gruplara göre daha iyi olduğu, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farkın olduğu ortaya konulmuştur ( $p<0.05$ ). CAD / CAM kazıma grubunda en iyi kenar uyumunun C-Zi grubunda olduğu tesbit edilmiştir.

İn vitro araştırmamızda kullanılan DMLS ve CAD / CAM kazıma sistemleri ile üretilmiş tek kron alt yapıların marjinal ve internal uyumlarını incelediğimizde her iki yöntemde klinik olarak kabul edilebilir olduğu söylenebilir.

**Anahtar Kelimeler:** CAD / CAM coping, laser sintering coping, tek kron, yapım yöntemi, iç ve kenar uyumu



## IN VITRO EXAMINATION OF INTERNAL AND MARGINAL ADAPTATION OF DIFFERENT CAD / CAM CROWN COPINGS

### ABSTRACT

This in vitro study examined the internal and marginal adaptation of all ceramic crown copings; DMLS (direct laser metal sintering) CoCr (cobalt-chrome) ve CAD (Computer Aided Design) / CAM (Computer Aided Manufacturing) milling (CoCr, titanium, zirconia, PEKK (polietheretherketon) copings ); prepared with two different fabrication methods in posterior tooth.

Prefabricated acrylic crown, maxillary right 1. molar tooth, was prepared according to the preparation methods and rules. Metal master model of prepared tooth was made. Hundred posterior stone tooth models were produced by duplication of this metal model. These models were divided into 5 groups, 20 samples (n=20) for each coping group.

All copings were fabricated over these stone models as test specimens. Then, copings were luted to the stone models with resin cement. Internal and marginal gap of all copings were measured after cementation by using cutting measurement technique. Measurements were made on digital images by using Image J program. A total of 90 measurements were made for each coping and the mean values were calculated.

Data were analyzed statistically. There was a statistically significant difference between the internal and marginal compatibility of the copings produced by two different produce methods ( $P < 0.05$ ).

There was a statistically significant difference between the mean of total measurements between the groups ( $p < 0.05$ ,  $F = 39,566$ ). According to the results of statistical tests, DMLS CoCr and CAD / CAM milling groups were found to be different, and DMLS-C group had better correlation and statistically significant difference ( $p > 0.05$ ). There was no statistically significant difference between C-Zi group and C-CoCr and C-PEKK group and C-Zi and C-Ti group were similar ( $P > 0.05$ ). A statistically significant difference was found between the groups in terms of marginal fit measurements ( $p < 0.05$ ,  $F = 0,335$ ).

According to the post hoc tests, the margin gap was similar between the DMLS CoCr group and the CAD / CAM zirconia group. There was no statistically significant difference ( $p > 0.05$ ).

In the DMLS-C group, it was found that the marginal gap was better than the other CAD / CAM groups and there was a statistically significant difference between them ( $p < 0.05$ ). In the CAD / CAM milling groups, the best marginal fit was found in the C-Zi group.

When we examine the marginal and internal fitting of single crown copings produced with direct metal laser sintering and CAD / CAM milling systems used in our in vitro research, it can be said that both methods are clinically acceptable.

**Key Words:** *CAD / CAM coping, laser sintering coping , fabrication method, internal and marginal adaptation, single crown*



## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

CAD / CAM sistemi, restorasyonların bilgisayar desteğiyle üretiminin yapıldığı diş hekimliğinin yararlı bir bölümüdür. (Andersson ve diğ. , 1996) CAD / CAM sisteminin avantajı geleneksel ölçü ve üretim tekniklerine birçok alternatif oluşturmasıdır. Bu sayede geleneksel yöntemlerle kullanılmayan farklı malzemeler de kullanılabilir hale gelmiştir (Kamada ve diğ. , 1998; Andersson ve diğ. 1996; Mc Laren ve Terry , 2002).

Bilgisayar destekli dizayn ve üretim (CAD / CAM) teknolojileri ; zirkonya, kompozit ve akrilik rezinlerinde içinde bulunduğu farklı dental materyallerden standardize ve tekrarlanabilir dental restorasyonların yapımını sağlarlar. Bunlar döküm metodunun yerini alma özelliklerine sahiptirler.

Bu arada kimyasal olarak stabil; gerilim, dayanım ve bükülme gibi mekanik durumlara karşı dirençli polietereketonketon (PEKK) dental CAD / CAM materyali olarak dişhekimliğine girmiştir.

PEKK malzemeleri, polietereketon (PEEK) malzemeleriyle birlikte, poliakrilketonlara (PAEK) ait olup, yüksek biyolojik stabilite sunar ve hem keto grubunu hem de eter grubunu taşır. PEEK malzemeleriyle karşılaştırıldığında, PEKK malzemeler, keto grubunun yüksek oranına bağlı olarak cam ve polimer zincirlerinin daha katılaşmasını sağlar; Bu nedenle, daha yüksek bir erime sıcaklığına ve daha yüksek sıkıştırma özelliğine sahiptir (Valderhaug ve diğ. , 1997).

Bununla birlikte, PEKK ile yapılan restorasyonların marjinal ve iç uyumu konusunda herhangi bir araştırma yapılmamıştır. Marjinal ve internal uyum zayıf olduğunda, plak birikimi, periodontal yıkım, diş çürüğünün nüksetmesi ve sonuç olarak restorasyonun başarısızlığı ortaya çıkabilir. Bu nedenle, protezlerin uzun süreli başarısında önemli bir rol oynamaktadır (Kim ve diğ. , 2013a; Song ve diğ. , 2013; Hamza ve diğ. , 2013).

Metal-seramik kronlar başarılı bir tedavi yöntemidir (Najeeb, 2016). 1990'ların başlarından beri titanyum alt yapılar altın ve diğer metal-seramik alaşımlarına alternatif olarak kullanılmaktadır (Wang ve Fenton , 1996).

Titanyum, kronlar veya sabit kısmi protezler (FPD) için bir altyapı olarak (coping) kullanılır (Wang ve Fenton , 1996). Düşük malzeme maliyetleri, iyi mekanik özellikler, düşük termal iletkenlik ve biyolojik uyumluluk altın alaşımlarına alternatif olarak titanyumun çekici bir materyal olmasını sağlamaktadır (Wang ve Fenton, 1996; Tschernitschek ve diğ. , 2005).

Titanyumla ilgili ilk üretim problemi, bir döküm metali olarak yüksek derecede erimiş titanyumun revetmana afinitesi nedeniyle yüzeyde reaktif bir tabakanın (alfa kutup) oluşmasıydı (Takahashi ve diğ. , 1990). Bu, seramiklerin titanyuma yetersiz bir şekilde bağlanmasına neden olmakta ve dolayısıyla klinikte başarısızlıklar ortaya çıkmasına sebep olmaktadır (Kaus ve diğ. , 1996; Walter, 1994). Ayrıca, döküm titanyum restorasyonlar işlenmiş titanyum restorasyonlardan korozyona daha duyarlıdır (Tschernitschek ve diğ. , 2005). Buna ek olarak, ince ve kırılgan mum kron bölgelerini dökmek, titanyumda zordur. Ayrıca ayrı kısımları kaynakla birleştirmek de zordur (Kononen ve Kivilahti , 2001). Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) Bilimsel Çalışma Konseyi, döküm titanyum dental restorasyonlarında başarıyı sağlamak için teknik ve laboratuvar işlemlerinde dikkatli olunmasını bildirmektedir (Affairs., 2003).

Bu tür doğal sorunları önlemek için diş laboratuvarına yönelik ticari olarak özel imalat yöntemleri geliştirildi (Witkowski, 2005). Şu anda, daha iyi kontrollü döküm prosedürlerine ek olarak, altyapılar endüstriyel prefabrike bloklarından makineler kullanılarak kazınabilir veya kazıma tekniği ile birlikte elektron boşaltımıyla üretilebilir (Andersson ve diğ.1989).

Bu, değiştirilmiş bilgisayar sayısal kontrol (CNC) donanımı veya bilgisayarla destekli tasarım / bilgisayar destekli imalat (CAD / CAM) sistemleriyle yapılır.

Bu şekilde üretilen alt yapıların özellikleri, yüzeyde reaktif bir katman olmaksızın titanyumun ince ve homojen yapısı ile karakterizedir (Wang ve Fenton , 1996).



Kronların ve FPD'lerin marjinal doğruluğu klinik bir endişe kaynağıdır. McLean ve von Fraunhofer, kron marjinal uyumsuzluklarının simantasyondan sonra 120 mm'ye kadar değişebileceğini ve yine de klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirttiler. (McLean ve Von Fraunhofer , 1971). Çeşitli araştırmalar titanyum seramik kronlar için 120 mm'lik marjinal açıklık elde edebildiğini göstermiştir (Blackman ve diğ. , 1992; Ortorp ve diğ. , 2003; Leong ve diğ. , 1994).

Suarez ve arkadaşları, döküm ve veneer kronların simantasyonundan sonra ortalama 128 mm'lik bir marjinal boşluk bildirdiler (Van Noort, 2013). Makine tarafından imal edilen titanyum kronların doğruluğuna ilişkin çeşitli araştırmalar, klinik olarak kabul edilebilir marjinal uyumsuzluklarını göstermiştir. (Blackman ve diğ. , 1992)

Altyapının uygunluğunu artırmak için manuel ayarlamamanın gerekliliği genel olarak kabul edilmektedir; Bununla birlikte, daha önce bahsedilen araştırmalardan hiçbiri, titanyum kaplamalar için üretim sürecinin ara aşamalarında marjinal doğruluk hakkında bilgi sağlamamaktadır ve bu nedenle veri temelli kanıt mevcut değildir (Blackman, 1992; Ortorp, 2003; Leong, 1994).

Diş laboratuvarında metalik restorasyonların üretimi geleneksel olarak kayıpmum döküm tekniği ile gerçekleştirilmiştir (Blackman ve diğ. , 1992). Dental döküm alaşımları, NiCr ve CoCr alaşımları gibi soy alaşımlara ve baz metal alaşımlarına ayrılabilir (Huang ve diğ. , 2015; Pimenta ve diğ. , 2015; Kane ve diğ. , 2015; Nesse ve diğ. , 2015; Sakaguchi, 2012). NiCr ve CoCr alaşımları metal seramik restorasyonlar için kullanılabilir, ancak CoCr alaşımları nikel alerjik olduğu bilinen hastalar için tercih edilmektedir (Kane ve diğ. , 2015; Wataha ve diğ. , 2004; Roberts, 2009). Bununla birlikte, CoCr döküm alaşımının yüksek erime derecesinden dolayı dökümden önce yüksek sıcaklıklara ısıtılması gerekmektedir. Bunun diş laboratuvarında manipüle edilmesi zordur (Van Noort, 2013; Huang ve diğ. 2015; Roberts, 2009).

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat (CAD-CAM) prosedürlerinin geliştirilmesi, otomatik üretim süreçlerini başlattı (Kane ve diğ. , 2015; Nesse ve diğ. , 2015; Seker ve diğ. , 2016; Koutsoukis ve diğ. , 2015; Jang, ve diğ. , 2015). Eksiltici imalat üzerine kurulu CAM kazıma üretimi,

geleneksel döküm tekniği ile birlikte diş restorasyonlarının üretimi için piyasaya sürüldü (Kane ve diğ. , 2015; Nesse ve diğ. , 2015; Koutsoukis ve diğ. , 2015; Krug ve diğ. , 2015). Bundan sonra diş protezlerinin imalatı için eklemeli üretim kullanımı başlamıştır. Çeşitli eklemeli tekniklerinden seçici lazer eritme (SLM) ve seçici lazer sinterleme giderek diş protezlerinin üretimi için kullanılmaktadır. (Kane ve diğ. , 2015; Koutsoukis ve diğ. , 2015; Van Noort, 2012)

SLM, odaklanmış bir lazer ışını kaynağı vasıtasıyla ince metal katmanlarını kaynaştırarak 3 boyutlu (3D) CAD modelinden doğrudan metal bileşenleri üretir (Kane ve diğ. , 2015; Nesse ve diğ. , 2015; Koutsoukis ve diğ. , 2015; Kim ve diğ. , 2013a). Dental restorasyonların imalatı için bir diğer yeni gelişme, yumuşak (önceden preslenmiş) bir bloğun kazınması ve ardından kazınmış protezin tam yoğunluğa kadar sinterlenmesini içeren bir prosedürdür. (Stawarczyk ve diğ. , 2014; Kohorst ve diğ. , 2009)

SLM'de dahil olmak üzere bu teknikler, mevcut tüm diş hekimliği alaşımlarından restorasyon üretebilse de, diş hekimliği araştırmaları CoCr alaşımlarına odaklanmıştır. Diş hekimliğinde bu yeni CAD-CAM tabanlı teknikler, geleneksel döküm tekniğinin yerini alabilir (Koutsoukis ve diğ. , 2015).

İyi kenar uyumu sabit diş restorasyonlarının uzun vadeli başarısında önemli bir faktördür, çünkü plak birikimi, tekrarlayan çürük ve periodontal hastalıkları minimize eder. CAD-CAM teknolojisiyle imal edilen restorasyonların doğruluğu, döküm gibi diş protezi üretimi süreçlerinde tutarlı olmayabilir (Nesse ve diğ. , 2015; Seker ve diğ. , 2016; Quintas ve diğ. , 2004). Bununla birlikte, yeni üretim teknikleriyle imal edilen alaşımların marjinal farklılığı ile ilgili sınırlı bilgi mevcuttur.

Marjinal uyumu ölçmek için her biri avantaj ve dezavantajlara sahip olan çeşitli yöntemler önerilmiştir. Bunların arasında kron iç yüzeyi ve diş dış yüzeyleri arasında bir silikon ölçü malzemesi ile yapılan uyumsuzluk kopyalarını kullanan silikon replika tekniği, marjinal uygunluğu değerlendirmek için sıklıkla kullanılmıştır (Van Noort, 2013; Kane ve diğ. , 2015; Nesse ve diğ. , 2015; Quante ve diğ. , 2008).

Bu tekniğin eksiklikleri, ölçüm alanındaki silikon materyal kusurları ve mikroskop ile film kalınlığının değerlendirilmesindeki hatalardır. Mikro bilgisayarlı tomografi (mCT), nesnenin birden çok projeksiyonunu yaparak nesnenin iç yapısının tahribatsız olarak özel yazılım ile görselleştirilmesini ve ölçülmesini sağlar (Pimenta ve diğ. , 2015).

Diş kronlarının klinik başarısı için hassas kenar ve iç uyumu en önemli ölçütlerden biridir. Kronlar için aşırı marjinal uyumsuzluk siman çözülmesini ve mikro çatlakları arttırır ve canlı pulpanın iltihaplanmasına neden olabilir (Bindl ve Mörmann , 2005). Kronların zayıf marjinal adaptasyonu, plak retansiyonunu arttırır, subgingival mikroflora kompozisyonunu değiştirir ve periodontal hastalığın ortaya çıkmasına neden olabilir. (Valderhaug ve Birkeland , 1976; Valderhaug ve Heloe , 1977)

Dental kronların ve sabit kısmi protezlerin kabul edilebilir marjinal boşluğu konusunda önemli bir anlaşmazlık vardır. McLean ve Von Fraunhofer, 100 µm'lik bir boşluğun tolere edilebilir olduğunu ve klinik koşullar altında 80 µm'den küçük kenar farklılıklarının bulunmasının zor olduğunu belirtti (McLean ve Von Fraunhofer , 1971). Kashani ve arkadaşları, 100 µm'den büyük marjinal açıklıkların kabul edilemez olduğunu düşünüyordu. (Kashani, ve diğ. 1981).

Oysa Blackman ve ark. göre kabul edilebilir bir aralık 50 µm'den fazla olmamalıdır (Blackman ve diğ. , 1992). Bindl ve Mörmann, farklı tam seramik CAD / CAM kron altyapılarının chamfer preparasyonları üzerindeki marjinal ve internal boşluk genişliğinin ikisini de değerlendirmiş ; marjinal boşluk genişliği için 17 µm'den 43 µm'ye, iç boşluk için 81 µm'den 136 µm'a kadar değişen sonuçlar bildirmiştir (Bindl ve Mörmann , 2005).

Kokubo arkadaşları yakın zamanda, seramik kronlar için kısmi marjinal boşlukları belirlemek için siman yerine light-body silikonu kullandı. (Kokubo ve diğ. , 2005) McLean ve von Fraunhofer daha önce siman film kalınlığını hesaplamak için light-body bir silikon kullandı, diş kronlarının iç uygunluk değerlendirmesi için light-body silikonunun kullanılması uygun bir yöntem olduğunu bildirdiler. Çünkü, sertleşmiş siman bölgesinin 3 boyutlu hacmi için siman miktarının kısmi ölçümü elde edilmiştir (McLean ve Von Fraunhofer ,

1971). Nakamura ve ark., May ve arkadaşları iç boşlukları ölçmek için test silikonunu kullanmıştır (Nakamura ve diğ. , 2003; May ve diğ. , 1998).

Bu belirtilen bilgiler ışığında CAD / CAM teknolojisi için üretilen prefabrike PEKK, CrCo, Zr, Ti bloklardan elde edilen altyapıların ve selektif laser teknolojisi elde edilen altyapıların internal ve marjinal uyumlarını inceleyen, gerçek siman aralığını ölçen bir araştırmaya rastlanılmamaktadır.

Diş kronlarının klinik başarısı için hassas marjinal ve internal uyum en önemli ölçütlerden biridir. Kronlar için aşırı marjinal uyumsuzluk siman çözünmesini ve mikro çatlakları artırır ve canlı pulpanın iltihaplanmasına neden olabilir. Kronların zayıf marjinal adaptasyonu, plak retansiyonunu artırır, subgingival mikroflora kompozisyonunu değiştirir ve periodontal hastalığın ortaya çıkmasına neden olabilir.

Boş hipotezimiz ( null) ( $H_0$ ) : “ Kullanılan farklı üretim tekniklerine ve CAD / CAM bloklarına bakılmaksızın, CAD / CAM kazıma ve DMLS yöntemiyle elde edilen altyapılar arasında önemli derecede farklı marjinal ve internal aralık değerlerinin yokluğudur.”

Araştırmamız sonuçları farklı CAD / CAM bloklarından ve DMLS ( Selective Laser Sintering ) yöntemiyle elde edilen alt yapıların birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajlarını ortaya koyacak, yapılacak olan uzun dönem başarılı kron protezleri için rehber bilgiler sağlayacaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 CAD /CAM Sistemlerinin Gelişimi

İlk dental CAD / CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım, Bilgisayar Destekli Üretim) restorasyonunu 1983'te Dr. Duret tarafından yapıldı (Priest, 2005). 1985'de Fransız Dişhekimleri Birliği'nin uluslararası kongresinde bir saatten daha kısa bir sürede karısına bir posterior kron yaparak sistemini gösterdi (Preston ve Duret, 1997). Dr. Duret daha sonra Sopha sistemini geliştirdi.

İlk ticari olarak CAD/ CAM sistemini geliştiren kişi Dr. Mormann 'dır. Optik olarak dişleri taramayı düşünen elektrik mühendisi Dr. Marco Brandestini ile görüştü. 1985 yılında, ekip optik tarayıcı ve freze cihazının bir kombinasyonu kullanılarak ilk hasta başı inley yapımını gerçekleştirdi. Onlar bu cihaza CEREC (bilgisayar destekli seramik rekonstrüksiyonu) adını verdiler (Mormann, 2006). 1980'lerin ortasında Dr. Rekow Minnesota Üniversitesinde arkadaşlarıyla, dental CAD / CAM sistemi üzerinde çalıştı. Bu sistem, fotoğraf ve yüksek çözünürlüklü bir tarayıcı kullanarak veri elde etmek ve 5 eksenli bir makineyi kullanarak restorasyonları üretme üzere tasarlanmıştır (Rekow D. , 1987). Dr Andersson, kronların yüksek hassasiyetle yapımı için Procera (şimdi Nobel Procera, Nobel Biocare, Zürih, İsviçre olarak bilinen) üretim yöntemini geliştirdi (Nobelbiocare., 2010). Dr. Andersson, ilk kompozit veneer restorasyonu yapan kişidir (Andersson ve diğ. , 1996).

Bu teknoloji ilk olarak, inley onley ve tek kronların yapımına izin verdi. Daha sonra sabit bölümlü protezler ve implant protezlerin yapımını olanaklı hale getirdi. Diş hekimliğinde CAD/ CAM 'ın bir diğer kullanım alanı da ortodontidir. Buna örnek, dişleri düzeltmek için CAD / CAM ile üretilmiş takılıp çıkarılabilir şeffaf apareylerden oluşan Invisalign (Align Technology, Inc, Santa Clara, CA, USA) sistemidir. CAD/ CAM sistemlerinin, diş kliniklerinde kullanımı zaman geçtikçe artmaktadır. Dünya çapında 30.000 'den fazla diş hekiminin kendine ait tarayıcı ve kazıma makineleri bulunmaktadır.

Bunların 10.000 yakını Kanada ve Amerika'dadır. Dünya çapında yalnızca 15 milyondan fazla CEREC sistemi kullanılarak imal edilmiş restorasyon bulunmaktadır (Sirona, 2011).

Diş hekimliğinde geçtiğimiz 10 yıl içerisinde bilgisayar destekli dizayn ve üretim hızla gelişti. Çeşitli sanallaştırma ve tarama sistemlerinin diş hekimliğine girişinin hızlanmasıyla kullanım oranı arttı (Van Noort, 2012). Bununla birlikte CAD / CAM teknolojisinin hızla gelişmesi, polimerik matris içeren yeni gelişmiş materyallerin ve polikristalin seramiklerin üretimini sağlamıştır (Ruse ve Sadoun , 2014; Denry ve Kelly , 2014). CAD / CAM, arka dişler için çeşitli materyallerden klinik sonuçları kabul edilir restorasyonların yapımını sağlamıştır. (Batson ve diğ. , 2014) CEREC sistemle üretilmiş restorasyonlar için başarı 5 yıl için % 97 , 10 yıl için % 90 olarak rapor edilmiştir (Fasbinder, 2013). Son zamanlarda blok halinde farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip materyaller kullanıma girmiştir. Yüksek sertlik ve dayanım değerlerine sahip olan yoğun seramikler henüz istenilen elastiklik modülüne sahip değildir. Çünkü onların elastiklik modülü dental dokulardan daha yüksektir. (Ruse ve Sadoun , 2014)

## **2.2 CAD / CAM Sistemi**

CAD / CAM 'in hızlı gelişimi, özellikle protetik ve restoratif diş hekimliği alanları başta olmak üzere tüm diş hekimliği branşlarında oldukça büyük bir etki yaratmıştır. Bu teknolojik sistemlerin yüksek mukavemetli seramiklerden zirkonyum gibi biyomateryallerdeki ilerlemelerle birlikte kullanımı, diş hekimliği eğitimi ve hasta tedavileri için büyük değişimlere yol açmıştır. Dişhekimliğinin tüm alanlarında, maliyet, zaman verimliliği ve en önemlisi postoperatif klinik tedavi sonuçlarının öngörülebilirliği açısından değişimlere sebebiyet vermiş ve verecektir. (Arias ve diğ. , 2013; Lin ve diğ, 2015)

Günümüzde CAM / CAD restorasyonlar, restorasyonun yapılacağı alandan verilerin optik veya lazer tarayıcılar kullanarak bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesi, daha sonra bilgisayarlı freze sistemiyle hazır seramik blokların aşındırılmasıyla üretilmektedir. CAD/ CAM sistemi dişhekimliğinde iki yönlü olarak ilerlemiştir. Birincisi görüntülemenin ve restorasyonun tek seansta yapıldığı hastabaşı sistemler, ikincisi modelleme ve restorasyonun

laboratuvarlarda yapıldığı sistemlerdir (Strub ve diğ. , 2006). CAD / CAM teknolojisinin avantajları, dijital ölçü, dijital model, sanal artikülatör ve yüz arki olmak üzere, üç ana başlık halindedir (Zandparsa, 2014).

Ayrıca protetik tedavi, hasta, öğrenci klinisyen, fakülte klinisyeni ve ticari laboratuvarları içeren çoklu, ardışık tekniklerinin karmaşık bir entegrasyonu haline gelmiştir.

### **2.3 CAD / CAM Sisteminin Bileşenleri**

Tüm CAD / CAM sistemleri üç bileşenden oluşur:

1) Sayısallaştırma Aracı / Tarayıcı

a) Optik tarayıcılar,

b) Mekanik tarayıcılar.

2) Yazılım

3) Bir üretim makinesi

CAD / CAM sistemini oluşturan bölümler:

1- Verinin hazırlanması : Restorasyonun yapılacağı alandan, komşu ve karşıt yapılardan verinin toplanması ve daha sonra bunları sanal ölçülere dönüştüren bir veri toplama birimi (tarayıcı sistem) (klinik için CAD / CAM veya klinik için CAD veya görüntü yakalama sistemleri ) veya indirekt olarak geleneksel bir alçı modelden görüntü sağlayarak sanal ölçüler oluşturulan tarayıcı sistemi ifade eder.

2- Yazılım: Sanal bir çalışma modeli üzerinde restorasyonun sanal olarak tasarlanması ve üretim için freze parametrelerinin girilmesinde kullanılan yazılım

3-Üretim: Sert bir restoratif blok materyalinden restorasyonun yapılabilmesi için bir bilgisayarlı freze makinesi veya eklemeli imalat ile üretim yapan makinedir.

CAD / CAM sistemleri, laboratuvar sistemleri ve hastabaşı sistemleri olarak sınıflandırılmıştır. Laboratuvar sistemi ayrıca, kendi tarayıcı ve frezeleme ünitelerine varlığına göre sınıflandırılır. (örn. Amann Girbach, 3M ESPE,

Sirona Dental Sistemler, Zirkon Zahn, vhf camfacture AG, Weiland Dental, Pou-Yuen ve U- En iyi Dental, Planmeca, KaVo Dental, Dentsply Prosthetics)

CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) sistemlerde sadece tarayıcı var iken CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) sistemler milledme (kazıma) ünitesine sahiptir.

Hastabaşı CAD / CAM sistemleri ayrıca;

(1) Kendi tarayıcı ve freze üniteleri bulunan hasta başı CAD / CAM sistemleri (Sirona ve Planmeca).

(2) Sadece tarayıcı içeren, görüntü almaya yarayan, tasarım özellikleri olmayan sistemler (örn. True Definition Scanner, 3M ESPE; iTero, Align Technology, Inc; Trios, 3Shape; Apollo DI, Sirona; CS 3500, Carestream Dental LLC). Bunlar, restorasyonun tasarlanması için açık bir laboratuvar tarayıcısına bağlanmalıdır.

CAD / CAM sistemler ayrıca veri paylaşımına göre açık ve kapalı olarak sınıflandırılabilir (Tapie ve diğ. , 2005).

Kapalı sistemler, aynı şirket tarafından veri toplama, sanal tasarım ve restorasyon üretimi dahil tüm CAD / CAM prosedürlerini sunmaktadır. Ayrıca, tüm adımlar tek bir sisteme entegre edilmiştir ve diğer şirketlerin farklı sistemleri arasında değişebilirlik yoktur. Açık sistemler, orijinal dijital verilerin CAD yazılımı tarafından kullanımına ve farklı firmaların CAM cihazlarına uyarlanmasını sağlar.

Laboratuvar CAD sistemleri her zaman açık bir sistem olmalıdır, çünkü veriler toplanıp ve restorasyon tasarlandıktan sonra, veriler bir STL dosyasında (STEREOlithography veya Standard Tessellation Language) saklanmalıdır. Ancak, birçok üretici kendi veri formatlarını kullanmaktadırlar. Bu sebepten, restorasyon programlarının verileri birbirleriyle uyumlu olmamaktadır (Zimmermann ve diğ., 2015). Daha sonra restorasyonun üretileceği bir laboratuvar CAD sisteminden, bu tip STL dosyasını kabul eden açık bir laboratuvar CAM sistemine gönderilir. Ek olarak, görüntü alma birimi her zaman açık bir sistemdir ve nihai restorasyonun STL dosyası için açık bir laboratuvar CAD sistemi tarafından tasarım için kabul edilebilir olmalıdır. Daha sonra restorasyon ve modelin üretimi için açık CAM sistemine gönderilir.



İmplant bar veya tutucuları gibi karmaşık restorasyonların imal edilmesi planlandığında, model açık laboratuvar CAD / CAM veya laboratuvar CAD sistemleri yoluyla taranmış olmalıdır. STL dosyası farklı üretim merkezine restorasyonun tasarım ve üretimi için (örneğin InfiniDent, Sirona; Procera) gönderilir (Nobel Biocare, Lava, 3M ESPE, TurboDent, Pou-Yuen ve U-Best Dental, Ceram M-merkezi, Amann Girrbich, Plan EasyMillTM, Planmeca).

Ayrıca, dijital modelin, dişlerin intraoral olarak taranmasıyla üretilmesi amaçlandığında, görüntü alma biriminin veya hastabaşı açık CAD / CAM sisteminin STL dosyası, freze (kazıma) veya ekleme teknolojisi ile üretilecek dijital model için bir farklı laboratuvara gönderilebilir (Tariq ve diğ. , 2016).

### **2.3.1 Tarayıcıların sınıflandırılması**

#### **Ağız içi tarayıcılar**

Intraoral kameralar, optik tarayıcılar iki tipe ayrılabilirler: (Zimmermann ve diğ. , 2015; Ting-Shu ve Jian , 2015; Abdel-Azim ve diğ., 2015)

1-Dişlerin tek tek görüntülerini kaydeden tek görüntülü kameralar. İTero (Hizalama Teknolojisi), PlanScan (Planmeca), CS 3500 (Carestream Dental LLC) ve Trios (3 shape ) kameralar, tek bir görüntüde üç dişi kaydeden tek görüntülü kameralardır. Diş arkının daha geniş bölgelerini kaydetmek için, yazılım programı bunları daha büyük bir üç boyutlu sanal modele aktarabilsin diye bir dizi örtüşen ayrı ayrı görüntüler kaydedilir. Sadece oklüzal bir görüntü elde edildiğinde, kameranın ulaşamadığı, kontur yüksekliğinin altındaki verilerin doğru bir şekilde kaydedilmesini sağlamak için kamera farklı açılarda konumlandırılır. Örtüşen görüntülerde kamera tarafından görüntülenmeyen bu alanlar, yazılım programı tarafından tahmin edilir ve sanal moddaki eksik veri alanları doldurulur.

2-True Definition tarayıcı (Lava Chairside Oral Scanner, COS'un en yeni sürümü), Apollo DI (Sirona) ve OmniCam (Sirona) sistemleri tarafından kullanılan video kameralar.

#### **Laboratuvar tarayıcıları**

(1) Kameranın, dijital algılayıcısına kaydettiği diş yapıları üzerinde, belirli açı altında faz değişimiyle meydana gelen ışık karelerinin ölçümünün yansımaları

kullanan optik tarayıcılardır. Bilgisayar, diş yapısının 3D verilerini derinlik modülasyonlu ölçüm karelerinin görüntüsünden hesaplar.

(2) Tarayıcı ile (örneğin, Nobel Biocare'den Procera Scanner), 3D ölçümleri elde etmek için bir yakut top yardımıyla bir ana modeli mekanik olarak okuyabilen mekanik tarayıcılar.

### **Tarama için protokol:**

Sisteme bağlı olarak, klinisyen nihai restorasyonu oluşturmak için intraoral olarak iki tarama seçeneğine sahiptir:

**1-Preoperatif tarama :** Mevcut anatomik konturu ve oklüzal düzlemleri nihai restorasyona dahil etmeyi sağlayan preoperatif taramadır.

**2-Postoperatif tarama :** Preparasyonun, sadece CAD tasarımı ile elde edilen görüntüdeki seçilmiş veri noktalarından tahmin edilen ve bilgisayar veri tabanında yer alan diş anatomik tasarımlarının var olduğu bir iç kütüphanesi ile birleştirilebilen postoperatif taramadır.

Destek diş klinikte standart preparasyon kurallarına göre hazırlanır. (Podhorsky ve diğ. , 2015). Preparasyon kenarları, bir diş ipi (kord) retraksiyon tekniği (çift veya tek kord teknikleriyle retraksiyon kordlarının kullanımı) veya diş ipsiz retraksiyon tekniği (Expasyl, Kerr; Racegel, Septodont; Traxodent, Premier; GingiTrac, Centrix) ile açığa çıkartılabilir. Kenar boşluğu açıldıktan sonra operatör, tarayıcı tarama ucunu, görüntülerin yakalanması için üreticinin sıralı protokolüne bağlı olarak, dişin üzerinde birden fazla yönde kaymasını sağlamak için kontrolü harekete geçirir; çünkü çoğu sistem, doğru tarama sonuçları elde etmek için belirli bir tarama yoluna ihtiyaç duyar. Hazırlanan dişin taraması tamamlandıktan sonra, karşıt çenenin antagonistleri aynı şekilde tarama.

Bir CAD / CAM restorasyonunun yapılabilmesine yönelik bilgiler, son ölçü veya çalışma modelinden de ağız dışında edinilebilir. Ek olarak, bazı tarayıcılar titanyum abutment gibi parlak, yansıtıcı bir yüzeyden görüntüyü kaydedebilirken, diğer tipler opak bir toz gerektirir (Alghazzawi ve diğ. , 2015). Restorasyonu son haline getirebilmek için dişten görüntü transferi dört yöntemle sağlanabilir. Bunlar;

Yöntem 1: Herhangi bir model olmaksızın dişlerin ve implantların taranmasını içerir,

Yöntem 2 : Dişlerin taranmasını ve dijital modellerin üretilmesini içerir,

Yöntem 3 : Fiziksel bir ölçü artı taramayı içerir

Yöntem 4 : Fiziksel bir ölçü alımını ve elde edilen alçı modellerin taranmasını içerir.

Yöntem 1'de dişler ve implantlar dahil olmak üzere maksiller ve mandibular arklar intraoral tarayıcı veya görüntü sağlama birimi kullanılarak taranır.

Sanal interokluzal kayıt, hasta maksimum interküspidasyon iken ve bu statik pozisyondaki karşıt arktaki dişlerin bukkal tarafı taranarak elde edilir. Bu yöntem çoğunlukla sadece monolitik restorasyonlar için belirtilmiştir (Cunha ve diğ. , 2015; Schmitter ve diğ. , 2012; Kurbad ve Kurbad, 2013).

İmplant üstü kronlar için, optik olan iyileşme abutmentleri doğrudan taranabilir veya diş hekimi implant üzerine yerleştirilmiş bir tarama gövdesini dijital olarak tarayabilir. Tarama gövdesi, implant pozisyonunun 3 boyutlu kaydını sağlayan taranabilir olan bir plastik veya metal kapaklardır. (Rauscher, 2014; Lin ve diğ. , 2013).

Tüm intraoral tarayıcılar, implant tarama gövdelerini tarayabilir, ancak önemli olan, intraoral tarayıcının farklı implant üreticileri ile uyumluluğudur. Örneğin, Sirona CAD / CAM sistemi, Certain1 (harici bağlantı), Astra Tech OsseoSpeed ve Frialit / Xive gibi hastabaşı tarayıcı CEREC Omnicam ile implant abutmenti yapımı için tarama yeteneğine sahiptir. Gövde taraması yapıldıktan sonra, çene içinde implant seviyesinin konumu belirlenir ve kaydedilir. Bu 3D veri dosyası, kron tasarımı ve kazıma (milling) için kullanılabilir. Bu klinikte asistan veya diş teknisyeni tarafından, hastabaşı yapılabilir. Bir monolitik dayanak kronun yapımını içerebilir bu dosya kron veya abutment yapımı için CAD / CAM donanımlı laboratuvar veya üretim merkezine gönderilebilir. Alternatif olarak, optik özelliklere sahip iyileştirme abutmentleri, bir intraoral tarayıcı ile taranabilir ve ölçü materyalleri, implant ölçü başlıkları, analogları ve alçı olmadan implant abutmentleri ve siman tutuculu restorasyonlar yapılabilir (Nayyar ve diğ. , 2013).

Yöntem 2'de, bu yapım metodu poliüretan çalışma modellerinin üretilmesine izin verir. Maksiller ve mandibular intraoral taramanın ardından bir görüntü alma birimi veya CAD / CAM sistemi kullanılarak dişler ve implantlar içeren arklar taranır. Görüntüler bir CAD dosyası kullanılarak laboratuvar CAD sistemine veya dışarıdaki üretim merkezine elektronik olarak iletilir. Daha sonra poliüretan çalışma modelleri frezeleme veya eklemeli imalat ile üretilir. Çalışma modelleri yapıldıktan sonra üst çene modeli bir facebow kullanarak artikülatöre monte edilir ve mandibular model bir standart fiziksel interokluzal kayıt kullanılarak üst çene modeline uygun şekilde artikülatöre bağlanır. Kullanılan laboratuvar tarayıcının türüne bağlı olarak, alt ve üst çene modelleri artikülatöre alındıktan sonra laboratuvar tarayıcısı içine yerleştirilir veya alt ve üst çene modelleri transfer kiti ve plağı ile artikülatörden transfer edilip, tarama sistemi içine yerleştirilir. Bu yöntem poliüretan modellerin avantajlarından dolayı en iyi kabul edilir. (Anadioti ve diğ. , 2015; Patzelt ve diğ. , 2014)

Yöntem 3'te sadece dişleri içeren ölçüler, bir laboratuvar tarayıcısı ile taranır. Standart bir interokluzal kayıt da elde edilir. Bu yöntem ikili bir seçenek sunar. İlk seçenek, fiziksel kaydın 3D sanal modelleri elde etmek için ölçünün taranmasıdır; ve ikinci seçenek, yöntem 2 ile aynı protokolü izler. Bu yöntem, restorasyonun kenar doğruluğunu, ölçüden taramanın artırdığını kanıtlayan herhangi bir literatür olmadığı için tavsiye edilmez ve preparasyonda bir undercut varsa doğruluk oranı azalabilir. (Anadioti ve diğ. , 2015)

Yöntem 4'te, alınan ölçüler dişler ve implantlar da dahil olmak üzere alçı ile dökülür. Maksiller ve mandibular modeller iki farklı protokolle kullanılabilir. (Anadioti ve diğ. , 2015; Patzelt ve diğ. , 2014; Nam ve Tokutomi , 2015; Mehra ve Vahidi , 2014)

(A) Maksiller model, bir yüz arkı kullanarak artikülatöre monte edilir ve mandibular model, fiziksel bir interokluzal kayıt kullanılarak üst modele monte edilir. Bir kez daha, kullanılan tarayıcı tipine bağlı olarak, fiziksel artikülatör, monte edilmiş maksiller ve mandibular modeller ile laboratuvar tarayıcısı içine yerleştirilir veya alt ve üst çene modelleri artikülatörden transfer kiti ve plağı ile laboratuvar tarayıcısı içine transfer edilir.

(B) Üst ve alt çene modelleri interokluzal kayıt olmaksızın laboratuvar tarayıcı içine yerleştirilir. Tarama yapıldıktan sonra sanal artikülatörde sanal olarak kayda alınır. Bu yöntem, en yaygın kullanılan yöntemdir. Kron alt yapıları, iskeletler ve monolitik restorasyonlar için endikedir. Flugge ve ark., ağız içi tarayıcıyla (iTero) tarama yapmanın, tükürük, kan, hareketli dişeti ve dişlerin translüsenliği nedeniyle, laboratuvar tarayıcı (D250) ile taramadan daha az doğru olduğunu bildirmişlerdir. iTero ile yapılan intraoral tarama, iTero ile model taramasından daha az doğrudur (Flugge ve diğ. , 2013).

Tedavi planlaması ve diş destekli apareylerin yapımı, için iTero ile oluşturulan sanal modeller kullanılabilir. Genişletilmiş bir tarama protokolü, bazı bölgelerde tarama sonuçlarını iyileştirebilir (Flugge ve diğ. , 2013). İntraoral tarama, bilgisayarlı tomografi, konik-ışınlı bilgisayarlı tomografi ve ekstraoral yüzey taraması ile elde edilen veriler, implant tedavisi planlaması için birleştirilebilir, implantların mandibular kanal ve maksiller sinüs gibi anatomik yapılara göre uygun bir şekilde konumlandırılmasını sağlar (Yılmaz, 2015).

### **Sanal artikülatörler ve yüz arkları**

Facebow (yüz arkı) üst çene modelinin uzayın 3 boyutlu düzlemdeki kondiller menteşe eksenineyle ilişkisinin, artikülatöre aktarılmasında kullanılır. Yüz arkı mekanik bir aygıttır. 3 nokta kullanılır 2 nokta arkada TME (temporomandibular eklem) lokasyonu içindir. Anterior referans noktası ise üst çenenin yatay düzlemle dikey olarak ilişkisinin referans noktasıdır. Bu transfer büyük ağız rehabilitasyonu için önemlidir (Maestre-Ferrin ve diğ. , 2012). Transfer iki yöntemle yapılabilir. CAD / CAM sanal artikülatör tam ayarlanabilir bir mekanik artikülatörü taklit eder.

Birinci yöntemde, mekanik yüz arkı hastaya adapte edilir ve ardından maksiller model artikülatöre bağlanır. Sıklıkla alt ve üst çene modelinin bağlı olduğu mekanik artikülatörün sanal artikülatöre aktarımı yapılır (örneğin, Ineos X5 Sirona) ya da üst çene ve alt çene modelleri bir transfer parçasıyla (Ceramil map400, Amann Girrbach) veya plağı (ör. D2000, 3 Shape) ile sabitlenerek yapılır. Bu laboratuvar tarayıcısının türüne bağlıdır. Bu yöntem tam protezler için kullanılamaz.

Bazı firmaların CAD / CAM sistemi için klasik sanal bir artikülatörleri vardır. Pratikte bu uygulamayı kullanan şirketler Amann Girrbach, Smart Optics ve Zirkozahn'dır. Bu nedenle, mekanik artikülatörlerin seçimi laboratuvar tarayıcısının tipine bağlı olmalıdır. Restorasyonların üretilmesinden sonra küçük post-operatif ayarlama için aynı tipte artikülatöre uyan ve artikülatöre özgü karşılık gelen transfer mekanizmasının veya plakanın bulunduğu laboratuvar tarayıcısı olmalıdır. Bu yöntem, altyapılar, iskeletler, katmanlı restorasyonlar veya eklemeli teknolojinin kullanılması amaçlandığında kullanılır.

İkinci yöntem, sanal artikülatöre maksiller modelin tam konumunu aktarmak için kafa üzerindeki enine yatay eksenlerde altı noktaya tarama yaparak tersine mühendislik temelli optik tarama ve yeni metodoloji kullanılarak sanal bir yüz arki gerçekleştirilmesidir. Maksiller ve mandibular ark, bilgisayara bağlı bir optik tarayıcı (intraoral tarayıcı) ile taranır. Yatay düzlem oluşturmak için hasta kafasında (temporomandibular eklemlerde iki nokta ve sol gözün hemen altındaki infraorbital nokta) üç ekstremite noktası belirlenir. Daha sonra, üst çene dişlerine yerleştirilen yüz arkının düz metal ısırma çatalına artikülasyon kağıdı yerleştirilir ve okluzal düzlemi oluşturmak için üç adet intraoral nokta (en belirgin tüberküller) belirlenir. Altı nokta toplamı, hastanın kraniyal koordinat sisteminin sanal artikülatörün kraniyal koordinat sistemine denk geldiği farklı tersine mühendislik yazılımı ile bir kraniyal koordinat sistemi oluşturabilir. Bu nedenle, maksiller dijital model sanal artikülatör yazılımına aktarılır (maksiller modelin sanal artikülatöre sentrik okluzyon halinde sanal olarak monte edilmesi). Son olarak, hastanın ağzını sentrik oklüzyonunda kapatma talimatı verilir ve bukkal tarama (dijital oklüzal kayıt) üç farklı yönden (sağ, sol, ön) yapılır. Alt çene merkezi oklüzyonda sanal artikülatöre bağlanır (mandibular modelin maksiller modele sanal olarak bağlanması). Bu yöntem, sadece frezeleme ile imal edilecek tam kron restorasyonları için endikedir. (Solaberrieta ve diğ. , 2015; Solaberrieta , ve diğ. , 2013; Solaberrieta ve diğ. , 2014a; Solaberrieta ve diğ. , 2014b)

### **2.3.2 Tasarım yazılımı**

Çeşitli türdeki diş restorasyonlarının tasarımı için üreticiler tarafından özel yazılım sağlanmaktadır. Farklı üreticilerin farklı yazılımları ile altyapılar ve

sabit bölümlü protez (FPD) iskeletleri, tam anatomik kronlar ve FPD'ler , inley, onleyler, veneerler, preperasyonsuz veneerler, FPD (sabit protetik restorasyonlar) ve gövdeler dahil olmak üzere çeşitli tasarımlar uygulanabilir. Fiziksel modeller, post ve çekirdek, teleskoplar, özelleştirilmiş abutmentler ile teşhis muamlaımları, konumlandırma kılavuzları, implantlar, FPD ve barlar, cerrahi kılavuzlarla implant planlaması, çıkarılabilir bölümlü protezler, protez tasarımına uygun ölçü kaşıkları, splintler, model üretimi (kron ve FPD / İmplantlar), ortodontik apareyler tasarlanabilir.

Ön bölge restorasyonları, anterior rehberliği sağlamak için geçici restorasyon modellerinin bir kopya taraması ile üretilebilir. Bu sistemlerde, birden fazla diş morfolojisi kendi bünyesinde bulunan dijital kütüphanelerde mevcuttur. Bununla birlikte, bu CAD / CAM sistemleri tarafından sunulan genel diş morfolojisi formları sadece temel şekilleri sağlayabilir. Her bir hasta farklı olduğundan ve her dişin farklı olan kendi morfolojik özelliklere sahip olmasından dolayı her zaman bazı manuel değişiklikler ve modifikasyonların gerekliliği söz konusudur (Van Noort, 2012; Torabi K, 2015).

Alternatif yöntem, bir hastanın bireysel oklüzal morfolojisini belirlemek ve taklit etmek için biyojenerik diş morfolojisinin veri tabanını kullanmaktır. Dijital CAD modelin bilgisayar monitöründe görünmesi ile, dosyayı üretim sürecine iletmeden önce modelin kritik alanlarını değerlendirmek için üç boyutlu olarak döndürülebilir. Ayrıca, önerilen siman aralığı seçilebilir. Böylece farklı renklerle die-spacer'ın elle uygulaması ortadan kaldırılabilir (Mously ve diğ. , 2014).

### **2.3.3 Dijital üretim süreçleri**

Bu CAD / CAM sürecinin son aşamasıdır. Bir CAD modelinden hastanın ağzına yerleştirilmeden önce yapım, tesviye ve parlatma işlemine tabi tutulan fiziksel bir parçadan bir restorasyon üretimini içerir (Van Noort, 2012).

Bu restorasyonları imal etmek için kullanılan iki temel yöntem mevcuttur. Bunlar, çıkarma (eksiltme ve kazıma) veya eklemeli üretim (Hızlı Prototip, RP veya 3D baskı) olabilir. Freze / işleme teknolojisi, büyük katı bloklardan madde eksiltme prensibine dayalı üretim teknolojisini kullanan bir restorasyon fabrikasyonudur. Bu teknoloji ile çalışan diş hekimleri ve teknisyenler, tüm

adımlarla istenilen geometriyi elde etmek için bilgisayar programı tarafından kontrol edilen bir kazıma ünitesini kullanır. Kazıma ünitesi malzemeyi mekanik olarak kesen keskin bir kesme aletine sahip takım tezgahlarının kullanıldığı işlemlere dayanan, bilgisayarlı sayısal kontrollü makinadır.

Kazıma üniteleri, iki sınıfa ayrılır:

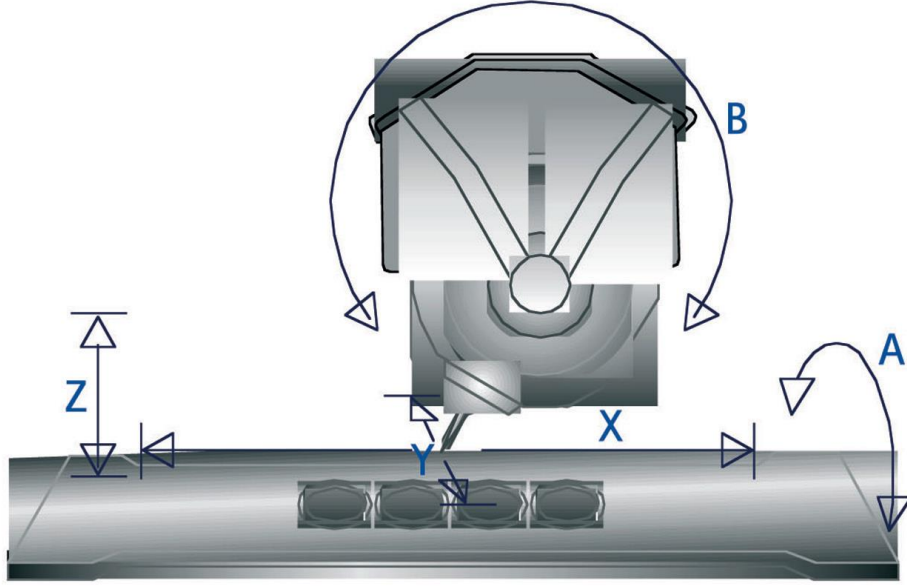
(A) Kuru / Islak / kazıma ve aşındırma , kazıma malzemeleri, kuru bazıları da ıslak frezelemeye ihtiyaç duyar.

(B) Eksen sayısına göre (3 eksen veya 4,5 eksen)

4 eksenin ve 5 ekseninin her ikisinde, farklı eksenlerde (X, Y, Z) doğrusal olarak yukarı ve aşağı hareket ederler. Ana fark, rotasyonların sayısıdır, blok / disk sadece X eksenleri etrafında dönebilir (A rotasyon), fakat 5 ekseninde, blok/disk X eksenini etrafında (A dönüşü) ve kazıma mili Y eksenini etrafında döner (B dönüşü). Ayrıca 5 eksenli frezeleme ünitesi ile frezelenmiş restorasyonların 4 eksenli frezeleme ünitesi ile frezelenmiş olandan hassasiyet oranı daha fazladır. Çünkü 5 eksenli frezeleme ünitesi tüm yönlerde undercut alanlarında kesme yapabilir. (Abduo ve diğ. , 2014) (şekil 2.1)

5 eksenli freze ünitelerinin hepsi, A ve B rotasyonlarının miktarındaki farklılıklardan dolayı aynı değildir. Daha küçük çaplı bir döner kesme aleti daha hassas bir frezeleme işleme yol açar (Bosch ve diğ. , 2014). Frezeleme teknolojisinin ana dezavantajı, freze prosedürünün doğruluğu en küçük frez çapı tarafından belirlenir (Ortorp ve diğ. , 2011). Bu nedenle, kazıma frezinin çapından daha az olan herhangi bir yüzey detayından dolayı kazıma aşırı olacak ve restorasyonun tutuculuğunun azalmasına sebep olacaktır. Ofis içi ve laboratuvar freze üniteleri arasında, frez sayısı, eksen sayısı (4 veya 5 frezeleme eksenini), ıslak / kuru, frezeleme / kazıma açısından fark vardır.





**Şekil 2.1:** Kazıma cihazının farklı çalışma eksenleri: 3 uzaysal yön X, Y ve Z (3 eksenli freze cihazları); 3 X, Y, Z eksenleri ve A rotasyonu (4 eksenli freze cihazları); X, Y, Z eksenleri , A rotasyonu ve freze mili B rotasyonu (5 eksen freze cihazları)

Anadioti ve arkadaşları lava dijital ölçü kullanarak yapılan preslenmiş kron grubundan elde edilen iç boşluğun ( $0.211 \text{ mm} \pm \text{SD } 0.041$ ) diğer gruplardan elde edilenden anlamlı derecede daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. ( $P < .001$ ) (Anadioti ve diğ. , 2015)

Ancak silikon ölçü kullanılarak yapılan preslenmiş kronlar ( $0,111 \text{ mm SD } 0.047$ ), ile silikon ölçü kullanılarak CAD / CAM ile üretilmiş kronlar ( $0,116 \text{ mm SD } 0,02$ ) ve lava dijital ölçü kullanılarak yapılan CAD / CAM kronlar ( $0,145 \text{ mm SD } 0,024$ ) arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Eklemeli üretim, genellikle 3D model verilerinden nesneler oluşturmak için malzemelerin birleştirilmesi işlemi olarak tanımlanır, genellikle katman üzerine katman ilavesi söz konusudur (Keating ve diğ. , 2008). CAD tasarımı tamamlandıktan sonra, çok kesitli görüntülere ayrılır. Malzemenin her bir milimetresi için, makinenin son şekli oluşturmak üzere kaynaştırdığı arka arkaya sıvı veya toz malzeme birleşiminden oluşturulan 5–20 katman vardır. Bunu, fazla malzemenin ve destekleyici çerçevenin çıkarılması için arıtma izler. Bu tip imalatla ilgili temel sorun, yapım sırasındaki ve sonrasındaki büzülme ve tabakaların çok ince olmasından dolayı nihai model üretiminde farklılıkların olabilmesidir.

Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS), StereoLithogrAphy (SLA), Tarama, Selektif Fotoküring (3SP), PolyJet ve Doğrudan Işık Projeksiyonu (DLP) dahil olmak üzere eklemeli üretim teknolojilerine dahil edilebilecek çeşitli teknikler vardır.

Birincil fark, restorasyonların dikey bileşenlerini temsil eden Z düzleminin geliştirilmesi ile ilgilidir (Keating ve diğ. , 2008). Dijital bir model basmak, frezeleme işleminden daha hassastır, Nam ve Tokutomi (2015) ve geleneksel alçı modellerden daha doğrudur (Kim ve diğ. , 2014a).

Bununla birlikte, beş eksenli frezeleme kullanılarak bir implant cerrahi şablonunun üretimi, hızlı prototiplemeden daha doğru bir şekilde üretilmiştir (Park ve diğ. 2014). İmplant vakalarında yumuşak doku modelleri için 3D yazıcı kullanılabilir ve implant analogunun yerleştirilmesi için soket hazırlanabilir. Ayrıca, sanal modele hasta adı ve kayıt numarası yazılabilir. Nihai kronun tasarımına bağlı olarak, dişhekiminin preparasyonun şeklini ve miktarını kontrol etmesine yardımcı olmak için bir hazırlık kılavuzu kolayca oluşturulabilir. Abutment tasarımı, kemik yapının görselleştirilmesiyle geliştirilebilir.

Çıkarılabilir bölümlü protez ile ilgili olarak, iskelet tasarımı çalışma modeline çizilir ve daha sonra bir laboratuvar tarayıcısı kullanılarak taranır. İskelet her zaman bir fotopolimerik iskelet olarak 3D yazıcıyla üretilir ve daha sonra krom kobalttan dökülebilir veya doğrudan metal lazer sinterleme yoluyla krom kobalttan yapılabilir. Tam protez dijital olarak üretilir; dijital protezlerin üreticilerine göre bazı klinik prosedürler yerine getirildikten sonra, tam protezler yapılır. (Bidra ve diğ. , 2013; Bilgin ve diğ. , 2015; Kattadiyil ve diğ. , 2013 ; Goodacre, ve diğerleri, 2012 ; Infante ve diğ. , 2014; Bidra, 2014; Yamamoto ve diğ. , 2014) Bazen tam protez üretiminde protez kaidesini kazınır ve daha sonra prefabrik protez dişler kazınmış protez kaidesinin (Weiland ve AvaDent) girintilerine bağlanır. Bazen de hem protez kaidesi hem de dişler bir ünite (AvaDent) olarak frezelenir. Alternatif bir yöntem, kaidenin ve dişlerin bir bütün olarak 3D baskısıdır (Pala ve Dentic).

Protez kaidesi ve dişleri tek bir ünite (AvaDent) olarak kazınır. Alternatif bir yöntem, kaide ve dişlerin tek bir ünite halinde (Pal ve Dentic) 3D baskısıdır.

Altyapı ve iskelet, eklemeli üretim teknolojisi (reçine alt yapılar ve iskeletlerin 3D yazıcıyla basılması ve daha sonra cam seramik ile tabakalama) veya kazıma/aşındırma yoluyla üretildikten sonra porselen kaplama, üç farklı yöntemle yapılabilir. Bunlar porselenin geleneksel katmanlanması, presleme tekniği ve CAD-on kaplama tekniğidir. (bilgisayar, hazırlanan diş ile karşıt diş / hazır diş arasındaki karşılıklı mesafeyi hesaplayacaktır) CAD-on tekniğinde bilgisayarda aynı anda hem altyapı hem de kaplama porseleni tasarlanır. Alt yapılar / iskelet bir zirkonya diskinden kazınırken, kaplama porseleni (CAD-on kaplama) bir lityum disilikat bloğundan kazınır. İki parça olacak füzyon camı veya ışınli siman ile birbirine yapıştırılır.

CAD-on kaplama tekniği,

- (1) Boşluk veya eksiklikler yoktur (Beuer , ve diğerleri, 2009).
- (2) Veneer (kaplama) porseleninin istenilen kalınlıkta olması sağlanır
- (3) Soğutmanın herhangi bir etkisi yoktur.
- (4) Daha az sayıda fırınlama vardır.
- (5) Astar gerektirmez.
- (6) Daha düşük termal genleşme katsayısı vardır. (zirkonyaya yakın)
- (7) Yaşlanmaya karşı dirençlidir, katmanlama ve presleme tekniklerine kıyasla veneer seramiği ile zirkonya arasında daha yüksek bağ mukavemeti vardır (Kim ve diğ. , 2014c; Renda ve diğ. , 2015).

Bu nedenlerden dolayı daha popüler hale gelmektedir.

#### **2.4 Sınırlamalar ve Gelecekteki CAD / CAM**

Kamera sadece kamera merceğine görülebilir olanı kaydedebilir. Bu nedenle, tükürük, kan veya yumuşak doku tarafından gizlenen bu yapılar veya kenar aralıkları kamera tarafından görülemez ve doğru şekilde kaydedilemez (Ting-Shu ve Jian , 2015; Logozzo ve diğ. 2014a; Logozzo ve diğ, 2014b). Disk formunda cam seramiklerin olmaması bir eksikliklerdir. Disk formunda mevcut olduğunda, presleme tekniği büyük olasılıkla ortadan kalkacaktır. Ayrıca, eklemeli teknoloji polimerik ve metalik materyaller ile sınırlıdır. Seramik içeren malzeme bulunmamaktadır.

Bir diğerk kısıtlama ise, dijital ölçülerin, geleneksel ölçülere kıyasla sınırlı tam çene doğruluğunun olmasıdır (Ender ve Mehl, 2015; Patzelt ve diğ. , 2014; Ender ve Mehl, 2013; Nedelcu ve Persson , 2014). Ayrıca zirkonya altyapılar daha uzun kavisli altyapı gerektiren dişler üzerinde, uyum ve adaptasyonu potansiyel olarak etkileyebilecek olan, kısa düz altyapıdan daha büyük bir sinter distorsiyonuna maruz kalırlar. Zirkonya altyapılar kısmi ark için doğru uyum sergiler (Abduo, 2014). Gelecekte, diş etini retraksiyon ipleri olmaksızın invaziv olmayan bir şekilde penetre etme özelliğine sahip tükürük, sulkuler sıvı ve kandan etkilenmeyen ultrasonik dalgalar kullanarak alınan ultrasonik ölçüler uygulanacaktır. Bu, belirli avantajlara, ilerlemelere yol açacaktır. Ağız boşluğu ve diş yapısı ile ilişkili yapıların kurutulması ve detaylı temizliği gereksiz hale gelir, ayrıca tedavi süresini azaltır ve optik ölçülere göre hasta konforunu artırır. (Chuembou ve diğ. , 2015; Vollborn ve diğ. , 2014). Ayrıca, restorasyonlar, zirkonya ve cam seramiklerin lazer frezeleme ve /veya doğrudan enjeksiyon yöntemi ile üretilecektir. Ek olarak, monolitik restorasyonlarla uyumlu olarak ultrasonik ölçüler kullanılacaktır (Kazama-Koide ve diğ. , 2014; Ebert ve diğ. 2009).

## **2.5 CAD /CAM Materyalleri**

Estetik ve fonksiyonel beklentilerin artması, CAD / CAM sisteminin kullanımının yaygınlaşması, istenilen özelliklere sahip beklentileri karşılayacak farklı materyaller üzerinde çalışmalara neden olmuştur. Restorasyonların yapımında kullanılacak materyallerin tipi, restorasyonun ağızdaki konumuna , hastanın sosyo-ekonomik durumuna, beklentisine ve hekim tercihine göre farklılık göstermektedir. CAD/ CAM sistemleri ile kullanılan çeşitli materyaller mevcuttur.

Bu materyaller şu şekilde sınıflandırılmaktadır: (Fasbinder, 2010; Fasbinder, 2012).

1. Feldspatik (camsı) seramikler
2. Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
3. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
4. Oksit seramikler

- a. Cam infiltre oksit seramikler
- b. Sinterlenen oksit seramikler
5. Nanoseramikler
6. Hibrid seramikler
7. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler
8. Kompozitler
9. Polimerler
10. Metaller

### **2.5.1 Feldspatik seramikler**

Diş hekimliğinde CAD / CAM sistemleriyle kullanılan ilk bloklar feldspatik seramik içerikli bloklardır. 1985'den bu yana yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bu bloklardan üretilmiş inlay restorasyonlarında başarı 10 yıllık periyot için %90,4 gibi oldukça yüksektir (Otto ve de Nisco , 2002).

Feldspatik blokların yapısı (Vitablocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Germany) potasyum feldspar, albit gibi doğal feldspardan oluşur. Doğal feldspar malzemelerin avantajı; diğer seramikler ile karşılaştırıldığında saflık derecesinin ve erime sıcaklığının yüksek olmasıdır (Seghi ve Sorensen , 1995). Cam matriks içerisinde 3-4 µm boyutlarında %30 oranında ve homojen biçimde dağılmış, feldspar partikülleri bulunmaktadır. Kırılma dirençleri 150 MPa, elastiklik modülleri ise 45-63 GPa'dır (Fasbinder, 2012). İnley, onley, veneer, kronlar için önerilirler (Sannino ve diğ. , 2014).

Kimyasal içeriğinin ; %56-64 SiO<sub>2</sub>, %20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, %6-9 Na<sub>2</sub>O, %6-8 K<sub>2</sub>O, %0,3-0,6 CaO, %0,1 TiO<sub>2</sub>'den oluştuğu belirtilmektedir.

Feldspatik blokların yapıları laboratuvarında sinterlenen seramiklere göre daha homojen ve stabildir. Bunun sebebi standardize edilmiş olarak endüstriyel üretilmeleri ve vakum altında sinterlenmiş olmalarındandır (Giordano, 2006). Monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere 3 çeşit feldspatik seramik blok vardır.

Monokromatik blokların estetik özellikleri artırmak için dikromatik ve polikromatik bloklar geliştirilmiştir (Trilux, Triluxe Forte) (Fasbinder, 2010).

Dikromatik bloklarda küresel bir dentin çekirdeği ve etrafında translüsent mine tabakası bulunmaktadır (Reich ve Hornberger, 2002).

Polikromatik blokların kullanılmasıyla elde edilen sonuçlar tek renk bloklardan daha iyidir. Bu bloklarda dentin ve mineyi taklit etmek amacıyla renk geçişi 3D olarak hazırlanmıştır (Reich ve Hornberger, 2002).

Farklı renk doygunluğu ve ışık geçirgenliklerinden dolayı doğal diş yapısını taklit edilebilmektedir (Vitablocks Real Life). Böylece doğal dişe benzerlikten dolayı restorasyonun mevcut doğal dişlerle uyumluluğu sağlanmaktadır. Kroma derecesi kesici kenardan koleye doğru artmaktadır. Doğal dişteki katman yapısına benzemektedir. Aynı özelliklere sahip materyalde CEREC Vita Blocks Mark II bloklar, ince taneli tozlar kullanılarak üretilir (Reich ve Hornberger, 2001). İnce taneli boşluksuz seramiklerdir. Bu özellik sayesinde cilalanabilirlik özelliği artar, mine tabakasının aşınması azdır, direnç özelliği artar. Bu materyalin dayanım özelliği aşağı yukarı 130 Mpa'dır. Parlatılıp, glazür yapıldığında 160 Mpa veya daha fazla olur.

İnlay, onlay, laminate veneer, parsiyel kron ve full kron yapımında kullanılmaktadırlar. Ön ve arka bölgede tam kron yapımına uygundur. (Denry ve Kelly , 2008). Bu bloklar tek veya çok renkli olabilmektedirler. İçeriklerinde bulunan yoğun camsı yapıdan dolayı hidroflorik asitle pürüzlendürülebilirler ve rezin kompozitlerle yapıştırılmaları mümkündür. Adeziv simantasyonda oksit seramiklerden daha başarılı sonuçlar verirler. Mekanik cilalanabilirlikleri de oldukça yüksektir. Bu bloklar, tüm bu özelliklerden dolayı hastabaşı (chairside) uygulamalarına çok daha uygundur. (Sorensen ve diğ. , 1991; Sorensen ve Munksgaard, 1995)

### **2.5.2 Lösitle güçlendirilmiş cam seramik**

Seramik yapıdaki cam matriks içinde bulunan lösit kristalleri birçok kontrollü aşama ile üretilmektedir. CAD / CAM sisteminde kullanılan lösit esaslı seramik temel olarak silisyum oksit (SiO<sub>2</sub>), alüminyum oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ve potasyum oksitten (K<sub>2</sub>O) meydana gelmiştir (Pröbster ve diğ. , 1997). Silikat cam matriksin %30-40 yakın kısmını, 1-5 µm büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur (Kelly ve diğ. , 1996). Materyalin aşınma ve translüsent özelliği doğal

dişle benzer, bükülmeye karşı direnci ise 160 MPa'dır (IPS empress CAD) (Giordano, 1996).

Lösit kristalleri materyal direncini 2 farklı şekilde arttırmaktadır. Bunlardan ilki lösit kristallerinin çatlağın yönünü değiştirmesi ve çatlak ilerlemesini durdurmasıdır (Albakry ve diğ., 2014). Diğeri ise soğuma anında seramiğin camsı kısmında fazla baskı gerilimlerinin meydana gelmesidir. Seramik yapının %40'ını, lösit kristalleri oluşturmaktadır. Lösit kristalleri cam matriks içerisinde bulunmasına rağmen cam matriks yapıdan daha fazla genleşme katsayısına sahiptir. Isıtma sonrası seramik soğurken lösit kristalleri büzülür, cam matriks lösit kristallerine doğru çekilir ve oluşan iç basınç mikro çatlakların ilerleyip büyümesine engel olur (Tinschert ve diğ., 2000).

Materyalin estetik ve mekanik özellikleri doğal dişle benzerlik göstermektedir. Restorasyonların dayanıklılığı, diş dokusuyla olan adezyona bağlıdır ve adeziv simantasyon gerektirmektedir. Endikasyonları, laminate venerler ve ön bölge kronlarıyla sınırlıdır (Fasbinder, 2002).

Renk özelliklerine göre 3 tip blok vardır. HT bloklar yüksek translüsentliğe, LT bloklar ise yüksek parlaklık değerine sahiptir. HT blokların inley onley restorasyonlarının yapımında kullanımı daha uygundur. LT bloklar ise geniş restorasyonların yapımında tercih edilebilmektedir. Multi bloklar ile doğal dişlerde yakın restorasyonlar yapılabilmektedir (Reich ve Hornberger, 2002).

### **2.5.3 Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler**

Cam seramiklerin daha geniş endikasyon alanında kullanılabilmesi için daha yüksek dayanım ve kırılma direncine sahip materyallerin geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur (Hölandve diğ., 2000). Lösit cam seramiklere kıyasla çok daha yüksek miktarda kristal içeriği bulunmaktadır. Bu kimyasal yapı altyapı seramiğini güçlendirir. Materyalde % 70 oranında lityum disilikat kristalleri kullanılmaktadır, üstyapı seramiği ise florapatit kristallerinden oluşmaktadır. (Pagnianove diğ., 2005; Rosenstiel ve diğ., 2006.)

CAD / CAM sistemlerinde kullanılmak üzere hazırlanan blokların üretim aşamasında; lityum disilikat materyalinin kırılma ve zor freze edilmesinden dolayı farklı prosedürler gerekmektedir (Ritzberger ve diğ., 2010). Lityum disilikat bloklar; quartz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina oksit, potasyum

oksit ve diğ er komponentlerden oluş ur. CAD / CAM için ü retilmiş lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin üretiminde seramik kısmı olarak kristalize edilmektedir. Kısmi kristalize blokların ana yapısını lityum metasilikat oluşturur, bu aşamada ilave renklendiricilerden dolayı mavi görünümündedir. Lityum metasilikat kristalleri mevcut hacmin % 40' nı teşkil eder ve kristallerin boyutu yaklaşık 0,5 mikrondur. Kısmi kristalizasyonun amacı blokların hem kolay ve hızlı bir şekilde freze edilebilmesini sağlamak, hem de frezeleme işle mi sırasında çatlak oluşumunu engellemektir (Harder, 2010; Harrer, 2012). Materyalin bu aşamadaki dayanımı 130-150 MPa'dır.

Mavi fazdaki bloklar iki aşamalı kristalizasyon işlemine maruz kalırlar. İki aşamalı kristalizasyon ilk adımda lityum metasilikat kristallerinin çökeldiği kontrollü çift nükleasyon aşamasından oluş ur. Frezeleme işleminden sonra ikinci bir ısıl işlemde metasilikat faz tamamen eriyip dağılır ve lityum disilikat kristalize olur. Kristalizasyon süresince, seramik lityum metasilikat kristal fazdan lityum disilikata dönüşür. Baştan sona bu dinamik ısıl işlemde frezeleme aşamasında stabilizeyi sağlayan lityum metasilikat kristalleri cam matriks içine geri emilir ve lityum disilikat kristallerinin gelişmesi için ham materyal olarak görev görür. Bu ısıl işlem yaklaşık 840-850 derecede bir porselen fırınında gerçekleşir. Kristalizasyon süresi yaklaşık 25 dk.' dır (Reich ve Schierz, 2013).

Lityum disilikat seramiklerde büzülme oranı % 0,2' dir. Bu büzülme kenar, arayüz ve okluzal uyumu etkilememektedir (Tysowsky, 2009). Dayanım 360-400 MPa'a çıkar ve mavi renkten asıl seçilen renk tonuna geçiş olur. Cam seramik bu aşamada yaklaşık %70 hacimde lityum disilikat kristalleri içerir, Kristal boyutları yaklaşık 1,5 µm'dur (Ritzberger ve diğ ., 2010). Simantasyon öncesi lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik restorasyonların yapıştırma yüzeyine asit uygulanması ile cam matriks erir ve gömülü kristaller açığa çıkar. Bu kristaller kenetlenmiş bir ağ şeklinde homojen olarak yayılmıştır. Yoğun kristalin kütlesi çatlak yayılımını engeller ve mekanik dayanıklılığı artırır. Çatlak oluşmuşsa bile kristaller tarafından dolaylı bir şekilde tutulur ve daha fazla ilerlemesi engellenir (Albakry ve diğ ., 2003).

Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristal faz lityum metasilikattır. Bu blokların mekanik ve kimyasal direnç i zayıftır. 850 ° C'deki kristalizasyon



işleminde sonra, lityum metasilikat dirençli ve dış rengindeki lityum disilikat haline dönüşür (Ritzberger, 2010).

Işık geçirgenliği farklı üç tip ( HT,LT, MO ) lityum disilikat CAD /CAM blokları mevcuttur. Translüsente özelliği yüksek HT bloklar komşu yapıların rengini absorbe edebilme ( bukalemun efekti ) özelliğinden dolayı oldukça estetiklerdir. Onley ve inley gibi restorasyonların yapımında kullanılabilirler. Düşük translüsensiye sahip LT bloklar çeşitli renk seçenekleri ile tam anatomik restorasyonların yapımında kullanılabilirlerdir. Renkleşmiş dişlerin tedavisinde, tabakalama tekniğiyle MO blokların kullanımı uygundur. Daha estetik bölgelerde cut-back tekniği ile üst yapı porseleni uygulanabilir (Guess ve diğ. , 2010).

Köprü yapımında lityum disilikat güçlendirilmiş cam seramik bloklar tercih edilir ve zaman geçtikçe endikasyonları artmaktadır. Yapılan çalışmalarda bu bloklardan yapılan arka bölge köprülerinin metal-porselen köprüler kadar başarılı olduğu tespit edilmiştir. (Kern ve diğ. , 2012)

Üretici firmanın önerdiği şekilde 0,8 mm kalınlığında hazırlanan altyapıların kırılma direnci 400 MPa'ya kadar çıkmaktadır. Bu sayede kron protezlerinin yapımının yanında, 3 üyeli köprü protezlerinin yapımı da mümkün olmuştur. İkinci küçük azı dişlerinden itibaren, ön bölge köprü protezleri endikasyon alanına girmektedir (Taskonak, 2005).

## **2.5.4 Oksit seramikler**

### **2.5.4.1 Cam infiltre edilmiş oksit seramikler**

Frezeleme işlemi sonrasında poröz yapının giderilmesi amacıyla cam infiltre CAD / CAM blokların esas yapısını oluşturan alumina veya alumina zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara cam infiltrasyonu yapılarak yapının devamlılığı sağlanmaktadır.

Materyalin tamamına geniş bir şekilde yayılan ve iç içe geçmiş en az iki faz bulunur. Gerçek sertliklerine ulaşmaları için lantan oksit cam infiltrasyonu işlemine tabi tutulurlar. Poröz bloklar alt yapı hazırlanması için millenir. Sonra bloklar porselenle kaplanmak (veneerlenmek ) üzere yüksek yoğunluğa ulaşmaları için farklı oranlarda cam seramik infiltrasyonuna tabi tutulurlar. Bu

bloklar In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonia olmak üzere üç çeşittir.

1994 yılında In-Ceram Spinell opak altyapıya sahip In-Ceram Alumina' ya materyaline estetik açıdan daha başarılı bir alternatif olarak üretilmiştir In-Ceram Spinell, In-Ceram sistemleri arasında en yüksek translüsentliğe sahip olan materyaldir. İçeriğinde magnezyum alüminyum oksit ( $MgAl_2O_4$ ) kullanılır. Sinterleme işleminden sonra 'spinell' adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliğinin de sağlanmasına yardımcı olan lantan oksit cam infiltre edilir. Bükülme direnci In-Ceram Aluminadan % 25 daha az, translüsentliği ise 2 kat fazladır. Bükülme direnci 350 MPa'dır. Translütent özelliği sayesinde ön bölge restorasyonlarda tercih edilirler (Magne ve Belser, 1997; Fradeani ve Redemagni , 2002).

İlk olarak 1989 yılında üretilen In-Ceram Alumina, yüksek oranda sinterlenmiş poröz alumina altyapı materyaline, düşük viskoziteli sodyum lantan oksit cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir (Kelly ve diğ. , 1996). Bükülme direnci 600 Mpa'dır (Giordano ve diğ. , 1995). Ön, arka bölge kronlarında ve üç üyeli ön bölge köprülerinde alt yapı materyali olarak kullanılabilir (Sorensen ve Torres, 1992). Vita InCeram Alümina blokları tebeşirimsi yapıdadır, freze edilirken daha büyük boyutta tasarlanır ve sonra sinterlenerek yoğunlaşır.

Zirkonyumun stres bağımlı transformasyon özelliği ile alumina matriksin birleştirilmesiyle sağlanan avantaj, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA) üretiminin oluşmasına sebep olmuştur. Son yıllarda üretilen In-Ceram Zirkonia alüminyum oksit içeriğine ilave olarak %33 oranında seryum stabilize zirkonyum (12Ce-TZP) katılarak piyasaya sürülmüştür. InCeram zirkonya ise yüksek dayanımlı, translüsensitesi az olan bir materyaldir. In-Ceram 1100 °C'de 2 saat sinterlendikten sonra cam infiltrasyonu gerçekleşmektedir. Camsı kısım yapının son halinin yaklaşık %23'ünü meydana getirmektedir (Deville ve diğ. , 2003; Guazzato ve diğ. , 2004).

#### **2.5.4.2 Sinterize oksit seramikler**

##### **a. Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ )**

Alüminyum oksit kristalleri içeren yarı sinterlenmiş, yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Presinterize durumdaki bloklar ve restorasyon elde edildikten

sonra 1520 °C’de fırınlama işlemine tabi tutulurlar. Blokların kırılma direnci 500 MPa’dan fazla olup, bükülme direnci de yaklaşık 610 Mpa’dır. Elastiklik modülü ise 380 GPa’dır. Freze işlemi sonrası cam infiltrasyonuna gerek kalmaz. Bu bloklar tek renkten oluşmaktadır; fakat daha sonra üzerine yığılacak porselen rengine göre boyama sıvısıyla renklendirilme işlemi yapılabilir. (Guazzatove diğ. , 2004).

#### **b. Zirkonyum oksit (ZrO<sub>2</sub>)**

Tam porselen restorasyonların alt yapılarının yapımında en çok kullanılan materyal olarak öne çıkan Y-TZP yüksek mekanik dirence, kimyasal ve boyutsal stabiliteye sahiptir (Conrad ve diğ. , 2007). Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit bloklar 3 grupta incelenir:

Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar, (yeşil faz - green stage) üretim aşamasında zirkonyum dioksit tozunun herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilen bloklardır. Oldukça yumuşak bir yapıya sahip oldukları için kolayca aşındırılabilirler. Aşındırma işlemi sonrasında sinterleme işlemi uygulanır. Herhangi bir ısı uygulaması yoktur. Seramik tozu ve bağlayıcı ajanlardan preslenerek elde edilir. Herhangi bir sinterleme işlemi olmadığı için malzeme tebeşir tozuna benzer. Kolayca aşındırılabilirler. Stabiliteleri oldukça azdır, taşınma ve uygulama problemleri ortaya çıkar. Likit soğutmasız metal karbit aşındırıcılarla işlenebilir. Bu yeşil aşama porözitelidir. Fırınlama sırasında lineer olarak % 25’ lik çekme büzülmesi beklenir. Zirkonyum oksit yeşil fazda CAD / CAM sistemleri için satılmazlar. (Beuer ve diğ. , 2008)

Yarı sinterlenmiş (Non-HIP) zirkonyum dioksit bloklar, (beyaz faz - white stage) zirkonyum dioksit tozu ile bağlayıcı maddenin birlikte ısı kullanılmadan preslenmesiyle üretilirler. Elde edilen bloklar 1350-1550 °C ısıda ön sinterleme işlemine tabi tutulur (Denry ve Kelly , 2008). Sinterleme sonucunda beyaz bloklar % 5’ lik çekme büzülmesine sahip olurlar. Beyaz bloklardan CAD / CAM ürünlerinin üretimi yapıldığında % 20’ lik çekme büzülmesi göz önünde bulundurulmalıdır. Beyaz bloklar soğutmasız metal karbit aşındırıcılar veya su soğutmalı elmas aşındırıcılarla işlenebilirler.

Tam sinterlenmiş (HIP) zirkonyum dioksit bloklar: ( hot isostatic pressed) HIP olarak adlandırılan tam sinterlenmiş bloklar ilk olarak yaklaşık 1300 °C'de sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Oluşan yapı çok sert olduğu için aşındırma işlemi uzun zaman almaktadır. Elmas aşındırıcılarla su soğutmasıyla işlenirler (Beuer ve diğ. 2008).

Avantajları:

- 1-) Sertleşme büzülmesi ve distorsiyonu yoktur.
- 2-) Sinterleme fırınına ihtiyaç yoktur.
- 3-) Sinterleme işlemi için ek zamana gerek yoktur

Dezavantajlar:

- 1-)Yüksek rijitliğe ve stabiliteye sahip cihazlar gerekli
- 2-) Daha uzun frezeleme süreleri, cihazların daha yavaş kullanımı
- 3-) Frezler kısa sürede aşınır
- 4-) Hiç renkli blok satılmamaktadır.

Zirkonyum dioksit mükemmel mekanik karakteristik özelliklere sahip yüksek performanslı oksit seramiktir. Bu diğer dental seramiklerle kıyaslandığında yüksek burkulma ve kırılma dayanımından dolayı sabit bölümlü protezler için alt yapı ve kişisel implant abutmentlerinin yapımında kullanılabilir. Yttrium oksit ( $Y_2O_3$ ) moleküllerinin ilavesi sonucunda oda sıcaklığında tetragonal faz stabilizasyonu sağlanır. Monolitik faza dönüşüm seramik içindeki çatlakların ilerlemesini engeller (transformasyon direnci). Bu dönüşüm sonucunda % 4'lük bir hacim artışı görülür. Bu artış, stres yoğunluğunu azaltır ve çatlak büyümesini engeller (Beuer ve diğ. , 2008;Dirxen ve diğ. , 2013). Kırılma dayanımı 900-1200 MPa arasında olup, elastiklik modülüsü ise yaklaşık 210 Gpa'dır (Zimmermann ve diğ. 2013). Renklendirme likitiyle renklendirilirler (Guazzato ve diğ. , 2004).

Geleneksel zirkonya üç fazda bulunur. Oda sıcaklığında saf zirkonya izmonokliniklidir. Artan sıcaklıkla, malzeme yaklaşık 1170 ° C'de tetragonal'e dönüşür, sonra yaklaşık 2370 ° C'de başlayan bir kübik florit yapısına, 2716 ° C'de eriyerek döner. Zirkonyumun tetragonal fazı genellikle opaktır; klinik

olarak kullanıldığında feldspatik porselen ile katmanlanmıştır. Bu tür altyapı kaplama sistemlerinde, üst yapı porseleninin kırılması ve parçalanmasının, tek kronlar için % 2 - % 9 ve 1 ila 5 yıl sonra simante restorasyonlar için % 3 - % 36 olduğu bildirilmiştir. Oklüzal yük ve porselen kalınlığı da, restoratif başarısızlıklarda ilave bir etkiye sahiptir (Guess ve diğ. , 2011).

Monolitik zirkonya bloklar, yüksek dayanıklılık ve translüsent (yarı şeffaflık) özelliğine sahiptir. Polikristalin seramiklerin şeffaflığı materyalin kimyasal yapısına ve mikro yapısına göre değişir. Materyallerin içerisindeki düzensiz partiküller ve poroziteler ise ışık geçirgenliğini azaltır. Standart zirkonya blokların içeriğinde dayanıklılığını arttıran ancak optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar bulunmaktadır. Solid ya da translüsent olarak da adlandırılan bu blokların yapısındaki atomlar ise, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir. Yapıdaki nano-partiküller sayesinde porözite içermemesi ve alumina içeriğinin % 0,01'e kadar indirilmesi ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır (Kelly, 2006).

Monolitik zirkonya altyapı materyali olarak kullanılabilirdiği gibi, üstyapı porseleni ihtiyacı olmadan tam kron olarak uygulanabilir. Oklüzal aralığın yetersiz olduğu durumlarda, restorasyon 0,3-0,5 mm kalınlığa kadar inceltirilerek kullanılabilir. (Kelly, 2006).

### **2.5.5 Nanoseramikler**

Nanoteknolojinin endüstriyel sektörden dış hekimliğine geçmesi ile birçok yenilik sağlanmıştır. Nanoseramikler bunlardan biridir. Yapıları nano seramik partikülleri ve UDMA içerikli reçine matriksten meydana gelmektedir. Yapı içerisinde 4-11 nm çapında zirkonya nanomerler ve 20 nm çapında silika nanomerler bulunmaktadır. Blokların üretim aşamasında, reçine matriks ve nanomer yapı arasında kimyasal bağlantı yapıya katılan silan ile sağlanmaktadır (Fradeani ve Redemagni , 2002). Materyalin elastiklik modülü yaklaşık 10-20 Gpa'dır. Bu değer dentinin elastiklik katsayısına yakındır, bu yüzden stresi cam seramiklerden daha iyi absorbe eder. Materyalin kırılma dayanımı (204 Mpa) lityum disilikat bloklara yakın; feldspatik, lösit ve kompozit bloklara göre fazladır. (Zhang ve diğ, 2013). Nanoseramiklerin kuvvet absorbe etme özelliklerinin olduğu ve implant üstü restorasyonlarda seramiklere nazaran daha

başarılı sonuçlar verdiği bildirilmektedir. Ayrıca karşı dişte meydana getirdikleri aşınma, cam seramiklere kıyasla çok daha azdır (Raigrodski, 2004b).

### **2.5.6 Hibrid seramikler**

Bu bloklar freze işleminden sonra sinterlenmezler. Yüzey parlatma işlemleri mekanik olarak yapılır ve bükülme dayanımları 150-220 MPa'dır. Kırılma doyumlukları yüksektir, aşınmaya karşı dirençlidirler. Adeziv rezin simanlar ile diş dokularına bağlanmaları son derece iyidir.

Bu blokların yapısında yoğun oranda bulunan seramik ağı, birbiri içerisine tamamen entegre olan bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir. Seramik ve kompozitlerin avantaj sağlayan özelliklerini bir arada toplamak için üretilmiş bir materyaldir (Enamic, Vita Zahnfabrik, Germany ve Lava Ultimate, 3M ESPE, Germany). Ağırlıkça %86'sını, hacimce %75'ini seramik yapı oluşturur. Bu seramik çeşitleri sinterlenmiş matriks yapılarının arasında kalan boşlukların polimer materyali ile doldurulmasıyla elde edilirler. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Polimer ağ sayesinde seramikte sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu azaltılmıştır. Yüksek yükleme kapasiteleri sayesinde özellikle arka bölgede yapılacak kron restorasyonlarında yapılması gereken aşındırma daha az olmaktadır.

### **2.5.7 Lityum disilikat seramikler**

Cam seramiğin optik özellikleri ve zirkonyanın olumlu mekanik özellikleri birleştirilerek elde edilen bir materyaldir (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Germany, Celtra Duo, Dentsply, U.S.). Yapısındaki zirkonya partikülleri (%8-10) sayesinde oldukça dayanıklıdır (Kruger ve diğ. , 2013). İnce kristalin yapı yaklaşık 0,5 µm boyutlarında ve homojen olarak dağılmıştır.

Lityum disilikat seramik bloklar, CAD / CAM sistemleri ile kullanılan ilk bloklardan birisidir. Bu bloklar mekanik açıdan güçlendirilmiş, zirkonya infiltre lityum disilikat seramik bloklar üretilmiştir. Seramik yapıda %56-64 SiO<sub>2</sub>, %15-21 Li<sub>2</sub>O, %1-4 K<sub>2</sub>O, %3-8 P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, %1-4 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, ve %8-12 ZrO<sub>2</sub>

bulunmaktadır. Frezeleme sonrası kırılma direnci 210 MPa iken, kristalleşme sonrası kırılma direnci 420 MPa'a ulaşır (Güth ve diğ. , 2013).

### **2.5.8 Kompozitler**

Yapısal, fiziksel, biyolojik ve estetik avantajlarından dolayı kompozit reçine esaslı materyaller ile akrilik reçine esaslı bloklardan daha estetik ve biyolojik özelliklere sahip uzun süreli geçici restorasyonlar yapılabilmektedir. Ayrıca özellikle brüksizimli hastalarda, çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilen ve karşı dişte daha az aşınmaya neden olan bu tür malzemelerle inley, onley ve tek diş kron restorasyonların hazırlanması da mümkündür (Höland ve diğ. , 2000).

### **2.5.9 Polimerler**

Resin materyaller uzun süreli direkt kron sabit bölümlü protezlerin alt yapısı veya geçici tam anatomik protezler olarak kullanılırlar (Telio CAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Dentin , mine tabakasına sahip yarı özel hazır bloklar bir üretici tarafından sağlanmaktadır (artegral imCrown, Merz Dental). Kronun dış kısmının şekli anatomik olarak tam ön diş formuna uygun iken kronun iç yüzeyi bloğun içeriden dışarıya kazınmasıyla oluşur (Beuer ve diğ. 2008). Bazen rezin malzemedan restorasyonlar üretilir, kenar uyumu ve estetik görüntüden emin olduktan sonra daha pahalı seramik bloklardan üretime geçilmektedir. Bunun için monokromatik, polikromatik ve PMMA içermeyen bloklar mevcuttur. Geleneksel döküm tekniğindeki mum modelaj yerine, rezin esaslı bloklar CAD / CAM sistemlerinde kazınarak altyapı modelajları yapılabilmekte ve cerrahi plakların da üretimi mümkün olmaktadır. (Lauvahutanon ve diğ. , 2014).

### **2.5.10 Metaller**

Diş hekimliğinde genel olarak krom-kobalt, titanyum alaşımları ve saf titanyum alaşımları kullanılmaktadır. Pahalı olmaları ve yüksek madde kaybı yüzünden ilgi görmemişlerdir (Beuer ve diğ. ,2008). CAD / CAM sistemlerinin gelişimiyle birlikte, özellikle metal destekli seramik restorasyon ya da implant üstü restorasyonlarda bar yapımında dökümden kaynaklanan büzülmeleri ve uyumsuzlukları engellemek ve pasif uyumu sağlamak amacıyla bu materyallerden üretilmiş bloklar kullanılır (Mehl ve diğ. , 2013).

Eskiden beri kullanılan geleneksel metal blokların yanı sıra sinterlenen metal bloklarda üretilmiştir. Bu blokların içeriği % 63,3 kobalt, % 28,5 oranında kromdur. Elastiklik modülü 165 GPa'dır. Bu metal bloklardan üretim, zirkonya bloklardan restorasyon üretimine benzerdir. Kısmi olarak sinterlenmiş olan bu metal bloklardan üretilen restorasyonlar sinterleme sonrası meydana gelen büzülme göz önünde bulundurularak %10 daha büyük freze edilerek yapılırlar. Elde edilen restorasyon argon gazının bulunduğu ortamda sinterlenir, mekanik ve boyutsal olarak son halini alır (Zimmermann ve diğ. , 2013).

## **2.6 Eklemeli (Tabakalı) Üretim**

Son birkaç on yılda dünya bir dijital devrim geçirdi. Bu sadece günlük yaşamımızda nasıl davranacağımızı etkilemekle kalmadı, sorunları çözme şeklimizde de bir etki yarattı (Barnatt, 2001). Bu eğilim tıp ve diş hekimliği alanlarında da yansıdı. Daha doğru tarama ve üretim teknikleri, daha iyi planlamaya, geniş üretim ağı ve daha fazla otomatik üretim tekniklerine imkan sağlamaktadır. Dijital teknolojinin diş hekimliğine girmesi o kadar önemli hale gelmiştir ki, uluslararası konferanslarda uzmanlık alanlarındaki ana temalardan biri haline almıştır (ITI, 2014)

Bu teknolojinin kullanımının artması restorasyonların elle üretiminde birçok yapım aşamasını ortadan kaldırmıştır. Bu yaklaşıma diş hekimliğinde dijital iş akışı (digital workflow) adı verilmektedir (Almeida e Silva ve diğ. , 2014 ; Brawek ve diğ. , 2013). Dijital iş akışı Çizelge 2.1'de gösterilmiştir (Brawek ve diğ. , 2013). Digital iş akışını üç ana unsura dayalıdır. Tarayıcılarla dataların eldesi, CAD programı vasıtasıyla sanal tasarım ve CAM ile üretimdir. Üretim aşamasında, eksiltmeli üretim olarak da bilinen frezeleme yöntemlerine alternatif kullanımı hızla artan diğer yöntem, üç boyutlu (3D) baskı olarak bilinir. “tabakalamalı üretim” ve “hızlı prototipleme” olarak da adlandırılan bu teknoloji, daha önce eksiltmeli imalat ile gerçekleştirilen bazı imalatların yerini almıştır (Van Noort, 2012).

Tabakalı üretim teknikleri döküm ve bloktan kazıma yöntemleri ile üretilmeyecek karmaşık şekilli nesnelere kısa sürede, el değmeden, standart ve daha ucuza üretimini sağlamaktadır, döküm ve bloktan kazıma yöntemlerinin



olumsuzluklarını ortadan kaldırır. Tabakalı üretim, diğer adı ile hızlı üretim, tekniklerinin yaklaşık 30 yıllık bir geçmişi mevcuttur (Bibb ve diğ. , 2009).

**Çizelge 2.1:** Dijital İş Akışı

<b>İş akış basamakları</b>	<b>1.</b>	<b>2.</b>	<b>3.</b>	<b>4.</b>	<b>5.</b>
Direkt dijitalizasyon (örn. CEREC, Planmeca veya TRIOS)	Ağız içi tarama	Sanal tasarım	Kazıma (hastabaşı/ laboratuvar) (Altyapı veya tam kron)		
Direkt dijitalizasyon (örn. LAVA COS veya True Definition veya iTero)	Ağız içi tarama	Fiziksel model	Klasik mum modalaj	Döküm veya preslenmiş dental materyal	
Direkt/indirekt dijitalizasyon (örn. LAVA COS veya True Definition veya iTero ve laboratuvar tarayıcısı)	Ağız içi tarama	Fiziksel model	Laboratuvar tarama	Sanal tasarım	Kazıma
İndirekt dijitalizasyon(örn. Laboratuvar tarayıcısı)	Klasik elastomer ik ölçü	Fiziksel model	Laboratuvar tarama	Sanal tasarım	Kazıma

Tabakalama yöntemi 1980'lerde prototip, model ve döküm örneklerin üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknikler CAD ile üretilen üç boyutlu model verileri doğrultusunda tabaka-tabaka fiziksel modeller üretirler (Santos ve diğ. , 2006; Chua ve Leong , 1997; Beaman, ve diğ. , 1997). 3D CAD dosyasından kesitsel katmanlar oluşturulur ve her katman diğeri üzerine işlenerek 3D nesne elde edilir. Tabakalı üretim yöntemleri çalışma şekilleri, uygulama alanları ve malzeme seçenekleri, üretim

zamanı, fiyat, büyüklük yönleriyle kullanıcıya farklı alternatifler sunmaktadır. Oldukça karmaşık geometrisi olan şekillerin tabakalı üretim sayesinde hassas, doğru ve kısa sürede hazırlanması gibi avantajları vardır (Kovalev ve diğ. , 2000).

Fotopolimerizasyon, fotolitografi, stereolitografi, ink-jet yazıcı, 3D yazıcı, selektif lazer sinterleme, lazer mikrosinterleme, selektif lazer ergitme ve üç boyutlu lazer kaplama tabakalı hızlı üretim yöntemlerindedir (Santos ve diğ. , 2006; Wang ve diğ. 2002).

## **2.7 Tabakalı Üretim Tekniklerinin Tarihçesi**

1971'de Ciraud ilk patentli tabakalı üretim tekniğini alarak bu sistemin temellerini atmıştır (Ciraud, 1971). Ciraud, üç boyutlu lazer kaplama teknolojisinin de öncüsü olan ve seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitme (SLM) sistemlerinin kavramlarını tanımlamıştır. Bu sistemlerin patentini 1977 yılında almıştır (Deckard, 1989). 1986'da Teksas Üniversitesi'nde Deckard tarafından yapılan çalışma, ilk masaüstü üretim makinesi olarak tanımlanmıştır. 1992 yılında Deckard geliştirmiş olduğu bu sistemi nesnelere seçici sinterleme ile tabakalı oluşturulması olarak adlandırmış, daha sonra bu ismi seçici lazer sinterleme (SLS) olarak değiştirmiştir. 1994 yılında Electrolux ve EOS GmbH optik sistem firmaları tarafından EOS makinesi üretilmiştir. EOS, SLS sisteminin kullanıldığı ilk makinedir. 1995 yılında MCP Teknolojileri firması çalışanları Fockele ve Schwarze SLM tekniği ile çalışan sistem geliştirilmiş ve MCP Realizer adını vermişlerdir. Daha sonra 2004'te EOS GmbH firması DTM ve lazer sinterizasyon ile ilişkili üç boyutlu sistemlerin tüm patent haklarını almıştır (Shellabear, 2004).

Diğer önemli gelişmeler 1988 ve 1990 yılında Westinghouse Elektrik şirketinin, Sandia Ulusal Laboratuvarlarıyla çalışarak aldığı patentlerdir. Arcella'daki Johns Hopkins Üniversitesi tarafından Westinghouse projesi geliştirilmiş ve 1997'de Aeromet'in tanıtımı yapılmıştır. Günümüzde, Aeromet lazer yapılı net şekillendirme (LENS) tekniğini kullanarak, havacılık endüstrisi için titanyumdan karmaşık parçalar üretmek üzere özelleşmiştir. Aynı zamanda

1997 yılında Optomec de kendi LENS sistemini Sandia Ulusal Laboratuarları ile çalışarak piyasaya sürmüştür.

SLM ve üç boyutlu lazer kaplama (3D laser cladding) temelli iki makinenin tanıtımını TRUMPF 2003 yılında yapmıştır: TrumaForm LF 250, TrumaForm DMD 505 ve TRUMPF tam ergimeli tek içerikli metallerin, toz yataklı doğrudan lazer teknolojisi ile metal üretim haklarını elinde tutmaktadır. (Bibb ve diğ. , 2009)

**Tabakalı üretim yöntemlerinin avantajları aşağıdaki şekilde sıralanabilir.** (Akova ve diğ. , 2008 ; Ucar ve diğ. , 2009)

1. Kullanım kolaylığı sağlar.
2. Maliyeti azalır.
3. Malzeme sarfiyatını azaltır.
4. Çok sayıda parçayı kısa sürede üretebilmek mümkündür.
5. Elde edilen ürün nettir.
6. Mekanik olarak daha dayanıklı parçalar elde edilir.
7. Yüksek biyouyumluluğa sahip iyonizasyonun az olduğu parçalar üretilir.
8. Yüksek kimyasal yapıya sahip korozyona karşı dirençli parçalar üretilir.
9. Fiziksel ölçüye gerek yoktur.
10. Üretilen parçalarda porözite yoktur

## **2.8 Tabakalı Üretim Tekniğinde Kullanılan Malzemeler**

Toz ve sıvı haldeki tüm materyaller tabakalı üretim için kullanılabilir. Birçok alanda bu teknikle bugüne kadar kullanılmakta olan malzemeler metaller, (alüminyum, demir, bakır, çelik, titanyum, nikel alaşımları, kobalt alaşımları,) polimerler (biyopolimerler, döküm mumu, polikarbonatlar, akrilik, naylon, termoplastik elastomerler) ve seramikler (alümina , silika , zirkonya vb.)'dir. Üretimde kullanılacak malzemelerin çeşitliliğinin fazla olmasından dolayı havacılık sektöründen medikal sektöre kadar birçok sektörde tabakalı üretim yöntemi kullanılabilir.

## 2.9 Tabakalı Üretim Yöntemlerinin Sınıflandırılması

Günümüzde, farklı birçok tabakalı üretim tekniği mevcuttur. Bunlardan en yaygın olanları; fotopolimerizasyon, stereolitografi, mürekkep baskı, 3D yazıcı, birleştirilmiş eriyik yığıma modelleme, selektif lazer sinterleme veya ergitme ve daha az yaygın olan tabakalı obje üretimi ve lazer kaplama işlemleridir. (Santos ve diğ. , 2006) (Santos ve diğ. , 2004)

Protetik tedavi ve diğer sektörlerdeki eklemeli üretim teknolojisi; ücret, hız, güvenilirlik ve maliyet yönünden geleneksel üretim ile rekabet halindedir. (Çelik ve diğ. , 2003) Bu teknolojinin protetik tedavi alanında kullanım türleri şunlardır:

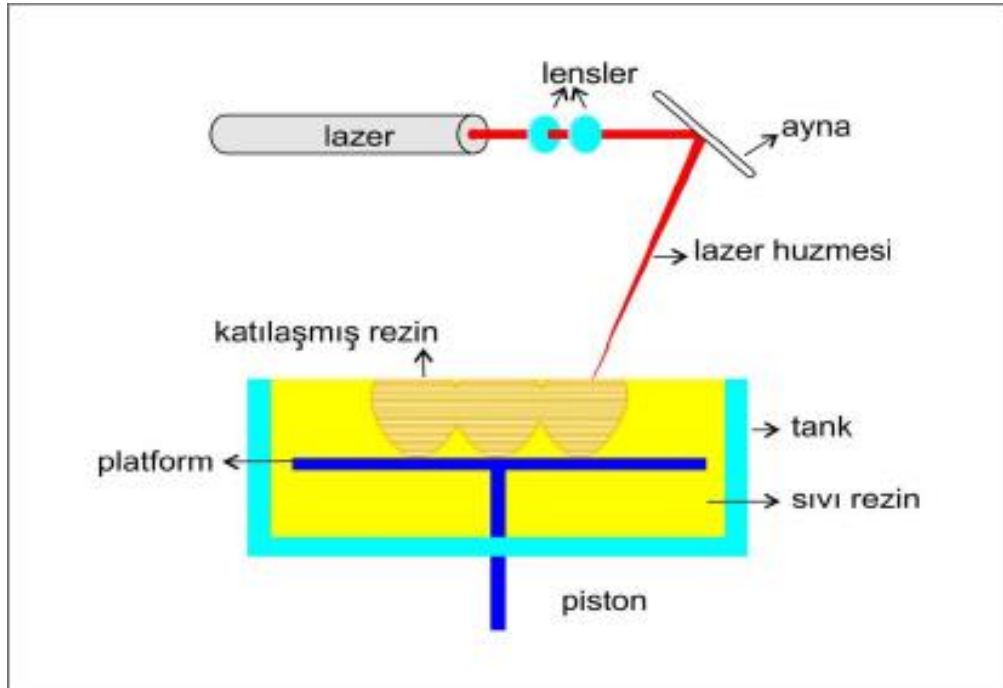
- Stereolitografi (SLA), Litografi, tekniği.
- Eriyik yığıma modelleme (FDM-fused deposition modelling) tekniği
- Seçici elektron ışınli ergitme (SEBM-selective electron beam melting) tekniği
- Seçici lazer sinterleme (SLS-selective laser sintering) tekniği
- Seçici lazer ergitme (SLM-selective laser melting) tekniği
- Mürekkep baskı (inkjet printing) tekniği

### 2.9.1 Stereolitografi (SLA), litografi (fotopolimerizasyon)

1986 yılında bu sistemi Charles W. Hull tanıtmıştır. Bu yöntem ince tabakalar halinde ultraviyole ile sertleşen materyalin üst üste yığılmasıyla katı objelerin yapımı olarak tanımlanmıştır. Üretim aşamaları şunlardır:

Yapılmak istenen nesnenin üç boyutlu bir CAD modeli oluşturulur. CAD modeli bir yazılım ile ince kesitlere ayrılır. İlk tabaka tank içinde bulunan sıvı haldeki rezinin lazerle taranıp ve sertleşmesiyle oluşturulur. Platform tank içinde 1 milimetreden daha az miktarda aşağıya iner. Sonra lazer yeniden rezini tekrar tarar ve yeni tabakayı oluşturur. Model oluşuncaya kadar bu işlem üst üste tabakalar halinde tekrar edilir.

Modelleme bitince nesne bir çözücü ile temizlenir ve rezinin tam sertleşmesi için ultraviyole fırınına yerleştirilir. (Van Noort, 2012). SLA üretim tekniği Şekil 2.2'de şematik olarak gösterilmiştir. (Ozyemişçi Cebeci ve Hancı, 2018)



**Şekil 2.2 : SLA Üretim Tekniği**

Üretimde ışıkla sertleşen rezin kullanılır (Elomaa ve diğ. , 2013). Protetik tedavideki kullanımı; geçici kron yapımı, Van Noort, (2012), kayıp mum tekniğinde kullanılacak rezin model, cerrahi plak yapımı, Van Noort., (2012); Ruppın ve diğ. , (2008), kulak muflası yapımı, Liacouras ve diğ., (2011), çalışma modellerinin yapımı, Cho ve diğ., ( 2015); Karatas ve diğ., (2011), ağız koruyucusu yapımı, Cho ve diğ., (2017), ve okluzal splint yapımıdır (Salmi ve diğ. , 2013).

Üretilcek cismin boyut ve miktarına bağlı olarak her tabakanın meydana gelmesi 1-2 dakika aldığından hızlı bir işlem değildir. Tabakalar yaklaşık 25µm civarındadır (Liu ve diğ. , 2005).

Litografi, SLS teknolojisine benzer, sinterleme lazer yerine ışık yayan diyot (LED, light emitting diode) kullanılarak yapılmaktadır. SLS yöntemindeki gibi taranan ürün CAD programına aktarılıp STL formatına dönüştürülmekte ve eklemeli üretim yapılmaktadır (Rudgley, 2001). Litografi cihazında özel bir görüntüleme sistemi vardır. Bu sistemde gelişmiş LED teknolojisini kullanılmaktadır, tabakalı bilgi aktarımını sağlamaktadır. Bu sistem sayesinde

ince detayların ve küçük yapıların üretimi mümkün olmaktadır. Seramik de dâhil olmak üzere farklı malzemeler bu yöntem ile kullanılabilir. Cihaz , ışığa duyarlı reçine ile homojen dağılan seramik toz grenlerini birbirine bağlayarak litografik temelli seramik üretimini (LCM) sağlamaktadır.

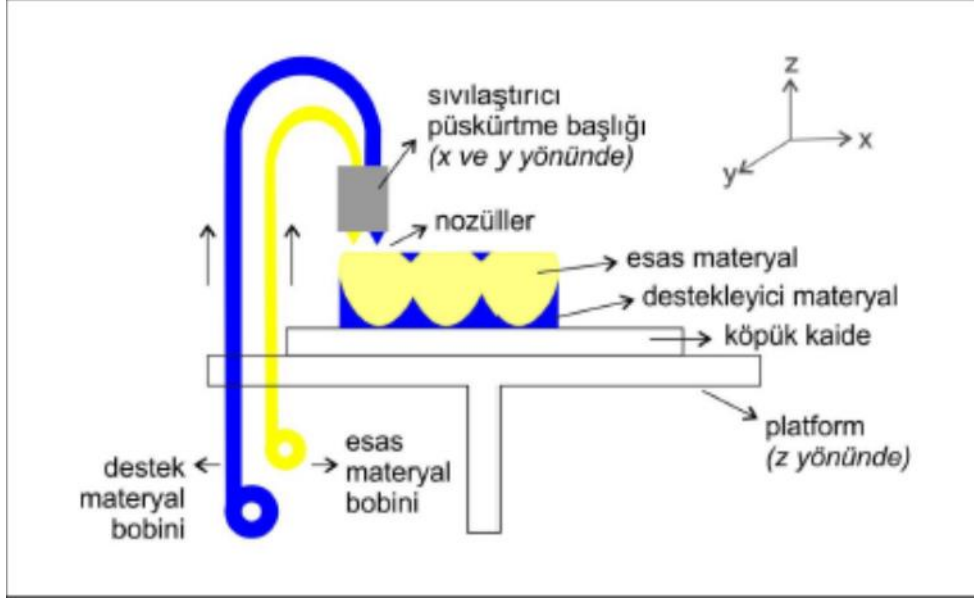
Bu teknolojiye üretimin bel kemiğini fotopolimerler oluşturmaktadırlar. LED ile aktive olan fotopolimerler seramik parçalar arasında bağlayıcı olarak hareket edip, tabaka tabaka nesnenin yapılmasını sağlamaktadır. (Rudgley, 2001)

### **2.9.2 Eriyik yığma modelleme (FDM)**

Bu yöntemin birkaç şekli mevcuttur. Genel olarak bunların hepsi bir nozülden materyallerin sıkılması esasına dayanır. Isı ile eriyen üretim malzemesinin küçük bir ağız üzerinden beslenmesi ile erimiş filament üretimi gerçekleşir. Bir başka yaklaşım ise materyalin bir haznedeki enjektör aracılığıyla beslenmesidir. 1980'lerde S. Scott Crump tarafından geliştirilmiştir (van Noort, 2012). Tabaka kalınlığı yaklaşık 127µm'dir (Liu ve diğ. , 2005). Üretiminin aşamaları şunlardır: 3D bir CAD modeli oluşturulur. Oluşturulan model bir programla ince kesitlere ayrılır. Bobinlerden üretilen materyal ve buna destek olacak materyal olmak üzere iki materyal çözülerek nozüle gider. Nozulün ısınması ile materyaller erir. Yazılım kontrolünde nozul dikey ve yatay ekseninde hareket eder. Nozulden çıkan damlacıklar sertleşir ve tabakaları oluştururlar. Modelin tamamlanmasını takiben destekleyici materyal mekanik karıştırıcı cihazla kolaylıkla çözünür.

FDM üretim tekniği Şekil 2-3'de şematik olarak gösterilmiştir. (Ozyemişçi Cebeci ve Hancı, 2018) Bu üretimde termoplastik polimerler (akrilonitril butadien stiren, polilaktik asit, mum, ışıkla polimerize olan rezin), Van Noort (2012), ve seramik, Barazanchi ve diğ (2017), kullanılır.

Protetik tedavide kullanımı; döküm için mum modelaj örneğinin hazırlanması, Van Noort (2012), anatomik modellerin eldesi, Dawood ve diğ. (2015), kulak muflası yapımı, Zmudzki ve diğ. (2017), bireysel kaşık yapımı, Chen (2016), ve yüz defektlerinin tedavisinde cerrahi modellerin yapımıdır (Naghieh, 2016 ).

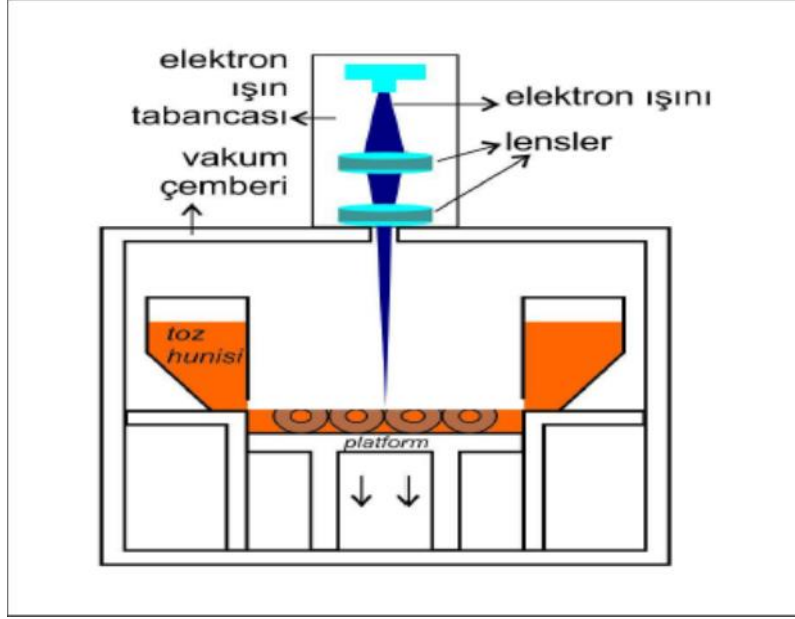


Şekil 2.3: FDM Üretim Tekniği.

### 2.9.3 Seçici elektron ışınli ertme (SEBM)

Metal cisimlerin yapımında kullanılır. Elektron ışınının yüksek vakum altında metal tozunu ertmesi esasına dayanır. İlk cihaz 1997'de ARCAM şirketi tarafından üretilmiştir. Üretim aşamaları şunlardır: CAD programında istenen nesnenin üç boyutlu bir modeli oluşturulur. Oluşturulan model programla kesitlere ayrılır. Tungsten filament ısıtılarak elektron ışını üretilir. Üretilen ışın elektromanyetik lenslerle üretimde kullanılacak toza yönlendirilir ve odaklanır. Elektron ışını düştüğü yerdeki tozu eritir. Tabakayı oluşturan toz eridikten sonra platform, katman kalınlığı kadar aşağıya iner. İlave toz, dağıtım haznelerinden sertleşmiş katmanın üzerine yayılır. Tabaka tabaka ürün elde edilene kadar bu işleme devam edilir. İşlem tamamlandıktan sonra soğutulma yapılır. Model üzerinde erimeden arta kalan yapışmış tozlar, imalatta kullanılan aynı tozla basınç altında temizlenir (Attar, 2011).

SEBM üretim tekniği Şekil 2.4'te şematik olarak gösterilmiştir. (Ozyemişçi Cebeci ve Hancı, 2018)



**Şekil 2.4: SEBM Üretim Tekniği**

Bu üretim tekniğinde metaller (Cr-Co ve titanyum alaşımları) kullanılır. Protetik tedavide kullanımı; çene yüz defektlerinin düzeltilmesinde kullanılan implantların eldesi, Van Noort, (2012), kron ve köprü protezlerinin altyapılarının üretimidir. (Koutsoukis ve diğ. , 2015).

#### **2.9.4 Seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitme (SLM)**

Bu iki teknikte birbirine çok benzer, ince toz halindeki materyale aynalar aracılığı ile lazerin yönlendirilmesi esastır. Bu teknolojiler ile çok karmaşık şeklindeki nesnelerin üretilmesi mümkündür. SLS tekniğinin üretim aşamaları şunlardır: İstenen nesnenin üç boyutlu bir modeli CAD programında oluşturulur. Oluşturulan model CAD programıyla katmanlara ayrılır. Lazer ışınının materyale temas etmesiyle, ışının sahip olduğu termal enerji sonucu ergiyerek birleşir. Her tabakanın taranmasından sonra üst tabakayı oluşturmak için platform bir tabaka kalınlığı kadar aşağıya iner. Tabaka tabaka model tamamlanana kadar bu işlem tekrar edilir (Van Noort, 2012).

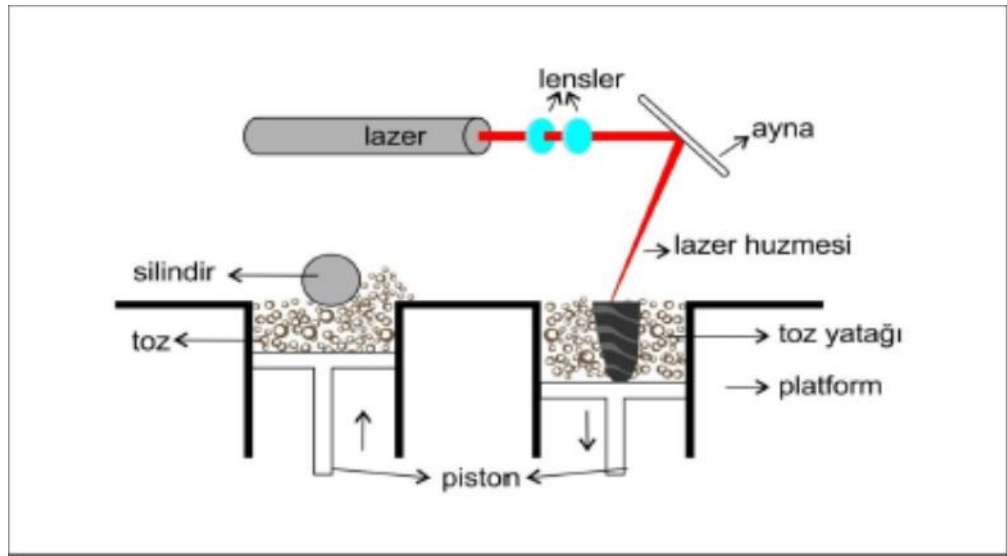
SLS üretim tekniği Şekil 2.5'te şematik olarak gösterilmiştir. (Ozyemişçi Cebeci ve Hancı, 2018).

SLM tekniğinde kullanılan lazerin enerjisi daha yüksektir. SLM'nin farkı "kullanılan tozun homojen şekilde tamamen ergitmesi" olarak belirtilmektedir. Fakat bu fark çok belirgin değildir. Çünkü SLS tekniğinde kullanılan materyal



tek olduğunda "tamamen ergime" gerçekleşmiş olur. Bu materyalle birlikte bağlayıcı farklı materyal kullanılırsa kısmen ergime gerçekleşmiş olur. Bu iki tekniğin asıl sistemden ziyade elde edilen üründen kaynaklanmaktadır. SLS ile elde edilen üründe tek materyal varken, SLM ile üretilen ürünlerde birden çok materyal vardır. (Kruth J. P. , 2005). SLM metal ürünlerin üretiminde kullanılırken, SLS genellikle polimer ve seramikle kullanılır. Direkt metal lazer sinterleme (direct metal laser sintering) ifadesi SLM metal ve metal alaşım ürünlerinde kullanıldığında kullanılmaktadır.

Her iki teknikte de sinterleme işlemi sonrası meydana gelen ısı gerilim ve poröziteler büzülme, mekanik direncin azalmasına, yüzey yapısında düzensizliklere ve boyutsal stabilitede değişikliklere neden olabilmektedir. Meydana gelen bu istenmeyen etkileri azaltmak için "son işleme" (post-processing) veya "post-sinterizasyon" olarak adlandırılan ikincil bir fırınlama (tavlama) işlemi uygulanır. Bu işlem termal gerilimlerin miktarını azaltarak, yapısal bütünlüğün korunmasında ve mekanik özelliklerin geliştirilmesinde fayda sağlamaktadır (Kaleli ve Saraç, 2014).



**Şekil 2.5:** SLS Üretim Tekniği

Bu teknikte, kullanılan materyaller, seramik yapılar, (alümina porselen, zirkonya), metaller, (titanyum, Cr-Co, nikel alaşımları) ve mumdur (Barazançi ve diğ. , 2017).

Proteзде kullanım alanları; döküm için mum modelaj örneğın hazırlanması, Kumar ve Ghafoor, (2017), diş implantlarının yapımı, kron ve köprü

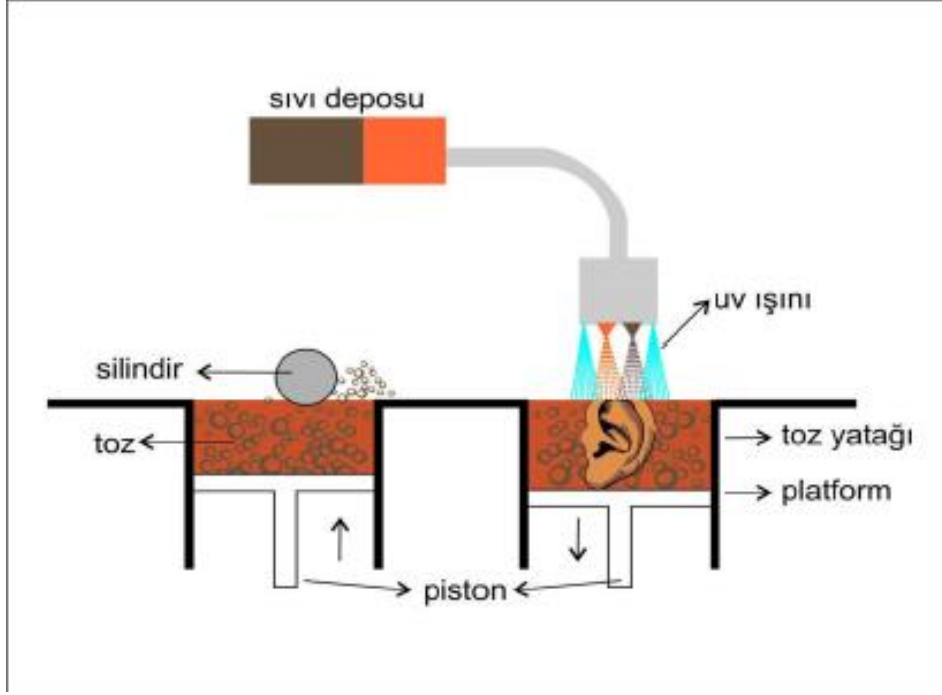
altyapılarının ve hareketli bölümlü protezlerin iskeletlerinin hazırlanmasıdır (Van Noort, 2012).

### **2.9.5 Mürekkep baskı üretim tekniği**

1867'de bu tekniğin ilk cihaz patenti Lord Kelvin tarafından alınmıştır (Cahill, 2017). Mürekkep damlacıklarının bir alt yapıya püskürtülmesi üretimin ana prensibidir. Mürekkep olarak ifade edilen materyal renklendirici, bağlayıcı solüsyon olabildiği gibi seramik süspansiyonu veya hücre solüsyonu da olabilmektedir. Üretim aşamaları şunlardır; yapılacak nesnenin üç boyutlu bir modeli CAD programında oluşturulur. Oluşturulan model CAD programında tabakalara ayrılır. Üretim materyali küçük kanal içerisinden basınçla damla şeklinde, ısı veya vibrasyon ile çıkmaya zorlanır. Püskürtülen damlacıklar birikir ve sertleşir, tamamlanan tabakanın sertleşmesinden sonra yeni tabakaya geçilir. Sertleşme işlemi kullanılan malzemeye göre farklılık arz etmektedir. Sertleşme işlemi kurutma, ısıtma, ultraviyole ışığı veya kimyasal reaksiyon ile gerçekleşmektedir.

Mürekkep baskı üretim tekniği Şekil 2-6'da şematik olarak gösterilmiştir (Ozyemişçi Cebeci ve Hancı, 2018).

SLM ve SLS üretimine benzer bundan başka metot daha vardır. Bu teknikte yayılı ince toz tabakasına bağlayıcının (lazer yerine) mürekkep püskürtücü ile gönderilmesidir. Bu metot çok renkli nesnelere üretilbildiği tek teknolojidir (Van Noort, 2012). Materyalin rezin esaslı malzeme olmasından dolayı bu yöntem "photopolymer jetting", Dawood ve diğ. (2015), veya "polyjet printing" , Grant (2015), olarak da bilinmektedir. Toz tabaka üzerine sıvı püskürtme yöntemine "toz bağlayıcı baskı (powder binder printing)" adı verilmiştir.



**Şekil 2.6:** Mürekkep Baskı Üretim Tekniği

Mürekkep baskı üretim tekniğinde kullanılan materyaller; alçı, Dawood ve diğ. (2015), seramik rezin, Mai ve diğ. (2006), ve renklendiricilerdir.

Protetik tedavide kullanımı ise model yapımı, çene yüz protezi yapımı, seramik altyapı üretimi, geçici kron-köprü yapımı cerrahi plak yapımı, cerrahi plak, ağız koruyucusu ve apne apareyi yapımıdır (Karatat ve diğ. , 2011).

Bu teknik, ortodontik braketler için rehber plakların ve ortodontik apareylerin yapımında kullanılmaktadır Bu tekniğin en belirgin ayırt edici özelliği farklı özelliklerde iki malzeme kullanılarak bir nesne elde edilebilmesidir. Örneğin farklı renk yumuşak ve sert alanları olan ağız koruyucusu veya doku rengine uygun renkli epitez yapımı mümkündür. Tabaka kalınlığı yaklaşık 12  $\mu\text{m}$ 'dir (Liu ve diğ. , 2005).

## **2.10 Eklemeli Üretim ve Diş Hekimliği**

### **2.10.1 Selektif lazer sinterleme ve diş hekimliğinde kullanımı**

Lazer enerjisi kullanılarak gerçekleştirilen tabakalı üretim tekniklerindedir. Diş hekimliğinde en sık kullanılan tabakalı üretim tekniğidir. Alaşım tozu bir yatak üzerine yığılır, toz yatağına sabit kalınlıkta alaşım tozu yerleştirilmesi toz yatağının üzerinden geçen bir silindir ya da seviyeleme sistemi yardımı ile

sağlanır. Bu aşama sırasında partiküllere silindir ile basınç uygulanarak partiküllerin daha da küçülmesi sağlanmış olur. Toz alayım tabakasının kalınlığı 20-100 µm arasındadır.

Katman kalınlığının 20 µm olarak ayarlanmasının sebebi diş hekimliğinde üretilen nesnelere oldukça küçük olmasıdır. Lazer demeti galvano aynaların rehberliğinde üretilen cisim oluşturmak üzere her tabakadan sonra cisim tamamlanıncaya kadar defalarca toz yatağını tarar.

Tarama işlemi termal ve mekanik olarak üç boyutlu nesne tamamlanana kadar devam eder. Lazer ışının taramadığı toz kısmı aynı halde kalır ve üretilen parçaya destek sağlar. Üretim yapıldığı alan kapalıdır ve süreç oksidasyonu engellemek için nitrojen ya da argon gazının bulunduğu inert bir atmosferde gerçekleştirilir. Yoğunluğu % 60'ı geçen parçalar üretebilmek amacı ile hazırlanmış özel toz karışımları selektif lazer sinterlemede kullanılır (Santos ve diğ. , 2006). SLS yöntemi tıp ve diş hekimliğinde birçok alanda kullanılabilmektedir (Akova ve diğ. 2008; Ucar ve diğ. , 2009; Quante ve diğ. , 2008; Mangano ve diğ. , 2011; Mangano ve diğ. , 2013a ; Mangano ve diğ. , 2013b; Mangano ve diğ. , 2014a; Mangano ve diğ. , 2014c; Mangano ve diğ. , 2015; .Castillo-Oyagüe ve diğ. , 2013). Diş hekimliğinde başlıca kullanım alanları kranial, dental implantlar, hareketli protezlerin metal iskeletleri, sabit protetik restorasyonların metal altyapıları, implant üstü restorasyonların alt yapıları ve çalışma modellerinin eldesidir (Akova ve diğ. , 2008; Santos ve diğ. , 2004; Quante ve diğ. , 2008). Döküm tekniğiyle üretimde metal altyapılarda meydana gelen büzülme SLS yönteminde yok denilecek kadar az olduğundan metal alt yapıların tekrardan üretim gereksinimi neredeyse yoktur. Doğru bir ölçü alınıp doğru bir model elde edilirse, metal altyapının tekrar yapılmasına gerek kalmaz. Bu hasta, hekim ve teknisyen açısından büyük avantaj sağlar. İşlemler kısa sürede ve hassas bir şekilde yapılmış olur. Metal provada uyumlamanın yapılmasına ya da metal altyapının tekrarına gerek kalmaz. Bu ekonomik kazanım adına önemlidir.

Seçici lazer ergitme (SLM), selektif lazer sinterlemeye çok benzer bir yöntemdir. Fakat selektif lazer ergitmede yüksek enerji sayesinde kullanılan toz tamamen ergimeye uğrar. Bundan dolayı, selektif lazer ergitmede daha yüksek yoğunlukta nesnelere üretilir (Santos ve diğ. , 2006; Wang ve diğ. , 2002).

SLM yöntemiyle yoğunluğu tam nesnelere üretilmektedir. Fakat doğru kontrollü işlemler yapılmazsa, üretilen parçalarda işlem esnasında oluşan yüksek sıcaklık değişimlerinden dolayı yüksek iç gerilimler ve zayıf yüzey bitimi meydana gelir (Tolochko ve diğ. , 2004).

## **2.10.2 Eklemeli üretimde kullanılan materyaller**

### **2.10.2.1 Polimerler**

Çok çeşitli maddeler içerirler. Eklemeli üretim makineleri, programlanmış yapılar oluşturmak için hammadde olarak polimerler kullanır. Termoplastikler bu gibi polimerlerin bir örneğidir. Bunlar genellikle termoplastik malzemeden filamanların ısıtıldığı, daha sonra hassas yapılar oluşturmak için nozülünden ekstrüze edilen erimiş çökeltme modeli (FDM) makineleri tarafından kullanılır. Örnekler arasında akrilonitril bütadien stiren (ABS) ve daha çevre dostu polilaktik asit (PLA) polimeri bulunmaktadır (Turner ve diğ. , 2014). Polilaktik asit (PLA) ABS ile karşılaştırıldığında güçlü darbe dayanımı ve toksik olmayan yüzeyi nedeniyle geçici bir malzeme olarak da olsa, ağız içinde kullanım için daha uygundur.

Bazı çalışmalarda, FDM makineleri tarafından ekstrüze edilen filament dolgularına biyolojik bileşikler eklendi. Biyoaktif tri-kalsiyum fosfatlı termoplastik madde içeren biyolojik olarak çözünebilir polyesterin diş hekimliğinde doku iskelet yapılarının inşasında kullanılmaya yönelik umut verici olduğu görülmüştür (Yefang ve diğ. , 2007). Mum, eklemeli tekniklerde yaygın olarak kullanılan bir başka polimerdir. Her ne kadar çeşitli eklemeli teknikler ile yapı için bir destek malzemesi olarak kullanılmış olsa da, kompleks protetik vakaların mum modelajları (wax-ups) için bir yapı malzemesi olarak kendi başına kullanılmıştır (Van Noort, 2012). Eklemeli üretiminde yaygın olarak kullanılan bir başka polimer grubu, fotopolimerizan reçinelerdir. Stereolitografi (SLA) makinelerinde genellikle yapı malzemesi olarak bu tip polimerler kullanır. UV ışığı veya lazeri kullanarak tabakalar oluşturulur. Bu polimerler, renk, sertlik ve bileşenlere göre çok daha fazla çeşitlilik sunar. Bunlar biyoaktif cam gibi biyo-uyumlu ve biyoaktif bileşenlerle de karıştırılabilir. Çalışmalar aynı zamanda eklenmiş bileşiklerin eşit dağılmasını ve biyoaktif özelliklerin in vitro ortamda görüntülenmesini mümkün kılar

(Elomaa ve diğ. , 2013). Işıkla sertleştirilmiş reçineler, aynı zamanda, kayıp mum döküm işleminde manuel mumlama aşamasının bir alternatifi olarak da kullanılabilirler. Üniform, hassas nihai yapılar oluşturabilen döküm için bir modelaj kalıp oluşturabilirler (Kim ve diğ. , 2013a).

### **2.10.2.2 Seramik**

Doku iskeletleri veya seramik diş protezleri olarak kullanılmak üzere seramik yapıların üretimi için çeşitli eklemeli teknikler kullanılmıştır. Bunlar , seramiğin seçici lazer sinterlemesi (SLS) veya yeşil seramik formunun ekstrüzyonu ve tam sertleşmeyi elde etmek için ürünün sinterlemesini içeren tekniklerdir (Ebert ve diğ. , 2009). SLS teknolojisinin kullanılması, seramik tozu veya önceden sinterlenmiş bir seramik içerir. Bununla birlikte, günümüze kadar, seramik tozunun doğrudan SLS'si, yüksek yoğunluğun sağlanmasının zor olduğu, gözenekli yapılara neden olmuştur. Bu nedenle, çoğunlukla, biyoaktif doku iskeletlerinin üretimi için cam seramiklerinin modifiye edilmesinde kullanılmıştır. Ancak, porselen bulamacı üzerinde SLS teknikleri yoğun bir nihai seramik yapının yapımını sağlamıştır (Tian ve diğ, 2009). Toz yataklı mürekkep püskürtmeli 3D baskı ve vakum infiltrasyonunu içeren bir başka eklemeli tekniğin, yüksek yoğunluklu ve tatmin edici mukavemete sahip, yoğun alümina takviyeli seramik yapı oluşturduğu bulunmuştur (Maleksaeedi ve diğ. , 2014). Ham zirkonya protezleri de benzer bir yöntemle üretilmiştir (Ebert ve diğ. , 2009). Yoğun alümina takviyeli seramik yapılar SLA makinelerinde başarılı bir şekilde yoğun alümina içeren fotopolimerizan reçineler ile üretilmiştir. Bu teknik umut vericidir, çünkü SLA makineleri şu anda mevcut olan en doğru eklemeli teknolojilerden biri olarak kabul edilmektedir (de Hazan ve diğ. , 2012). Bununla birlikte, eklemeli teknikler kullanılarak üretilen yeşil haldeki seramik sinterlenirken anizotropik (belirli fiziksel doğrultulara göre özelliği değişen cisimler) büzülme ile ilgili sorunlara sahiptir. Üretim sürecinin doğası gereği merdiven basamaklı bir yüzey etkisi gösterir ve bu yüzden bunun sadece bir doku iskeleti olarak faydalı olduğu görülmüştür (Denry ve Kelly, 2014).

### **2.10.2.3 Bağlayıcı / toz kombinasyonu**

Mürekkep püskürtmeli 3D baskı teknolojisi ile toz yatağından, yüksek doğrulukta özel bir bağlayıcı ile püskürtülür. Bu bağlayıcı / toz kombinasyonları, alçıdan çeşitli metallere ve seramiklere kadar değişebilir. Seramikler, kendi başlıkları altında ayrıntılı olarak tartışılmaktadır.

### **2.10.2.4 Metaller**

Bu alanda yapılan araştırmalar, temel olarak titanyum, CoCr ve nikel alaşımlarından yapılmış metalik yapıların üretimi için SLS tabakalama tekniğinin kullanımına odaklanmıştır. İlk yapılar genellikle çeşitli faktörlere bağlı olarak zayıf bir yüzey kalitesine sahip ve gözenekliydi. Metal tozu birbirine bağlamak için polimer kullanıldığından, lazer sinterleme sırasında bağlayıcı ortadan kalktığı için gözenekli bir yapı üretildi ve yeterli yoğunluğa ulaşmak için infiltrasyonu içeren diğer adımlar gerekiyordu. Ayrıca, ilk SLS makinelerinde vakum sistemi yoktu, lazer çapı ve gücü yeterli yoğunluğu sağlamak için uygun değildi. Bunların hepsi, yük taşıma kapasitesine sahip alt metalik yapıların üretimi için verimsizdi (Kathuria, 1999 ; Khain ve diğ. , 2001; Osakad ve Shiomi, 2006). Fakat bu konular son birkaç yılda büyük ölçüde aşıldı. Nikel içeren alaşımlar, nikel alerjisi riskinden dolayı artık diş protezlerinde kullanılmazken, eklemeli teknikler kullanılarak imal edilen titanyum yapıları üzerinde araştırmalar yapılmıştır.

Bu araştırmalarda tabakalama teknikleri kullanılarak imal edilen titanyum yapıların, bazı yüzey pürüzlülüğü olsa bile, elverişli bir akma mukavemetine, nihai gerilme mukavemetine ve sünekliğe sahip olduğu gösterilmiştir (Frazier, 2014). Klinik araştırmalar ayrıca üretilen yapıların maksillofasiyal protezlerde ,Jardini ve diğ. , (2014a) ;Jardini ve diğ. , (2014b), kullanılmak üzere biyouyumlu olduğunu ve iç yüzey pürüzlülüğünün implantların osseointegrasyonuna yardımcı olduğunu göstermiştir. (Figliuzzi ve diğ. 2012, Mangano ve diğ. , 2014b)

SLS kullanılarak imal edilen titanyum alaşımı (özellikle Ti6Al4V) özellikleri üzerinde pek çok iyi tasarlanmış çalışma olmasına rağmen, aynı teknoloji kullanılarak üretilebilecek diğer malzemeler üzerinde çalışma çok azdır. Mevcut hammadde baz metal CoCr ve kıymetli metalleri içerir. Geleneksel döküm ve

frezeleme sırasında karşılaşılan zorlukların üstesinden gelmek için doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) gibi eklemeli üretim tekniklerinin kullanımı CoCr gibi sert malzemeler için büyük bir olasılıktır. Döküm sırasında meydana gelen büzülme ve kazıma için CoCr sertliğinin yüksek olması gibi zorluklar, DMLS teknolojisi kullanıldığında aşılar, çünkü yapıların üretimi sırasında aktif bir kuvvet uygulaması yoktur. (Abduo, ve diğ. , 2014) DMLS üretim teknikleri kullanıldığında az miktarda geri dönüştürülemeyen atık üretilir. Dijital imalatta değerli metallerin kullanımı, hala nispeten pahalı olsa da, bu tekniklerde mümkündür (Berman, 2012).

### **Kobalt krom**

Kıymetli alaşımlarla karşılaştırıldığında, diş protezlerinin alt yapısında kullanılmak üzere baz metal CoCr kullanımı, kısmen değerli alaşımların maliyeti ve hastalar üzerindeki ekonomik baskıya bağlı olarak artmış, CoCr 'nun özellikleri üzerine araştırmalar ortaya çıkarmıştır. Sadece değerli alaşımlar üzerinde maliyet açısından avantaj sağlamakla kalmaz, aynı zamanda protez alt yapılarda kullanılan diğer metallere kıyasla porselen ile daha iyi bağlanma özelliğine sahiptir. Daha yüksek Young modülü, daha yüksek sertlik, düşük yoğunluk ve iyi korozyon direnci özelliklerine sahiptir. Bu özellikler protezlerin daha uzun süreli yüklere karşı daha dayanıklı olmalarını ve uzun vadede ağız içerisinde hizmet vermelerini sağlar.

### **CoCr yapılarının mevcut üretimi**

Baz metallerin, değerli alaşımlardan dökülmeleri daha zordur. Uygun bir şekilde üretilmeleri için önemli bir deneyime gereksinim duyulmasından dolayı kullanımları daha zordur. Sertleşme sırasında meydana gelebilecek büzülme, alt yapının bozulmasına neden olabilir. Alaşımın doğal yüksek sertliği aynı zamanda teknisyenler veya diş hekimleri tarafından yapılan düzenlemeleri daha zorlaştırır. (Anusavice ,1996)

Buna karşılık, dijital iş akış yöntemleri, geleneksel tekniklere göre daha tatmin edici olabilmektedir. Bu teknikler gelişmekte ve daha da artmaktadır. Bununla birlikte, daha önce belirtildiği gibi, mevcut eksiltme üretim tekniğinin malzeme israfı, kesme uçları üzerindeki stres ve işlem sırasında büzülme ile ilgili sorunları vardır. Bu yüzden CoCr yapılarının üretimi için freze makineleri ideal



olmayabilirler (Choi ve diğ. 2014). Protetik tedavide kullanılan diğ er metall er ile karşılaştırıldığında yüksek Young modülü, yüksek sertlik , düşük yoğunluk, iyi korozyona karşı direnç vardır (Li, 2015).

Eklemeli üretim CoCr üretimi için umut verici bir yöntemdir. Geçmişte, SLS tabanlı makineler, üretim sonrası birçok işlem gerektiren oldukça zayıf ve gözenekli yapılar üretmişlerdir (Liu ve diğ. , 2005). Bununla birlikte, tekniğ in bir varyasyonu doğrudan metal lazer sintering (DMLS) olarak adlandırılmıştır.

Sinterleme (DMLS), yoğun son ürünlerin üretimini sağlamaktadır. DMLS teknolojisi kullanılarak üretilen porselen metal (PFM) kronların doğruluğ unu karşılaştıran çalışmalar, bu metodla üretimin diğ protezlerinde kullanılmak üzere tatmin edici bir marjinal uyumluluğ a sahip olduğunu belirtilmiştir (Ucar ve diğ. 2009).

### **DMLS tekniğ i ile üretilen cocr yapılarının özellikleri**

PFM kronlarında bir alt yapı olarak kullanılmak üzere üretilen CoCr 'un özellikleri açısından, sadece birkaç çalışma yayınlanmıştır (Frazier, 2014). Bu çalışmaların çoğ u ar anılan özellikleri tatmin edici bir şekilde test etmemektedir. Bir çalışma haricinde, hepsi son 2 yılda yapılmıştır. En çok karşılaştırılmış alt yapılar piyasada ticari olarak bulunan üç makine tarafından üretilen alt yapılardır. Bu makineler : PM 100/PXM (Phenix Systems, Riom, France), Eosint M270/M280 (EOS GmbH, Munich, Germany),ve Bego (Bego Medical, Bremen, Germany)' dur. Bu makinelerin en popüler olanı Eosint makineleridir.

Mevcut üretim teknikleri ile karşılaştırıldığında PFM protezlerinde kullanım için DMLS ile üretilen CoCr yapılar test edilirken, belirli özellikler incelenmelidir. Bu içerikler, PFM restorasyonlarında kron seramiğ ine destek sağlamak üzere üretilen CoCr metalinin elastik özelliklerinin ve sertliğ inin araştırılmasını içeren fiziksel deneylerdir. Başka bir araştırma noktası, mikroyapı bileşenleri olmalı ve belirtilen fiziksel özelliklerin kanıtlanması için ve metalin yapısal organizasyon şeklinin doğ al haliyle ve fırınlama işlemlerinden sonra tespiti olmalıdır. Mikroyapısal analizler yapılmalıdır.

Bahsedilen test ile görülen özellikleri açıklamak için porselen-metal birleştirme yüzeyi incelenmelidir. Porselen ile metal arasındaki yapışma mukavemetinin test edilmesi, yükleme testlerini kullanarak hata noktasını doğ ru bir şekilde

tespit etme yeteneğine odaklanmalıdır. Bir PFM yapışma enerjisini araştırmak için deney düzeneği, Suansuwan ve Swain tarafından adapte edilen yöntemdir. Metotları, iki katmanlı diş materyallerini, bir çatlak oluşturarak, 4 noktalı bir büküm testi kullanarak, gerilim enerji salınımını ölçerek test eder. İki katmanlı arayüz boyunca devam eden bir çatlak uzantısının gerilim enerji salma miktarı tespit edilir. (Suansuwan ve Swain , 1999) Kırılma alanları aynı zamanda, başarısızlık şeklini belirlemek için dikkatli bir inceleme gerektirir. Çünkü farklı tipteki hatalar, adeziv / koheziv veya karışık da dahil olmak üzere, porselen-metal bağlanma ile ilgili farklı tipteki sorunları gösterir. Mevcut çalışmaları gözden geçirirken, tüm bu özelliklerin yeterince araştırıldığı görülmektedir. DMLS imal edilmiş CoCr 'nun çekme testi için, çoğu standartlaştırılmış test kriterlerine göre boyut veya metodoloji içeren numuneler kullanılmamıştır (Al Jabbari ve diğ., 2014 ; Bae ve diğ. , 2014; Takaich ve diğ. , 2013). Diğerleri, CoCr metallere en yaygın değişikliklerden biri olmasına rağmen, porselen ve metal arasındaki yapışma mukavemetini analiz etmemiştir. Bu diş protezlerinde aynı zamanda başarısızlığın en olası yeridir (Choi ve diğ. , 2014; Wu ve diğ. , 2014; Al Jabbari ve diğ. , 2014; Krug ve diğ. , 2015; Xin ve diğ. , 2014).

Yapılan bağlanma testi araştırmalarında kullanılan örnek sayısı uygun istatistiksel analiz için çok küçüktü, Zhang ve diğ. , (2012), bilinen bir standart test yöntem kullanılmıyordu, Akova ve diğ. (2008) , veya yanlış yapılmış gibi görünüyordu (Serra-Prat ve diğ. , 2014). Serra-Prat ve arkadaşları yapmış olduğu çalışmada, örneklerin fırınlanması sırasında porselenin küçülmesi doğru bir şekilde telafi edilememiş ve nihai sonuçları etkilemiştir bu yüzden çalışma sonuçlarının tekrarlanabilirliğini zorlaştıran yaklaşık boyutlar kullanılmıştır. Ayrıca, başarısızlık türünü belirlemek için test sonrası kırılma yerlerinin mikroskopik incelemesinde de bir eksiklik vardı (Wu ve diğ. , 2014). Bunun gerekli olmasının bir nedeni, prosedürel hataların (özellikle porselen fırınlama sürecinde) sonuçta bir faktör olmadığını garanti etmektir. Mevcut üretim yöntemleri, eksiltici üretim ve klasik döküm ile karşılaştırıldığında, diş protezlerinde kullanılmak üzere DMLS ile üretilen metaller genel olarak, olumlu görünmektedir. Bununla birlikte, diş protezlerinde CoCr kullanılan, mevcut çalışmaların çoğu ciddi titizlik göstermemektedir.

### 2.10.3 Eklemeli üretim uygulamaları

Eklemeli üretimle ilgili geniş malzeme ve üretim teknikleri, tıp ve diş bilimleri uygulamalarına yönelik kapsamlı araştırmalara yol açmaktadır. Thomson Reuters Web of Knowledge'in verilerine göre, tanı, cerrahi eğitim ve planlama için biyomodellerin üretilmesi, eklemeli üretim teknolojisinin en yaygın kullanımı olarak gözükmüyor, ardından implante edilebilir cihazların doğrudan üretilmesi için uygulama izliyordu (Lantada ve Morgado, 2012). Maksillofasiyal cerrahide ve implantolojide, gelişen transmisyon tabanlı tarama yöntemleri (CT ve MRI), herhangi bir invaziv işlem yapılmadan önce yapıları yüksek doğrulukta tarama yeteneğinde bir artış anlamına gelmiştir (Galantucci, 2010). Bu, prosedürlerin önceden planlanmasına ve gerekli olabilecek yapıların doğru şekilde üretilmesine yardımcı olur. Maksillofasiyal protezlerin üretimi ve kranial rekonstrüksiyonda eklemeli üretim kullanımı artmıştır. Bir yüz protezini yaparken duyulan rahatsızlık derecesi, defekt alanının bir modelinin yapılabilmesi için, hastalardan ölçü materyali ile ölçü alınmasıyla ilgilidir. Bununla birlikte, yüz taraması bu adımı ekarte edebilir ve direkt sitenin 3D bir modelini oluşturabilir (Hatamleh ve Watson , 2013). Ayrıca, simetri mikrotia (küçük kulak) gibi vakalarda önemlidir, yetenekli teknisyenler modelaj mumlaması sırasında bunu ayarlayabilirler. Teknisyenlerden daha güvenli, kontralateral kulağı basitçe kopyalayabilme, CAD yazılımı ile ayarlayabilme doğrudan kulağı basabilme veya karşıt kulağı dökme için negatif bir kalıp üretebilmeyi sağlarlar. Genel protez üretim maliyeti büyük ölçüde azalır (Watson ve Hatamleh , 2014). Silikon protezler 18 ay içinde değişiklik göstermeye başlarken, (Santos ve diğ. , 2012) insan kulağı aynı kalmaktadır; bu yüzden ölçüde tekrar tekrar kullanılacak bir dijital kopyaya sahip olmak operatör ve hasta için protezin yeniden yapılmasını kolaylaştırır (Kolodney ve diğ, 2011). Maksillofasiyal cerrahide, ilgili alanın taramalarına dayanan bir modelin basılması , karmaşık vakaların daha kapsamlı bir şekilde önceden planlanmasını ve prosedürden önce üretilen parçalarının uygunluğunu test etmeyi sağlar. Bu, imal edilmiş protezlerin uyum doğruluğunun artmasına ve ameliyat süresinin 30 ile 90 dakika arasında azalmasına yardımcı olmaktadır (Wilde ve diğ. , 2012). Ayrıca, büyük kranial defektleri tedavi ederken özelleştirilmiş kranial yeni yapılandırma implant protezleri gereklidir. DMLS

ekleme teknolojisi kullanılarak özel olarak üretilen titanyum implantların, bu tür kusurlar için kullanımı, ameliyat sırasında geleneksel yöntemlere göre çok daha hızlı üretimi ve yerleştirilmeyi sağlamıştır. Bu, tasarım aşamasında her bir duruma uygun çeşitli modifikasyonların yapıldığı yüksek doğruluk ve kolaylıktan kaynaklanmaktadır (Jardini ve diğ. , 2014a; Jardini ve diğ. , 2014b). İmplantolojide, cerrahi kılavuzların kullanımı daha iyi planlama ve operasyonel komplikasyonların azaltılması için şiddetle tavsiye edilmiştir (Lal ve diğ. , 2006).

SLA kullanılarak üretilen cerrahi kılavuzların uygunluğunun, 2° 'lik açisal sapma ve hekste 1,1 mm ve apekte 2 mm lineer sapma ile oldukça doğru olduğu gösterilmiştir. Özel implant vidaları da araştırılıp yapılmaktadır (Turbush ve Turkyılmaz , 2012).

SLS eklemeli üretim ile, karmaşık geometri ve gözenekli yüzey yapısına sahip implantlar üretilebilir. Bunun osseointegrasyonu arttırdığı belirtilmiş , Huang ve diğ. , (2010); Mangano ve diğ. , (2010) ,ve hastalarda başarılı bir şekilde test edilmiştir. (Figliuzzi, 2012; (Mangano ve diğ. , 2014b)

Eklemeli üretim teknolojinin diğer kullanım alanı ise doku matriksi üretimidir. Kalsiyum ve fosfat gibi biyouyumlu ve biyoaktif parçacıklarının kolayca yerleştirilmesini ve eşit olarak dağıtılabilmesini kolaylaştırır.

İşlem aynı zamanda doku matrikslerinin üretimi sırasında daha yüksek bir hassasiyet düzeyine de izin verir. Geleneksel yöntemlerde, matriksteki gözeneklerin geometrisini, büyüklüğünü ve aralıklarını hassas bir şekilde kontrol etmek zordur (Ge Z Jin ve Cao , 2008). Yapı matriksinin vaskülarizasyon ve osteogenezis sağlamak için 300 µm 'den daha büyük gözenek boyutlarına sahip olması önerilir.

Eklemeli üretim makineleri, yüksek baskı doğruluğu nedeniyle ayarlanabilir boyutlara sahip gözenekler üretebilmektedir (Karageorgiou ve Kaplan, 2005). Bu teknikler, genel sertliği ve çözünme hızını kontrol etmeyi sağlayan, özelleştirilebilir matriks malzemesine sahip kemik greft uygulamaları için kullanılabilir (Habibovic ve diğ. , 2008).

Ağız içi protetik uygulamalar için, eklemeli üretim tekniklerinin kullanımı, intraoral taramalardan alçı modellerin eldesi ve diş protezlerinin doğrudan

üretimi, kesin protezlerin planlanması ya da revetmana alınması için mum modelleme, Wilde ve diğ. (2012), özel yapımlar dahil olmak üzere, çeşitli yapım alanlarıdır. SLS teknolojisi kullanılarak metalik protezlerin imalatı, titanyum iskeletler ve CoCr yapılarının üretimi için araştırılmaktadır. CoCr çıkarılabilir kısmi protezleri doğrudan üretmek için eklemeli üretiminin kullanılması Bibb ve Eggbeer tarafından araştırılmış ve hastalar için tatminkar olduğu bulunmuştur (Bibb ve Eggbeer , 2006). İn vivo bir çalışmada, DMLS üretim tekniği kullanılarak imal edilen CoCr bazlı PFM kronlarının kullanımı araştırılmıştır. Bu çalışmada, marjinal adaptasyon ölçülmüş ve kullanım için klinik olarak kabul edilebilir doğrulukta olduğu gösterilmiştir. Zirkonya kronları, ekleme teknolojisi kullanılarak başarılı bir şekilde üretilirken ve gelecek için umut vaat etmektedir. Üretim sırasında oluşan gözeneklilik nedeniyle hala uzun süreli yapıma ihtiyaç duydukları için klinik ortamlarında kullanılacaklarsa daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.

Mevcut çok çeşitli üretim metotları ve materyaller sayesinde, bu teknoloji kullanılarak, tam maksiller ve mandibular akrilik protezlerin üretimi dahil olmak üzere birçok başka uygulama araştırılmaktadır. SLA teknolojisi ototransplantasyon prosedürlerine yardımcı olur (Bidra ve diğ. , 2013; Shahbazian ve diğ. , 2012). Gerçeğe yakın diş ve tıbbi anatomik eğitim modellerinin üretimini sağlar (Rengier ve diğ. , 2010). Bu uygulamaların, eklemeli üretim makineleri fiyatlarında beklenen düşüş ve hızla gelişen teknolojiyle birlikte, önümüzdeki yıllarda artmaları beklenmektedir (Van Noort, 2012).

#### **2.10.4 Mevcut eklemeli imalat makinelerinin doğruluğu**

Üretilen yapıların doğruluğu, üretilen geometrilere, üretim yöntemine ve kullanılan malzemelere göre değişir. SLA, 25 mikron katman kalınlığına sahip yapılar üretebilir. Mürekkep püskürtmeli baskı, 12 µm'lik bir katman kalınlığına ulaşabilirken, FDM'nin yaklaşık 127 µm doğruluğu olduğu görülmüştür (Liu ve diğ. 2005). Tüm bu üretim tekniklerinin araştırılmakta olan çeşitleri vardır ve nano ölçek yapıların üretiminde umut vaat etmektedir (Vaezi ve diğ. , 2012). Pratik olarak eklemeli üretiminin doğru uygulamalarının birtakım örnekleri vardır. Eklemeli üretim kullanılarak üretilen implant abutmentlarının, 11 µm'lik

bir dikey boşluğa sahip oldukları bildirilmiştir (Abduo ve diğ. , 2011). Bununla birlikte, marjların yeteri kadar üniform tek biçimli olmadığı görülmüştür.

Bu da eksiltici üretimi, implant bileşenlerini imal etmek için hala en güvenilir yöntem haline getirmektedir.

Ekleme teknolojisi kullanılarak üretilen implant kılavuzları, 0,4 mm'lik bir boyutsal hata ve 5 dereceden daha az bir açısal sapma göstermektedir (Turbush ve Turkyılmaz, 2012). Yüz protez modellerinde, doğruluk, 0,1 - 0,4 mm'lik bir hata aralığı ile tatmin edici bulunmuştur.

PFM iskeletleri söz konusu olduğunda, DMLS teknolojisinin yakın zamandaki gelişmesi nedeniyle, nispeten az sayıda çalışma vardır. Eklemeli teknikler kullanılarak imal edilen sabit diş protezlerinin iç ve dışsal uyumunu bildirmektedir. Freze makinelerinin marjinal uyumlulukta doğruluğunu araştıran benzer çalışmalarda ölçüm yöntemi, kaydedilen nokta sayısı ve kullanılan ticari makine tipi çeşitlendirilmiş, karşılaştırmalar zorlaştırılmıştır. Çoğu çalışma, muhtemelen maliyeti ve son zamanlarda popülerlik artışı nedeniyle CoCr 'u bir baz metal olarak kullanmıştır (Anusavice K. , 1996). Protezin uyumunu inceleyen kullanılan yöntemler, oluşturulan protezin uyum yüzeyinin silikon replikasını yapmak ve daha sonra manuel mikroskopla inceleme ölçümlerini kullanmaktır. Diğer çalışmalarda silikon kopyaları dijital olarak taranıp ve bir CAD programı kullanılarak uyumsuzluk alanlarını haritalamak için hazırlanan abutmentin 3D modeline bindirilmiştir. Diğerleri hem protez hem de abutment replikasyonu bölümlerine ayırmış, daha sonra mikroskop veya dijital fotoğrafçılığı kullanarak uyum yüzeylerindeki önceden belirlenmiş noktaları ölçmüştür (Ortorp ve diğ. , 2011). Ortalama marjinal boşluk tutarsızlığı 70 - 102 nm arasında değişirken, çoğu yazar bu sonuçların dental kullanım için kabul edilebilir klinik aralıkta olduğunu kabul etmiştir (Kim ve diğ. , 2013a; Ucar ve diğ. , 2009; Kim ve diğ. , 2014b; Ortorp ve diğ. , 2011; Tamac ve diğ. , 2014; Xu, ve diğ. , 2014). Sadece bir çalışmada DMLS kullanılarak üretilen protezlerin uyumunun tatmin edici olmadığı anlaşılmıştır, 65-162 µm'ye kadar değişen tutarsızlıklar tespit edilmiştir.

Bununla birlikte, bu çalışmada, bir döküm grubu veya eksiltmeli bir grup gibi bir kontrol grubu bulunmamaktaydı ve bu nedenle metodları ile ilgili herhangi

bir sorunun varlığı ortaya konulamamış olabilir. Aynı yazarlar, bir sonraki yazıda, CoCr PFM kronlarının üretimi için DMLS teknolojisinin yaklaşık 55 µm. civarında bir ortalama uyumluluğa sahip olduğunu belirtmiştir. (Kim ve diğ. , 2013a). Son araştırmada bu teknolojiyi, diş hekimliğinde klinik kullanım için, protez yapımında yeterli doğrulukta kabul ettiler.

Diğer dijital üretim tekniklerine kıyasla ekleme teknolojisinin, çok çeşitli makinelerin var olması ve kullanım için uygun malzemelerin kullanılma esnekliği dahil olmak üzere birtakım avantajları vardır. Bu, ekleme teknolojisini araştırma için çekici bir alan haline getirir ve dişhekimliğinde kullanılmak üzere yepyeni bir uygulama alanı yaratır. Şu anda teknolojinin belli başlı üreticilerinin sayısı azdır; Ancak, son zamanlardaki patentler nedeniyle birçok yeni şirket, daha düşük maliyetle daha iyi makineler üretmektedir. Malzeme ve makinelerin yüksek maliyeti nedeniyle, SLA üretiminin popüler olmadığı birçok eski çalışmada belirtilmiştir (Van Noort , 2012).

Şimdi 5000 \$ 'a mal olan SLA makineleri vardır, bu makineler 25 µm katman kalınlığına sahip bir yapı hazırlayabilir (Formlabs ,2019).

### **2.10.5 Eklemeli üretiminin avantajları**

Kullanılabilir makinelerden dolayı esneklik: Bazı makineler, yapının yarısını değiştirmeye gerek kalmadan aynı anda yapı boyunca birden fazla malzeme basabilir.

Bu, esas olarak organik veya çok renkli malzemelerin üretilmesiyle sınırlıyken, teknolojinin ilerlemesi bir gün karmaşık protetik vakalar için, çok bileşenli diş protezlerinin ve bunların altyapısının, tek bir makinede üretimine izin verebilir. Aynı anda dijital iş akışını tam anlamıyla gerçekleştirir.

Pasiflik: Bu imalat tekniğinin pasif doğası, eksiltmenin bir takım dezavantajlarını da ortadan kaldırmaktadır. Bu özellikle CoCr gibi metalleri işlemek için zordur, bu da kazıma sırasında kazıma kafalarının, gürültü ve ısı üretiminin yanı sıra yapının yüzeyinde hasara neden olur (Abduo,ve diğ, 2014).

Azaltılmış hammaddenin düşük yüzdesi: Eksiltmeli üretim, başlangıç malzemenin % 96'sını kaldırabilir ve bu israf, neredeyse geri alınamaz. Karşılaştırıldığında eklemeli üretim makineleri çoğunlukla yapı için gerekli

olanı kullanma eğilimindedir ve % 40 daha az israfa sahiptir. Buna ek olarak, atıkların yaklaşık % 95 – 98 'i gelecekteki üretim döngülerinde geri dönüştürülebilir (Berman, 2012 : Abduo ve diğer. , 2011). Bu sadece hammaddenin toplam maliyetini azaltmaz, aynı zamanda genel ağırlığın ve boyutların aşırı olduğu durumlarda da önemlidir.

Hammadde bir sorundur. Eksiltmeli üretimde olduğu gibi, önceden oluşturulmuş bir malzeme bloğunun boyutlarına bağlı olmadan, üretim yapmak mümkündür. Üretimin boyutu sadece makinenin kazıma odasının büyüklüğü ile sınırlıdır. Bu genellikle freze makineleri için önceden oluşturulmuş diskler tarafından sunulan boyuttan daha büyüktür.

### **2.10.6 Eklemeli üretiminin sınırlamaları**

Bu sınırlamalar şunları içerir:

Basamak etkisi: Katman kalınlığı mümkün olan en küçük çözünürlükte ayarlanmadığı sürece, katmanlı üretimin katman katman yapısı, bitmiş ürün üzerinde hala bir basamak efekti bırakır. Fakat bu, yapıların üretim süresini önemli ölçüde artıracaktır (Masood ve diğer. , 2003).

Seramik yapıların imalatı: Seramik yapıların (zirkonya ve alümina) imalatında bazı ilerlemeler kaydedilmiştir, ancak yapılar gözeneklidir.

Eklemeli teknik büzülmeye neden olan kapsamlı bir işlem sonrası yeni işlem (sinterleme) gerektirir. Bu nedenle, eksiltici üretimin önceden sinterlenmiş malzeme bloklarını işlerken ürettiği uniformluğuna sahip değildir ve büzülme problemini ortadan kaldırmaz.

Tekrarlanabilirlik: Üretimin hız ve doğruluğu artırılırken birçok eklemeli makinesi hala bazı dental uygulamalar için gereken doğruluk veya tekrarlanabilirliği sağlamaz. Artan hassasiyetin aranması durumunda, üretim hızı genellikle azalır (Figliuzzi ve diğer. , 2012).

Destek yapılara olan ihtiyaç: FDM ve SLS durumunda, imalat aşamasında kullanım için gerekli olabilecek destek yapılarının manuel olarak veya ön programlama yoluyla eklenmesi ve yapı inşa edildikten sonra çıkarılması için ilave adımların eklenmesi gerekir. Bu yapım işlemi sırasında görünen tüm çıkıntılı yapıları destekler.



Dişhekimliği kullanımında özgüllük: Teknoloji hala dişhekimliği endüstrisinde gelişirken, şu anda mevcut olan çoğu makine, eksiltici üretimde olduğu gibi dental uygulamalar için uygun değildir; bununla birlikte, bazı büyük şirketler özellikle diş hekimliği (3D Systems, Rock Hill, SC; Stratasys, Eden Prairie, MN) için ekleme teknolojisi üretmektedir. Eksiltmeli üretimin de sektörde gelişmesi epey zaman almış durumdadır ve hala beklenen gibi olmadığı görülmektedir (Miyazaki ve diğ. , 2009).

Tüm bu konular kapsamlı bir şekilde araştırılmakta ve mevcut ilerleme hızıyla teknoloji geliştikçe daha çok kolay hale gelecektir (Van Noort, 2012; Liu ve diğ. , 2005; Syam ve diğ. , 2011).

## **2.11 Kenar Uyumu**

Restorasyonun, ağız içindeki ömrü, preparasyon bitim sınırının iç yüzeyi ile restorasyonun arasındaki uyumun iyi olmasına bağlıdır (Shillinburg ve diğ. , 1997). Diş ile restorasyon arasında meydana gelen uyumsuzluk mikro sızıntılara, renkleşmelere, sekonder çürüklere sebep olur. Bu uyumsuzluk aynı zamanda periodontal hastalıklara ve pulpa irritasyonlarına sebebiyet verir bu yüzden kenar uyumu önemli bir unsurdur (Toman ve diğ. , 2009; Knoernschild ve Campbell, 2000; Lui, 1980; Knoernschild, 2000).

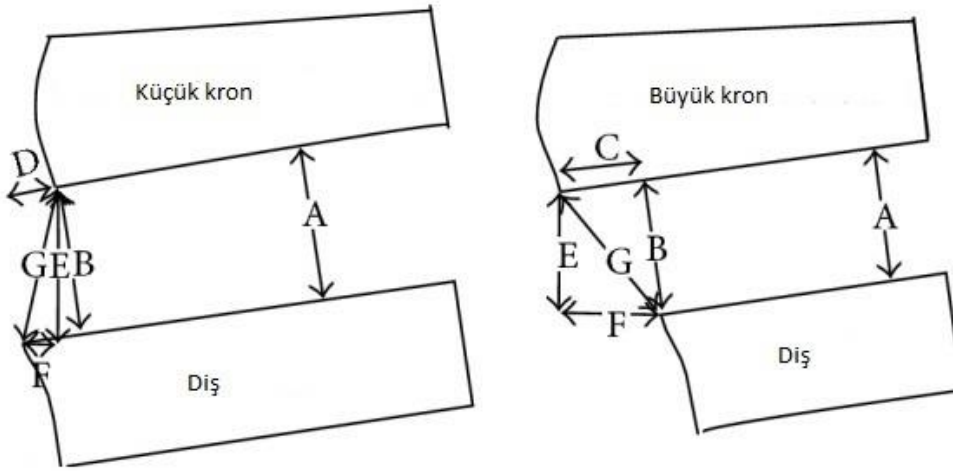
Literatürde kenar uyumunun tanımı ve tespiti ile ilgili farklı metotlarla yapılmış bir çok çalışma vardır.

Literatürde kenar uyumunun tanımı ve ölçmede kullanılan noktalar araştırmacılara göre farklılık arz etmektedir (Holmes ve diğ. , 1989; Groten ve diğ. , 2000).

Materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinden farklı olarak, restorasyonların uyumu ile ilgili kriterler konusunda, araştırmacılar arasında tam olarak bir fikirbirliği yoktur. En iyi uyum kriteri olarak, preparasyon yüzeyi ile restorasyon iç yüzeyi arasında ölçümü yapılan farklı noktaların uyumsuzluğu olarak tanımlanır. Bu yüzden kenar uyumunun tespiti ve değerlendirilmesinde , bahsi geçen yüzeyler arasındaki uyumsuzluk miktarını ölçmek en çok kullanılan yöntemdir. Kenar uyumu ölçümü ve değerlendirilmesinde marjinal bölgedeki bir çok alan ve mesafe göz önüne alınmaktadır.Uyumsuzluk

genellikle yatay ve dikey düzlemde incelenmektedir (Holmes ve diğ. , 1989; Usanmaz, 2005).

Restorasyonun uyumunu tespit için restorasyonla diş arasında yapılan ölçümler; iç yüzeyde, kenarda yada restorasyonun dış yüzeyinde olan noktalarda yapılabilmektedir. Kenar uyumsuzluğunun; kronun giriş yoluna dik olanına ise 'yatay kenar uyumsuzluğu' paralel olanına 'dikey kenar uyumsuzluğu', denilmektedir (Şekil 2.7) (Holmes ve diğ. , 1989).



**Şekil 2.7:** Marjinal Aralık Tanımı A = İç Boşluk; B = Marjinal Boşluk (bu çalışmada ölçülen); C = Fazla Uzatılmış Kron Kenarı; D = Kısa Kalmış Kron Kenarı; E = Dikey Marjinal Uyumsuzluk; F = Yatay Marjinal Uyumsuzluk; G = Mutlak Marjinal Uyumsuzluk

**Kaynak :** Holmes ve diğ. , (1989)

Yan duvarlarda bulunan aralık hem restorasyon tutuculuğunu olumsuz yönde etkilemektedir hem de restorasyonun kırılmasına sebep olabilmektedir.

Ayrıca yan duvarlardaki aralık, mikroorganizmaların veya toksinlerin diş yan duvarlarına sızmasına sebep olur. Bunlar dentin kanalları vasıtasıyla pulpaya ulaşır ve pulpa rahatsızlıklarına neden olurlar (Anusavice K. , 1989; Monaco ve diğ. , 2001).

İdeal kenar açıklığı konusunda birçok farklı görüş vardır. Mclean and von Fraunhoder, 120 µm 'luk açıklığı ideal kenar aralığı olarak belirtirken, bazı diğer araştırmalar bu değeri 100 µm (Boening ,1992 ; Fransson ve diğ. , 1985) veya 100-150 µm arası (Suarez, ve diğ. , 2003; Coli ve Karlsson, 2004) olarak

belirtmişlerdir. 200-300 µm'luk aralığında yeterli olduğunu ileri sürenler olmuştur (Sutherland ve diğ. 1996; Ostlund, 1985; Stappert ve diğ. , 2005).

### **2.11.1 Kenar uyumunu etkileyen faktörler**

Kenar uyumunu etkileyen birçok faktör vardır. Bunlar diş hekimine ve diş teknisyenine bağlı olarak değişir.

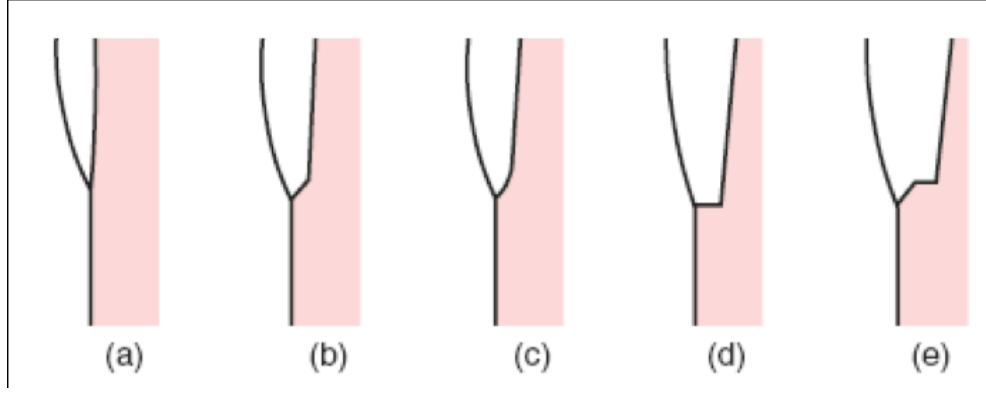
### **2.11.2 Diş preparasyonu**

Diş preparasyonu mekanik, biyolojik, ve estetik faktörler göz önüne alınarak belirli prensiplere bağlı yapılmalıdır (Shillinburg ve diğ. , 1997).

Restorasyonun prepare dişe düzgün bir şekilde oturabilmesi için koniklik açısı önemlidir. Bu açı restorasyonun üretimi sırasındaki hataların tolere edilmesini ve kronun yapıştırma sırasında tam olarak oturmasını sağlar. 6° ideal olması gereken koniklik açısıdır. Fakat bunu pratik olarak yapmak zordur (Wilson, 1994). 2,5° - 6,5° arasındaki koniklik açısı, simanda meydana gelen stresi azaltmak için ideal olarak kabul edilir (Shillinburg ve diğ. 1997). Restorasyonun ömrü için, restorasyonun bitim kenarı ile preparasyon bitim sınırının uyumlu olması gerekir. Kenar uyumunu kesim bitim sınırı ve bu sınırdaki restorasyon materyal miktarı etkilemektedir (Shillinburg ve diğ. 1997). Kenar bitim şekli, hermetik kapamayı sağladığı gibi bakteri birikimini engellemeli ve estetik olmalıdır (Donovan ve Prince, 1985).

Shillinburg kenar bitim şekillerini;

1. Shoulder ( basamak)
2. İç açısı yuvarlatılmış shoulder
3. Bevel'lı shoulder ( bizotajlı basamak)
4. Chamfer
5. Derin chamfer
6. Bıçak ağzı tipi kesim olarak sınıflandırmıştır (Shillinburg ve diğ. , 1997).



**Şekil 2.8:** Diş kesimi basamak çeşitleri (a) Bıçak ağzı, (b) Bevel, (c) Chamfer, (d) Shoulder, (e) Bevel'li shoulder

**Kaynak:** Shillinburg ve diğ., ( 1997)

Pardo bu sınıflamaya ek olarak kenar bitim şekillerini 2 ana gruba ayırmıştır;

1-) Bitiş çizgisi yatay olanlar (shoulder, chamfer)

2-) Bitiş çizgisi eğimli olanlar (bıçak ağzı, bevelli shoulder) (Pardo, 1982)

Yatay kenar genişliğinin miktarı için dişin canlılığı ve restorasyon materyalinin direnci göz önünde bulundurulur.

0,3 mm'den küçük olan yatay kenar genişliği; bıçak kenarı bitim olarak adlandırılır. Bu bitim şeklinde kesim miktarı daha azdır ve sahip olduğu geometriden dolayı kenar uyumunun artmasını sağlar.

0,3 mm'den büyük olan yatay kenar genişliği; genellikle basamak

olarak adlandırılır. Kenar genişliğinin artmasından dolayı kenar bitimini kontrollü şekilde sağlamak mümkündür. Bununla birlikte genişliğin artmasıyla estetik ve alt yapı direnci de artar (Hunter ve Hunter, 1990).

110° shoulder, 45° bizotajlı shoulder ve 45°'lik shoulder şeklinde 3 farklı bitim şeklinin kullanıldığı araştırmada kenar bitim şekli ile kenar uyumu ilişkisinin olmadığı ortaya konulmuştur (Syu ve diğ. , 1993).

Diş preparasyonu yapılırken tam seramik kron protezine yeterli destek sağlanması göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle, 1mm genişliğinde 360° iç açısı yuvarlatılmış dik açılı shoulder (basamak) veya uygun genişlikteki chamfer kesim bitim şekli tercih edilmelidir.

Tam seramik kron için diş kesiminde iç açısı yuvarlatılmış basamak yapılması, kesim bitim sınırının net görülmesini ve estetiğinin artırılmasını sağlar (Shillinburg ve diğ. , 1997).

CAD / CAM sistemiyle yapılacak sabit protetik restorasyonlar için diş kesimi, tam seramik restorasyonlardaki gibidir. Fakat sistemin daha düzgün çalışabilmesi için ilave önlemler alınması gerekmektedir. Tarayıcının taramayı doğru olarak yapabilmesi için kesim sınırı net ve kolay ayırt edilebilmelidir. Kesimin bitim şekli iç açısı yuvarlatılmış dik basamak (shoulder) veya belirgin chamfer şeklinde olmalıdır. Kesimin taper açısı her sistem için farklıdır. Bu açı 3° - 8° arası değişebilmektedir (dentsplysirona.com).

Weaver ve arkadaşları döküm porselen kronlar için shoulder, metal-porselen kronlar için bizotajlı bitim, şeklini bu araştırmalarında kullanılmışlardır. En iyi sonucu dik basamaklı kesim bitiminin yapıldığı kronlarda elde etmişlerdir (Weaver ve diğ. , 1991).

### **2.11.3 Simantasyon**

Materyal ne olursa olsun mükemmel bir restorasyon simantasyon işlemine özen gösterilmezse kısa sürede başarısız olabilir. Simantasyon işleminde yapılan hata sonucunda erken temas, kronun düşmesi, pulpa iltihabı ve ikincil çürükler görülebilir (Shillinburg ve diğ. , 1997).

Metal destekli kronlarda döküm sırasında, diş ile restorasyon arasında aralık meydana gelir. Bu aralık restorasyonun dişe yapıştırılması sırasında siman ile dolar. Simanın diş-kron sınırında çözülmesi çürük oluşma ve restorasyonun düşme olasılığını artırır. Bu sebepten dolayı meydana gelen aralığın azaltılması yönünde materyal ve teknikler üzerinde çalışmalar yapılmaktadır (Syu ve diğ. , 1993).

Amerikan Diş Hekimleri Birliğı kenar aralığının yaklaşık 25 µm olması gerektiğini bildirmektedir (Cho ve diğ. , 2004). Fakat birçok çalışma siman kalınlığı miktarının fazla olabildiğini göstermiştir (Alkumru ve diğ. , 1988) (Holmes ve diğ. , 1989).

Preparasyondaki koniklik açısının azalması ve kenar bitim şekli, yapıştırma işlemi sırasında siman akıcılığını azaltmakta ve kalınlığa sebep olmaktadır.

Artan siman kalınlığı, kronun dişe tam yerleşmesini engelleyebilir. Bu da okluzyonda yüksekliğe neden olabilir ve fazla kenar aralığı oluşmasına sebep olabilir (Christensen, 1966).

Pascoe simante işleminin sonrası kenar uyumunu araştırmış , bizotajlı kesimde kenar aralığının az olduğunu ama kronların tam oturmadığını bildirmiştir (Pascoe, 1983).

Simantasyon sırasında uygulanan kuvvet, tam olarak oturmayı sağlayacak derecede olmalıdır. Eğer fazla ve kısa süreli kuvvet uygulanırsa dentin yapısında elastik gerilimler oluşur, kuvvet kesildiğinde ise bir yaylanma hareketi meydana gelir ve restorasyon yerinden oynayabilir (Smith, 1983). Karipidis ve Pearson' un yaptığı bir çalışmada kronlar, 300 N/cm<sup>2</sup> bir kuvvetle, prepare edilmiş sıgır dentini üzerine simante edilmiştir. Bu kronlara uygulanan kuvvetin yarısı kadar kuvvetle simante edilen kronların daha zor desimante edilebildiği bulunmuştur. Kronlar daha sert metal yalancı kökler üzerine yapıştırıldığında ise bunun tam tersinin meydana geldiği bulunmuştur (Karipidis, 1988; Shillinburg, Hobove diğ. , 1997).

#### **2.11.4 Materyal seçimi**

Metal seramik restorasyonlarda; altın-platin-palladium alaşımının dökülebilirliğinden dolayı kenar uyumu çok iyidir. Fakat bu alaşımın, ısı altında deformasyon direnci düşüktür. Bu yüzden porselen fırınlanma sırasında uzun köprülerde metal alt yapının uyumluluğu bozulur.

Ergime derecesi daha yüksek olan altın-paladyum gümüş alaşımının altın-platin-paladyum alaşımına göre ısı altında zamana bağlı deformasyon direnci daha yüksektir. Bu yüzden uzun köprülerde tercih edilebilirler (Van Noort, 2013, Powers, 2006). Bunların dökülebilirlikleri ve kenar uyumları memnuniyet vericidir. Paladyum alaşımının dökülebilirlikleri kolay değildir ve kenar uyumları yüksek altın oranlı alaşımlar kadar iyi değildir (Van Noort, 2013).

Kıymetsiz alaşımlardan krom-nikel alaşımının da dökülebilirliği kolay değildir. Dişin kesiminden kron simantasyonuna kadar yapılan işlemler sırasında kullanılan materyaller ve metotlar kenar uyumunu direk ya da indirekt olarak etkilemektedir (Tjan.ve Grant, 1987; Ushiwata ve Moraes, 2003).

### **2.11.5 Hekim ve teknisyen**

Uyumlu bir restorasyonun elde edilmesinde hekim ve teknisyenin bilgisi, tecrübesi ve becerisi önemli bir faktördür. Ölçü alınmasından simantasyona kadar olan tüm aşamalarda kullanılan teknik ve materyaller diş hekimi ve teknisyeni tarafından doğru şekilde belirlenmeli ve uygulanmalıdır. Boyutsal stabilitesi kötü ölçü maddesiyle ve uygun olmayan teknikle alınan ölçülerden elde edilen modelle gerçek kesik diş arasındaki boyutsal farklılık, restorasyon ve diş arasında uyum problemlerine neden olmaktadır (Mc Cabe ve Walls, 1999). Laboratuvarda model eldesi, modelaj, döküm, porselen yığıcı kenar uyumunu etkileyen faktörlerdir (Aktepe, 2005).

### **2.12 Kenar Uyumunun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler**

Sabit protez restorasyonların diş ile olan kenar uyumları; niteliksel veya niceliksel olarak değerlendirilebilir. Niteliksel değerlendirmeler radyolojik muayene, gözle inceleme ve sondla kontrol gibi yöntemlerdir.

Niceliksel değerlendirmeler ölçüme dayalı sayısal değerlere dayanır, ölçüm genellikle mikrometreyle yapılır (Ushiwata ve Moraes, 2003).

Kenar uyumları, ölçülü sondlar ve skalalarla yapılabilir. Niteliksel değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılama kapasitesiyle alakalıdır. Bu kapasite 60 µm ile sınırlıdır (Çınar, 2001).

Kenar uyumunun ölçümü birkaç teknikle yapılabilir;

- 1-) Direkt yöntem
- 2-) Kesit alma yöntemi
- 3-) Ölçü alma yöntemi
- 4-) Sond ve gözle değerlendirme (Sorensen J. , 1990)

#### **2.12.1 Direkt yöntem**

Direkt yöntem basit bir yöntemdir. Bu yöntemde yapılan restorasyon yalancı kökler üzerine yerleştirilir mikroskop (elektron veya stereomikroskop) kullanılarak kenar aralığının fotoğrafları çekilir ve yazılımlar vasıtasıyla ölçümleri yapılır.

Bu tekniğin dezavantajı kronların dış örneğine tekrar tekrar takılıp çıkarılması sırasında aşınmalar olabilir, tam adaptasyon sağlanamayabilir , bu da ölçümlerdeki standart sapmayı değiştirebilir. Bu yöntemle marjinal kenar uyumu değerlendirilir, iç uyumun tespiti yapılamaz.

Restorasyonun zarar görmemesi bu yöntemin avantajıdır. Bu sayede aynı restorasyondan birçok kez ölçümler yaparak, aşamalar arasındaki farkı tespit edebiliriz.

### **2.12.2 Silikon replika yöntemi**

Kenar ve iç uyumu belirlemek için bu yöntem kullanılır. Bu yöntemde, silikon materyal (light body) restorasyonun içine koyulur, belirli bir kuvvet altında prepare diş üzerine üzerine yerleştirilerek silikon sertleşinceye kadar belirli bir kuvvet uygulanır. Sertleşmiş silikon restorasyondan çıkarılır, akrilik veya epoksi reçine içerisine gömülür ve kesit alınır. Bu kesitten mikroskop ve bilgisayar yardımıyla ölçümler yapılır. Bu tekniğin dezavantajı silikon malzemedeki boyutsal değişikliğin ölçümde sapmalara neden olması ve silikon malzemenin yarattığı hidrostatik basınç sebebiyle kronun, preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır (Boening, 1992; Mou, 2002; Reich, 2005).

### **2.12.3 Kesit alma yöntemi**

Bu yöntem çok daha zor ve zaman alan bir yöntemdir. İlave basamaklar gerektirir kullanılan örnekleri bir daha kullanmak mümkün değildir. Bu yöntemde rezin içine gömülen örneklerden kesitler alınır.

Kesit alma yönteminde ölçümler elektron mikroskobu (SEM) veya ışık mikroskobuyla (optik) yapılır. Elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalarda, kenar aralığı ölçümleri elektron mikroskobu fotoğrafları üzerinde yapılır. Dikey ve yatay uyumsuzluk incelenebilir.

### **2.12.4 Üç boyutlu tarama yöntemi**

Bu yöntemde kenar uyumu ölçülecek diş veya restorasyon üç boyutlu taranmaktadır (Luthard ve diğ. , 2004). Elde edilen dijital veriler özel yazılımlarla karşılaştırılmakta diş restorasyon uyumu her yönde



incelenebilmektedir. Bu teknikte ölçümün doğruluğu tarama sisteminin hassasiyetine bağlıdır.

Kullanılan uyumluluk tespit yöntemleri incelendiğinde, en çok kullanılan yöntemin, kesit alma yöntemiyle, direkt mikroskop altında ölçüm ve değerlendirmenin olduğunu görmekteyiz (Toman ve diğ. , 2009; Yang ve Lee, 2003; Sulaiman ve diğ. , 1997; Weaver ve diğ. , 1991; Beschmidt ve Strub, 1999; Albert ve El-Mowafy, 2004; Wegner ve diğ. , 2003, Sorensen ve diğ. , 1992; Pera, ve diğ. , 1994; Lin ve diğ. , 1998)



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1 Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller

CAD / CAM teknolojisi için üretilen prefabrike, kobalt krom, zirkonyum, titanyum, polieterketonketon bloklardan ve selektif laser teknolojisi elde edilen alt yapıların internal ve marjinal uyumlarını inceleyen, gerçek siman aralığını ölçen çalışmada kullanılan araç ve materyaller Çizelge 3. 1 ve Çizelge 3.2 de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.1:** Araştırmada Kullanılan Materyaller

MATERYALİN ADI	MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA
Starbond Ti5 Disc	5 "ELI" (Ekstra Düşük Geçişli) titanyum alaşımı TiAl6V4'den yapılmış freze diski (15 mm x 98,3 mm)	S & S Scheftner GmbH/ Almanya
Starbond CrCo Easy Disc	CrCo Blok	S & S Scheftner GmbH Almanya
PEKKTON® Polimer Blok	Polietereterketon blok ø 98,5mm x 16mm	Cendres + Métaux SA / İsviçre
DD Bio ZX <sup>2</sup> Zirconia Blok	Yüksek Translüsent zirkonya blok (ø98,5mm x 14 mm)	Dental Direkt GmbH Almanya
Remanium® star CL – laser	CoCrW alaşım laser sintering tozu	Dentaurum GmbH & Co. KG / Almanya
Elite Double 32 Fast	Vinilpolisiloksan (ilave silikon) dublikasyon materyali	Zhermack GmbH Almanya
Rocky Mountain gray	Taranabilir tip 4 sert alçı	Klasse 4 Dental Almanya
Frasaco AG-3 Typodont Jaw	Sabit çiğneme yüzeyine sahip üst ve alt çene modeli (28 diş)	Frasaco GmbH Almanya
Meisinger Elmas Frez	Diş kesim frezleri	Hager & Meisinger GmbH
Meliodent- Kulzer	Soğuk akrilik	GmbH Leipziger Straße 2 63450 Hanau Almanya

### Çizelge 3.2: Araştırmada Kullanılan Cihazlar

Cihazın adı	Üretici firma
Yenascan E7 ( 3 Boyutlu ,5 Akslı laboratuvar tarayıcısı)	Yenadent Ltd, Türkiye
Yenadent D40 (5 akslı)	Yenadent Ltd, Türkiye
Conceptlaser Mlab cusing 200R Laser Sintering sistem	CONCEPTLASER a GE Additive company Almanya
Yenascan dental scanner 3 Boyutlu optik tarayıcı	Yenadent Ltd, Türkiye
MKC-100 hassas kesim cihazı	Mod-Dental Türkiye
LAPSUN video mikroskop	LapSun Technology LTD Hongkong Çin

### 3.2 Ana Modellerin Oluşturulması

Bu çalışmada üretilecek altyapılar 5 ana gruba ayrıldı. G\*Power programı kullanılarak yapılan power analizi sonucunda **marjinal uyum** için effect size d (etki boyutu):0.416 alındığında Power=0.80 ve  $\alpha=0.05$  için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum n=20 olarak saptandı. Ana day (ana yalancı kök ) modelini oluşturmak amacıyla üst sağ 1. molar dayanak yapı olarak seçildi. Diş preparasyonunda dişin kole bölgesinde çepeçevre 1mm genişliğinde iç açısı yuvarlatılmış chamfer basamak yapıldı. Basamak serbest dişeti kenarının 0.5 mm altında olacak ve dişeti konturunu takip edecek şekilde yapıldı. Okluzalde fonksiyonel tüberkülde 2mm, non-fonksiyonel tüberkülde 1,5mm aşındırma yapıldı, aksiyal duvarlar arasında toplam kesim koniklik açısı yaklaşık  $10^0$  olacak şekilde anatomik olarak kesim tamamlandı. Diş preparasyonu sonrası tüm keskin kenar ve köşeler yuvarlatıldı. Akrilik diş pürüzlerin giderilmesi için lastik cila frezi ile cilalandı (Şekil 3.1).



**Şekil 3.1:** Prepare Akrilik Diş

Prepare edilmiş olan akrilik diş tarama tozu kullanarak laboratuvar tarayıcı ile tarandı. Eosint M 100 laser sintering ile dökümü yapıp, tesviye ve polisajı yapıldı ( Şekil 3.2).



**Şekil 3.2:** Ana CoCr Day

### **3.3 Örneklerin Elde Edilmesi:**

Elde edilen master day 4cm çapında üst kısmı açık aliminyum tüp içerisine yerleştirildi. Vinilpolisiloksan dublikasyon silikonu (Elite Double 32 Fast-Zhermack GmbH ) ile dublike edildi (Şekil 3.3). Elde edilen dublikat silikon kalıp içerisine 100 kez taranabilir gri renkli tip-4 CAD / CAM sert alçısıyla döküm yapıldı (Rocky Mountain-Klasse4 Dental). 100 adet alçı örnek model

elde edildi. 3.5x magnifikasyon dental loop ile kontrolleri yapıldı. Elde edilen örnekler 20' şerli 5 gruba ayrıldı.



**Şekil 3.3 : Ana Modelin Dublikasyonu**

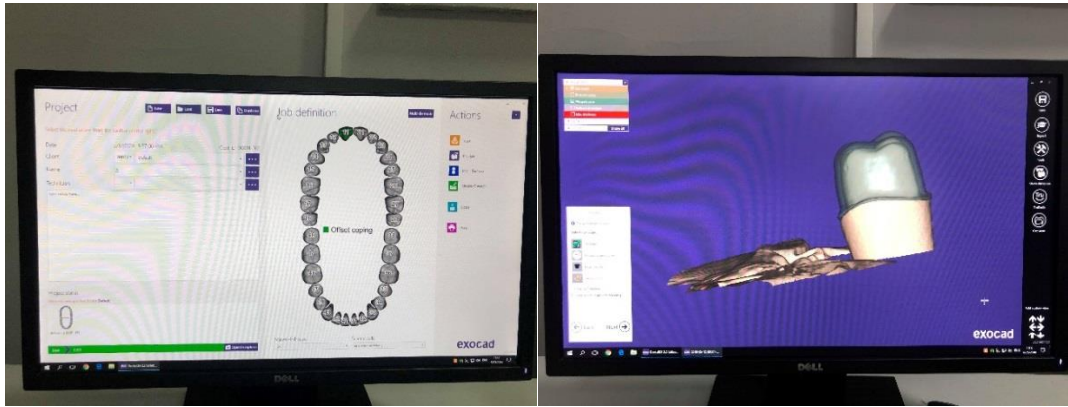
**Çizelge 3.3: Örneklerin Gruplandırılması**

<b>Kazıma (CAM / CAD) (Milling)</b>	CoCr	n=20
	Ti	n=20
	PEKK	n=20
	Zr	n=20
<b>Laser Sintering</b>	CoCr	n=20

Her gruba 1'den 20' ye kadar numara verildi. Her grup ayrı ayrı laboratuvar tarayıcısı (Yenascan E7 –Yenadent Ltd) ile tarandı. Elde edilen STL dosyaları üzerinde Exocad V 2.2 CAD tasarım programında tek operatör tarafından altyapıların sanal tasarımları yapıldı (Şekil 3.5). Tasarımlar sırasında altyapı kalınlıkları 0,5 mm ve siman aralığı 35µm olarak ayarlandı. Her tasarıma sırasıyla daha önce verilen sayı numaraları verildi.

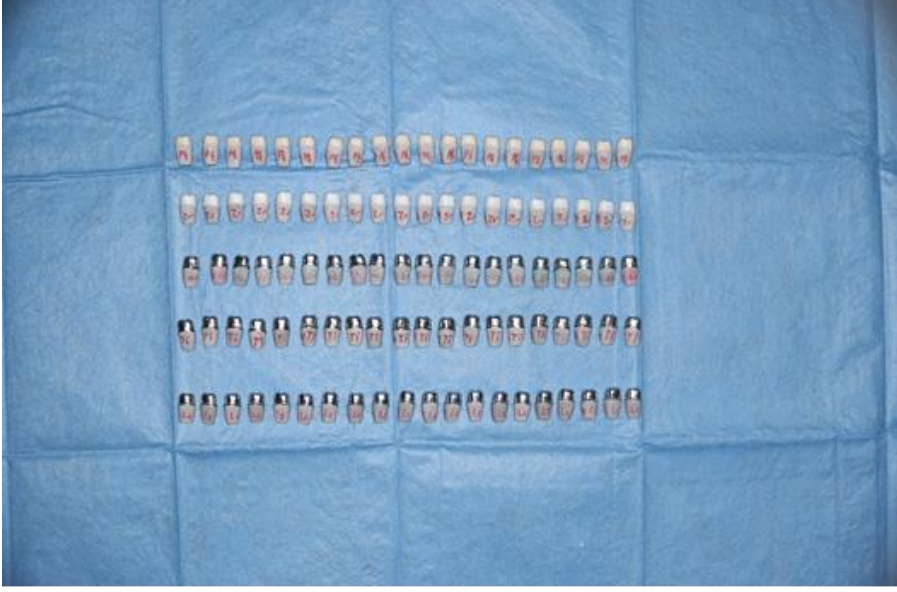


**Şekil 3.4:** Yenascan Tarayıcı



**Şekil 3.5:** Exocad Tasarım Programında Altyapıların Tasarımı

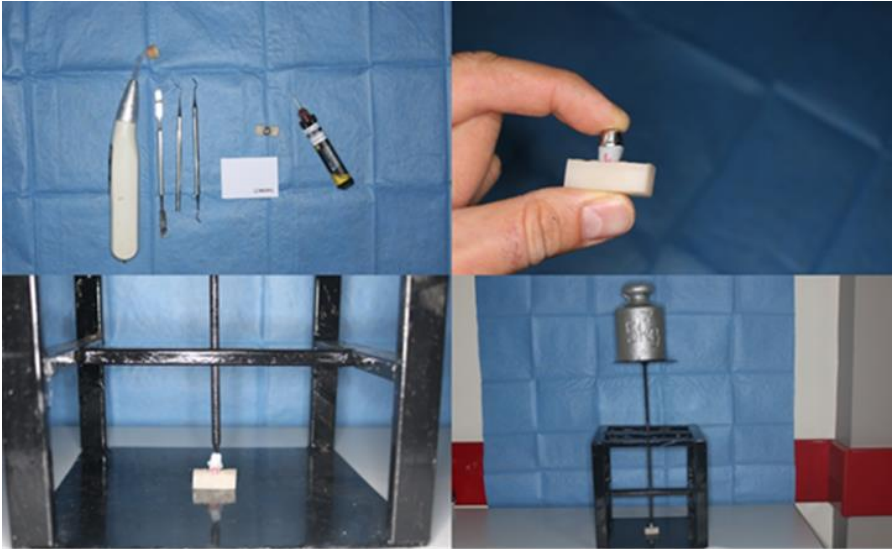
Tasarımı yapılan altyapılardan 80 tanesi 20 'şerli gruplar halinde hazır CoCr (Starbond CrCo Easy Disc-S & S Scheftner GmbH Almanya), titanyum (Starbond Ti5 Disc- S & S Scheftner GmbH Almanya), polieteterketon (PEKKTON -Cendres + Métaux SA İsviçre), zirkonya (DD Bio ZX<sup>2</sup> Zirconia-Dental Direkt GmbH) bloklardan Yenadent D40 5 akslı milling makinesinde kazıma methodu ile elde edildi. Geri kalan 20 adet örnek ise CoCr (Remanium® star CL – Dentaurnum GmbH & Co. KG - Almanya) tozundan Conceptlaser Mlab cusing 200R Laser Sintering sistemi kullanılarak DMSL tekniğiyle elde edildi. Elde edilen örnekler x3.5 magnifikasyon dental loop altında kontrol edildi.



**Şekil 3.6 : Üretilmiş Altyapılar**

### **3.4 Üretilen Metal Alt Yapıların Simantasyonu**

Üretilen her bir altyapı kendisine ait olan model üzerine, dual rezin siman (NOVA RESIN self adhesive resin cement, Imicryl Diş Malzemeleri San. Tic .Aş. Konya / Türkiye) ile simante edildi. Üretilen alt yapılar önce parmak basıncıyla örneklere yerleştirilmiş ve fazla siman artıkları temizlenmiştir. Daha sonra çalışmamız için tasarlanmış özel mekanizmayla, yaklaşık 50 N'luk (5kg) kuvvet uygulanmış, 7,5'ar dakika beklenerek simantasyon yapılmıştır (Şekil 3.7).



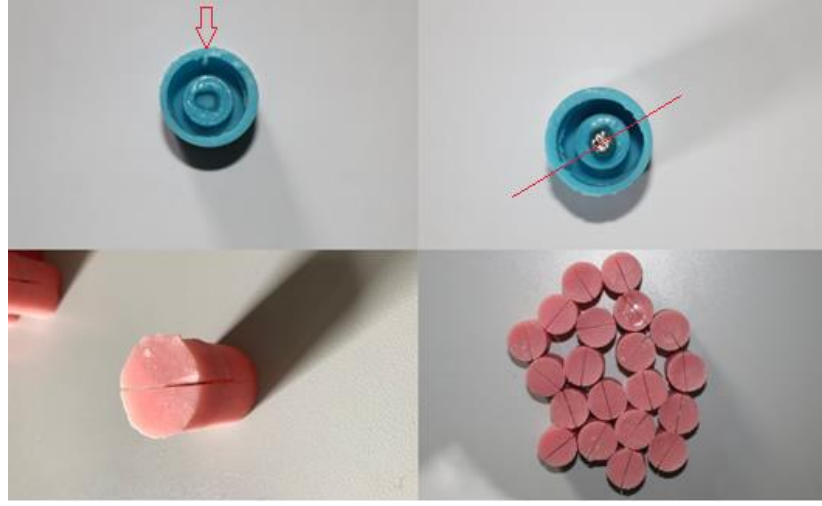
**Şekil 3.7 : Altyapıların Simantasyonu**



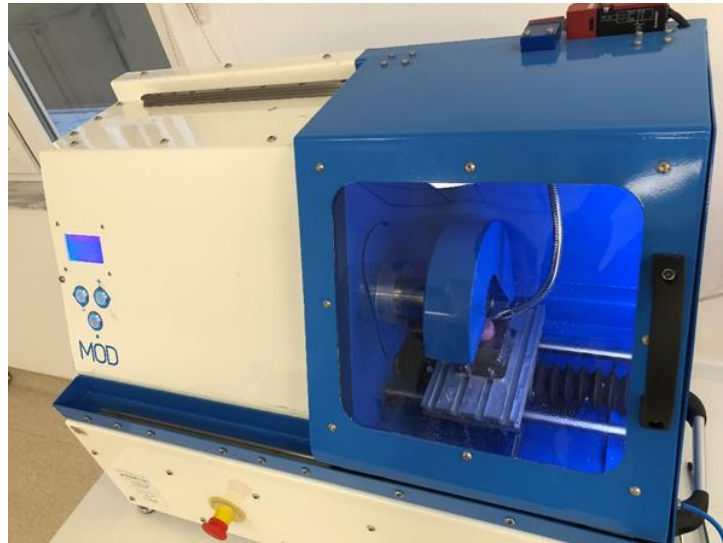
### 3.5 Örneklerin Akrilik İçine Gömülmesi

Modellere simante edilen altyapıların işlemler sırasında desimantasyonunu önlemek amacıyla özel olarak hazırlanmış silikon kalıba uygun pozisyonda yerleştirilerek akrilik içerisine gömüldü. Silikon kalıp örneklerin aynı pozisyonda ve kesim hattının aynı yerde olmasını sağlayacak şekilde dizayn edilmiş özelliklere sahipti.

Örneklerin silikon kalıp içerisindeki konumu, dış bölgelerden bir miktar uzak tam orta bölgede olacak şekilde ayarlandı. Bunun nedeni örneklerin, MKC-100 hassas kesme (Mod Dental) cihazında kesme işlemi sırasında tutucu kola sabitlenebilmesiydi.

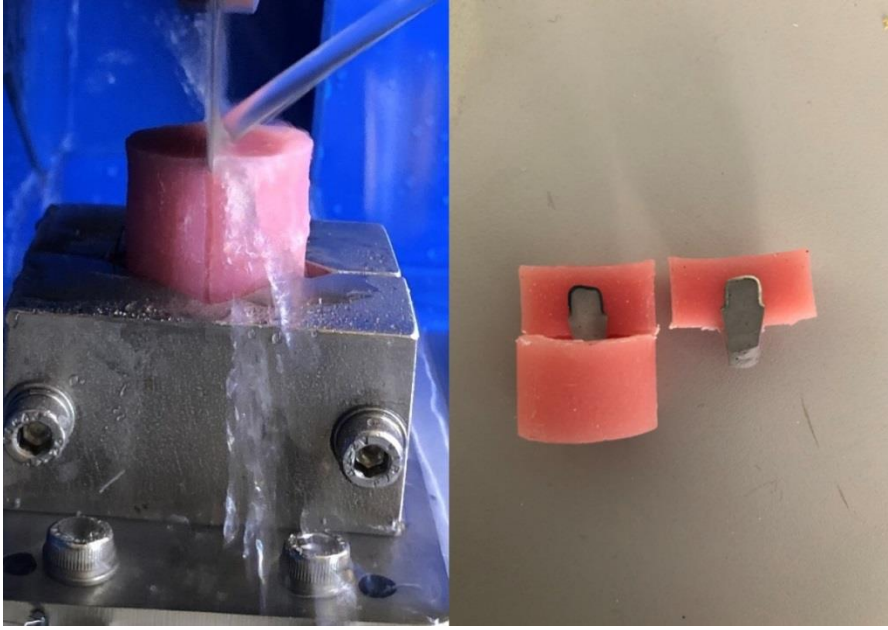


**Şekil 3.8 :** Simante Edilmiş Altyapıların Akrilik İçine Alınması



**Şekil 3.9:** Mod Dental MKC-100 Hassas Kesme Makinası

Simante edilmiş altyapılar, silikon kalıplar içerisinde uygun pozisyonlarda yerleştirildiler (Şekil 3.8). Daha sonra akrilik ( Meliodent- Kulzer GmbH Leipziger Straße 263450 Hanau Almanya) üretici firmanın önerileri doğrultusunda, hava kabarcığı kalmayacak şekilde karıştırıldıktan sonra silikon kalıp içerisinde döküldü. Bu işlem tüm örnekler için uygulandı. Kesme işlemi sırasında elmas kesim diskinin ısınmaması için su soğutması kullanıldı. Kesim işleminin tamamlanması ile deney örneklerinin tamamı mezio-distal yönde iki parçaya ayrılmış oldu.



**Şekil 3.10:** Standardize Edilmiş Kesim Hattı Frez İlişkisi

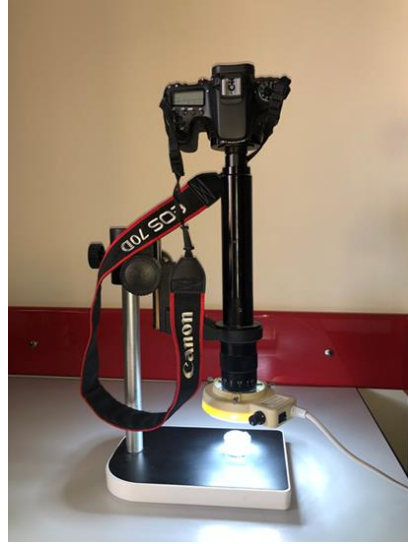
Kesitlerin alınmasından sonra deney örneklerinin mikroskop altında incelenebilmeleri amacı ile kesit yüzeyleri cilalandı. Cilalama işleminde sırasıyla 1500- 2000 grift kalınlığındaki silisyumkarbid kağıt diskler su altında kullanıldı. Kesitler numaralandırılarak, parçaların kaybolmaması için ayrı poşetlere yerleştirildi. (Şekil 3.11)



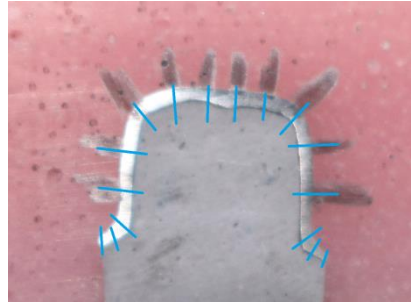
**Şekil 3.11:** Örnek Kesitleri

### **3.6 Mikroskop İncelemeleri**

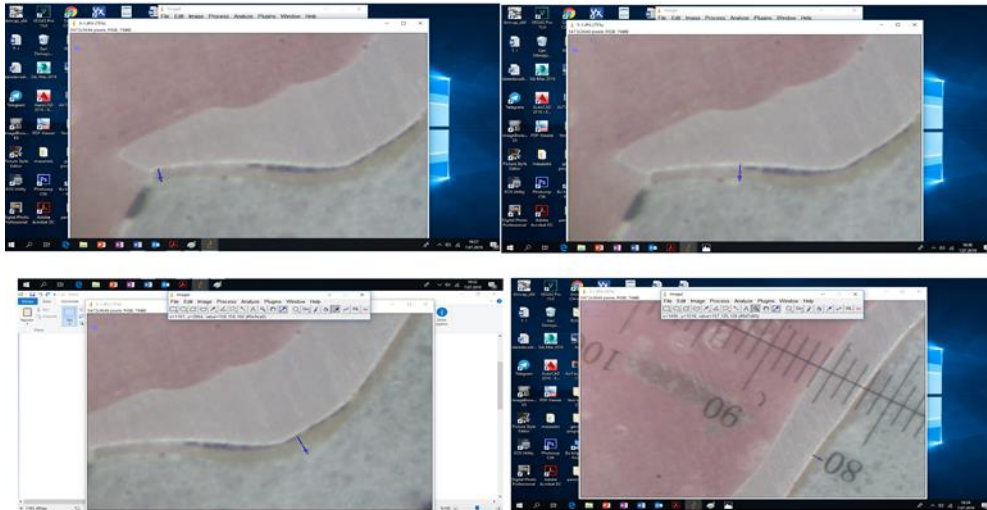
Canon EOS 70D 20,2 megapiksel dslr kamera entegre video mikroskop, LAPSUN (Lapsun dijital video mikroskop, Hongkong LapSun Technology Co. , LTD ) altında  $\times 160$  büyütme ile yapıldı (Şekil 3.12). Ölçüm noktalarını işaretlemeye standardizasyon için aksiyon-okluzal açıdan referans alındı. Okluzalde 1mm aralıkla, aksiyalde 1,5mm aralıkla sabit kalemle işaretlemeler yapıldı. Tüm dijital fotoğraflar raw formatta (5427x3648 resolution) ve ölçüm sırasında kalibrasyon işlemi için 0,01mm aralıklı kalibrasyon cetveli kullanılarak çekildi. Chamfer bölgesinde ölçüm, chamfer açısının ortasından, basamak bölgesinde ise basamak orta noktasından, kenar bölgesinde ise altyapının iç kısmı ile kesim bitiş noktasında yapıldı. Kesit yüzeyleri, kenar aralık kriterleri esas alınarak önceden Holmes ve ark. tarafından tanımlanmış tam 16 noktadan ayrı ayrı incelendi (Şekil 3.13). Her nokta için 5 ölçüm yapıp ortalamaları alındı . Böylelikle her bir örnekte 80, toplamda ise 8000 ölçüm yapılmış oldu. Tüm ölçümler Image J yazılımında iki yüzey arasında dikmelerinilerek tek operatör tarafından yapıldı (Şekil 3.14).



**Şekil 3.12:** Digital Video Mikroskop, 21 MP Canon Dslr Fotograf Makinesi



**Şekil 3.13:** Holmes ve Ark. Tarafından Belirtilen Noktaların Standardizasyon İçin İşaretlenmesi.



**Şekil 3.14:** Image J Yazılımında Aralık Ölçümlerinin Yapılması

## 4. BULGULAR

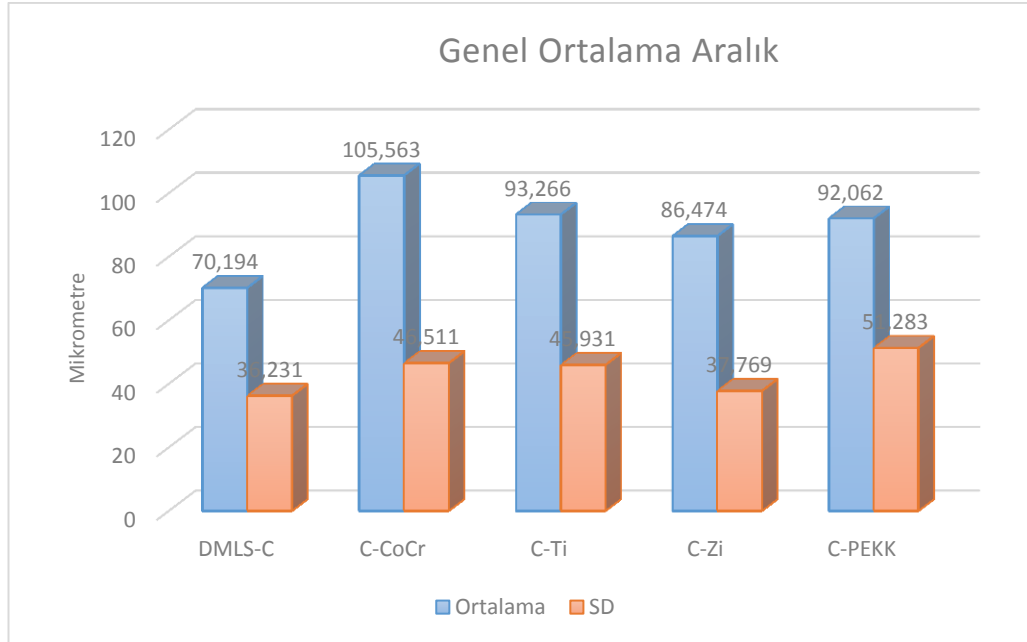
### 4.1 İstatistiksel Analiz Yöntemi

Ölçümlerden elde edilen verilerin istatistiksel analizleri, SPSS 22.0 programı yardımı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma=SD) yanı sıra çoklu grupların karşılaştırmasında post hoc Tukey ve Bonferroni analizleri ve ANOVA testleri kullanılmıştır. Sonuçlar,  $p<0,05$  anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

### 4.2 Üretim Sistemlerinin Kendi Aralarında Değerlendirilmesi

#### 4.2.1 Genel ortalamalarına göre karşılaştırma

İki farklı üretim sistemiyle üretilen alt yapılarının toplam aralık ölçümlerinin ortalama ve standart sapma (SD) değerleri aşağıdaki şekilde gösterilmiştir (Şekil 4.1).



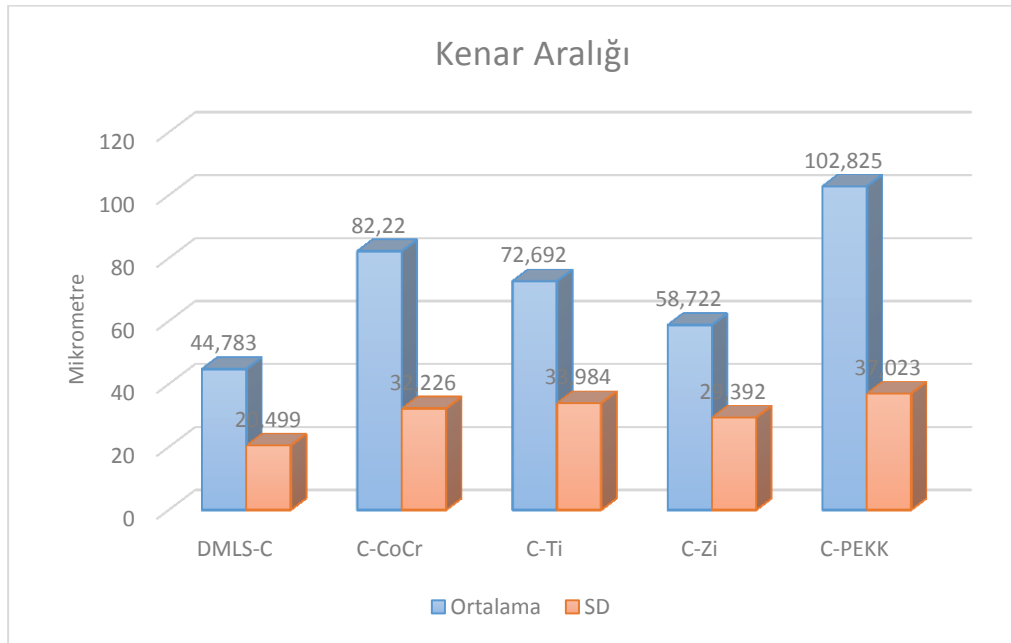
**Şekil 4.1:** Kron Altyapıların Toplam Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri  
Gruplar arasında ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$  ,

F= 39,566).

Yapılan post hoc (Tukey, Bonferroni) testleri sonucuna göre DMLS-C (direkt metal laser sintering CoCr) grubuyla CAM / CAD kazıma grupları arasında farklılık ortaya konulmuş, DMLS-C grubunun uyumunun daha iyi olduğu, istatistiksel anlamlı farkın olduğu tesbit edilmiştir ( $p>0.05$ ).

CAM / CAD kazıma grubunda en iyi uyumun C-Zi (CAD / CAM Kazıma zirkon ) grubunda olduğu, C-CoCr (CAD / CAM Kazıma CoCr ) ile C-PEKK (CAD / CAM Kazıma PEKK) grubunun, C-Zi ile C- Ti (CAD / CAM Kazıma Titanyum) grubunun uyumluluğunun benzer olduğu istatistiksel olarak anlamlı farkın olmadığı tesbit edilmiştir ( $p>0,05$ ).

#### 4.2.2 Kenar aralığının değerlendirilmesi



**Şekil 4.2:** Kron Altyapıların Kenar Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri

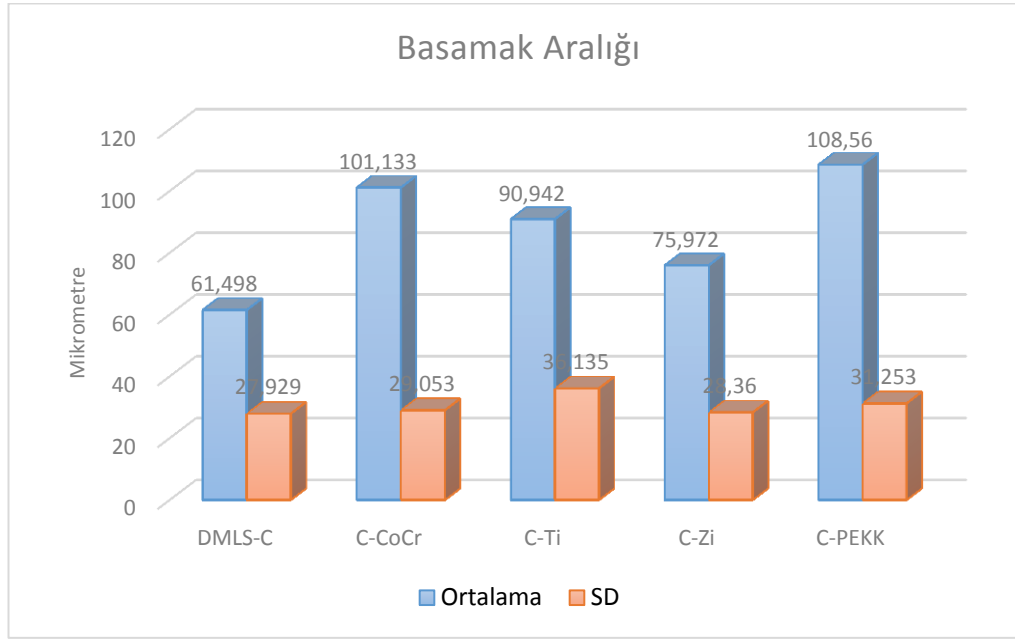
Gruplar arasında ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ , F= 20,335).

Yapılan post hoc (Tukey ve Bonferroni) testleri sonucuna göre DMLS-C grubuyla C-Zi grubu arasında kenar aralığının benzer olduğu ortaya konulmuş, istatistiksel anlamlı farkın olmadığı tesbit edilmiştir ( $p>0.05$ ).

DMLS-C grubundaki kenar aralığı uyumunun diğer CAM / CAD kazıma gruplara göre daha iyi olduğu, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farkın olduğu ortaya konulmuştur ( $p<0.05$ ).

CAM / CAD kazıma grubunda en iyi kenar uyumunun C-Zi grubunda olduğu tesbit edilmiştir.

#### 4.2.3 Basamak aralığının değerlendirilmesi



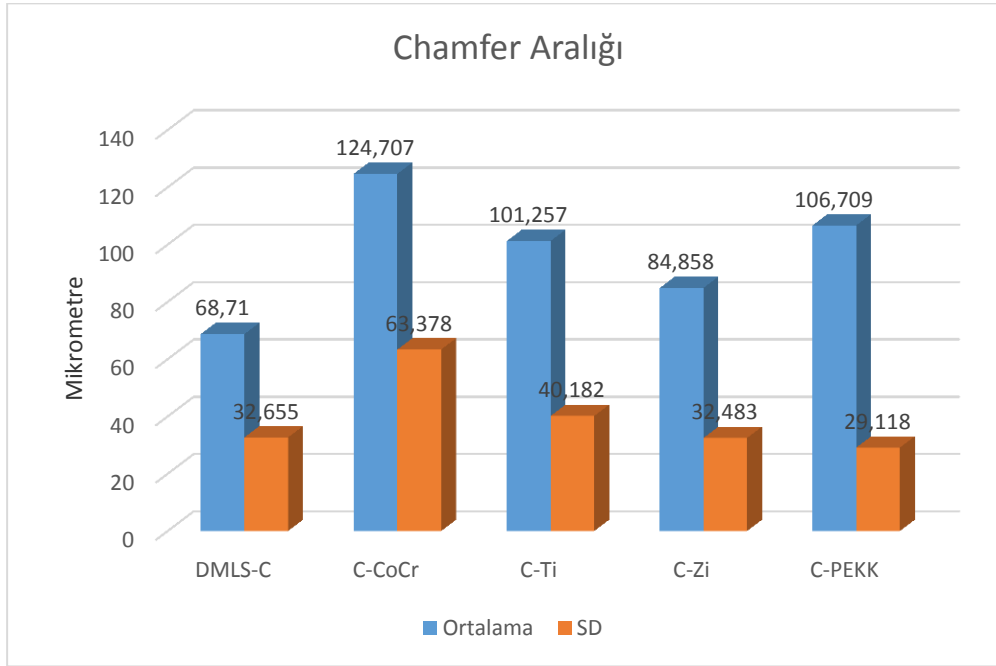
**Şekil 4.3:** Kron altyapıların basamak aralık ölçümlerinin ortalama ve SD değerleri. Gruplar arasında ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p<0.05$ ,  $F= 15,391$ ).

Yapılan post hoc (Tukey, Bonferroni) testleri sonucuna göre DMLS-C grubuyla C-Zi grubu arasında basamak aralığının benzer olduğu ortaya konulmuş, istatistiksel anlamlı farkın olmadığı tesbit edilmiştir ( $p>0.05$ ).

DMLS-C grubundaki aralık uyumunun diğer CAM / CAD kazıma gruplara göre daha iyi olduğu, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farkın olduğu ortaya konulmuştur ( $p<0.05$ ).

CAD / CAM kazıma grubunda en iyi aralık uyumunun C-Zi grubunda olduğu tesbit edilmiştir.

#### 4.2.4 Chamfer aralığının değerlendirilmesi



**Şekil 4.4:** Kron Altyapıların Chamfer Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri Gruplar arasında ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p < 0.05$ ,  $F = 10,624$ ).

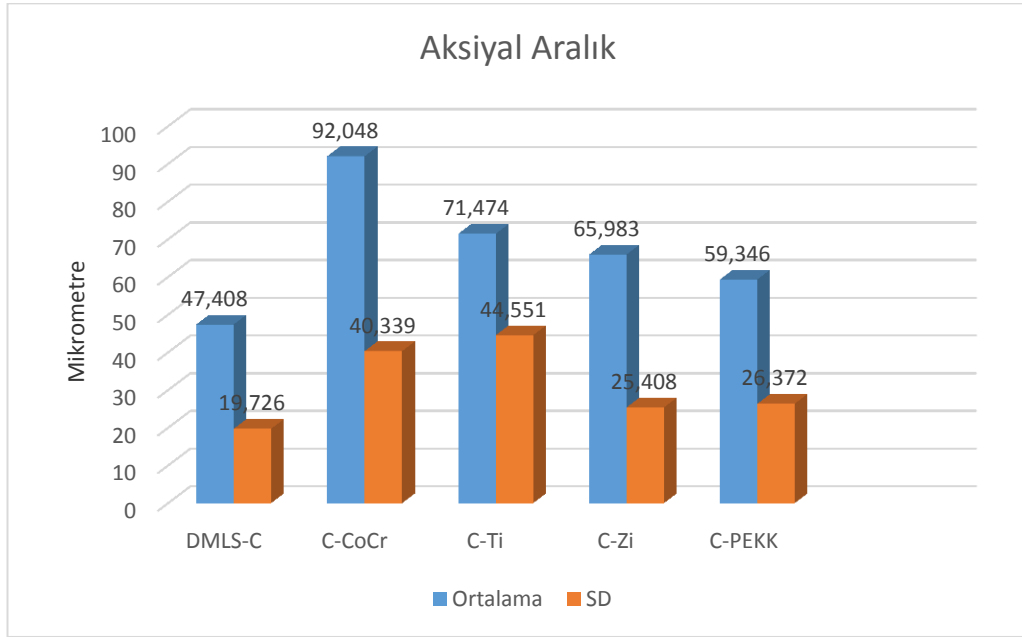
Yapılan post hoc (Tukey, Bonferroni) testleri sonucuna göre DMLS-C grubuyla C-Zi grubu arasında chamfer aralığının benzer olduğu ortaya konulmuş, istatistiksel anlamlı farkın olmadığı tesbit edilmiştir ( $p > 0.05$ ).

DMLS-C grubundaki chamfer aralığı uyumunun diğer CAD / CAM kazıma gruplarına göre daha iyi olduğu, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farkın olduğu ortaya konulmuştur ( $p < 0.05$ ).

CAD / CAM kazıma grubunda en iyi chamfer uyumunun C-Zi grubunda olduğu tesbit edilmiştir.



#### 4.2.5 Aksiyal aralığın değerlendirilmesi



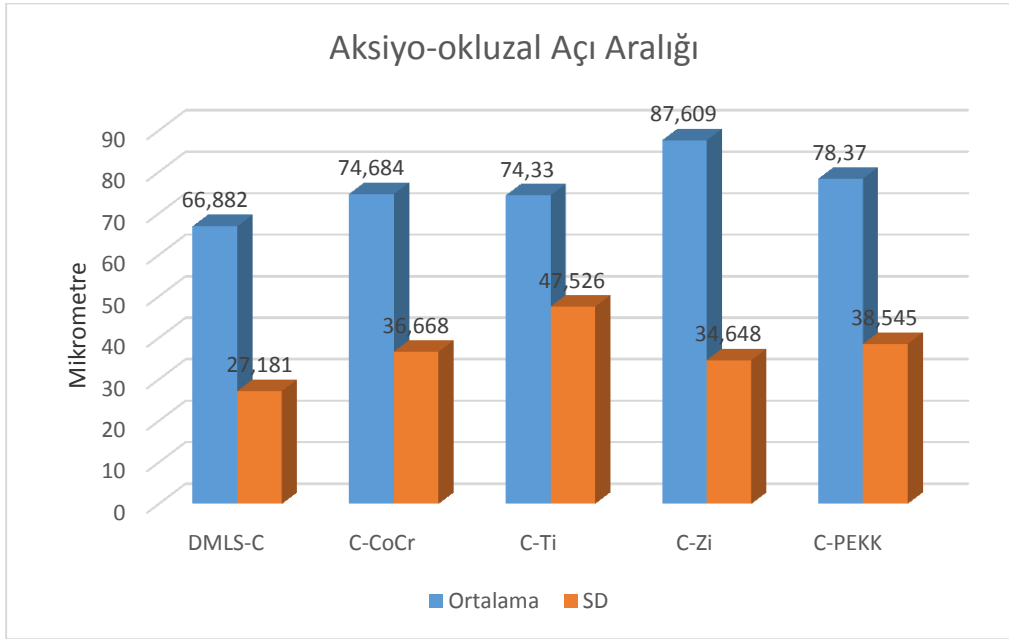
**Şekil 4.5:** Kron Altyapıların Aksiyal Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri  
Gruplar arasında ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p < 0.05$ ,  $F = 20,414$ ).

Yapılan post hoc (Tukey, Bonferroni) testleri sonucuna göre DMLS-C grubuyla C-PEKK grubu arasında aksiyal aralığının benzer olduğu ortaya konulmuştur. istatistiksel anlamlı farkın olmadığı tesbit edilmiştir ( $p > 0.05$ ).

DMLS-C grubundaki aksiyal aralık uyumunun diğer CAD / CAM kazıma gruplarına göre daha iyi olduğu, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farkın olduğu ortaya konulmuştur ( $p < 0.05$ ).

CAD / CAM kazıma grubunda en iyi aksiyal uyumun C-PEKK grubunda olduğu tesbit edilmiştir.

#### 4.2.6 Aksiyo-okluzal aç ı aralığ ının değ erlendirilmesi



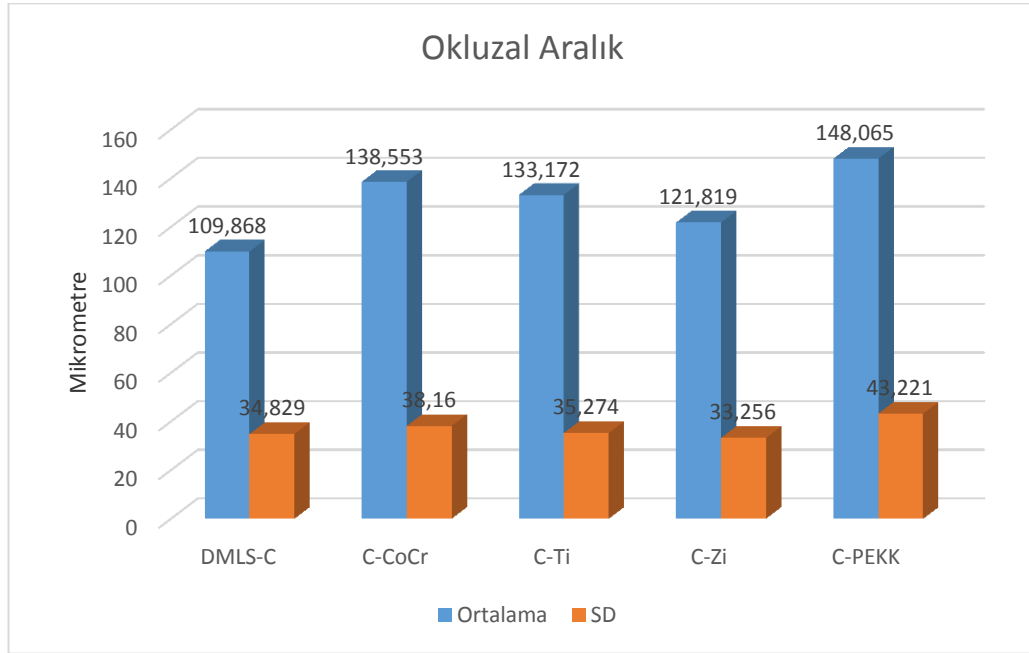
**Ş ekil 4.6:** Kron Altyap ıların Aksiyo-okluzal Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değ erleri

Yapılan post hoc (Tukey, Bonferroni) testleri sonucuna göre gruplar arasında ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ( $p > 0.05$ ,  $F = 3,106$ ).

DMLS-C grubundaki aksiyo-okluzal aç ı aralık uyumunun diğ er CAD / CAM kazıma gruplarla benzer olduğu, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farkın olmadığ ı ortaya konulmuştur ( $p > 0,05$ ).

CAD / CAM kazıma grubunda en iyi aksiyo-okluzal uyumunun C-CoCr ve C-Ti grubunda olduğu tesbit edilmiştir.

#### 4.2.7 Okluzal aralığın değerlendirilmesi



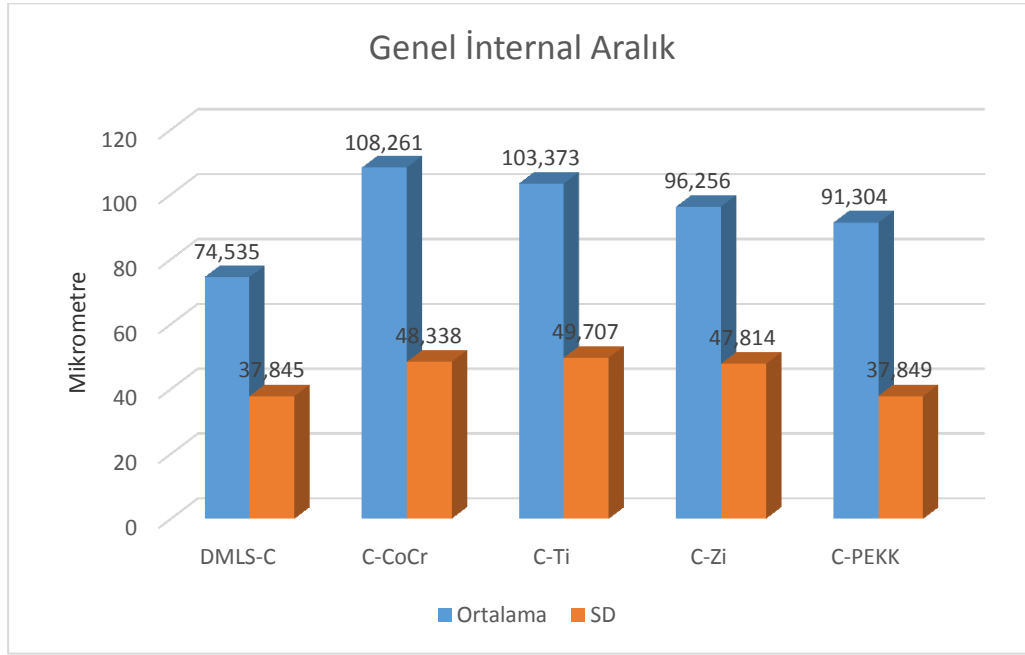
**Şekil 4.7:** Kron Altyapıların Okluzal Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri  
Gruplar arasında ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ( $p < 0.05$ ,  $F = 12,796$ ).

Yapılan post hoc (Tukey, Bonferroni) testleri sonucuna göre DMLS-C grubuyla C-Zi grubu arasında okluzal aralığının benzer olduğu ortaya konulmuş, istatistiksel anlamlı farkın olmadığı tesbit edilmiştir ( $p > 0.05$ ).

DMLS-C grubundaki okluzal aralık uyumunun diğer CAD / CAM kazıma gruplarına göre daha iyi olduğu, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farkın olduğu ortaya konulmuştur ( $p < 0.05$ ).

CAD / CAM kazıma grubunda en iyi okluzal uyumun C-Zi grubunda olduğu tesbit edilmiştir.

#### 4.2.8 Genel ortalama internal aralığın değerlendirilmesi



**Şekil 4.8:** Kron Altyapıların Genel İnternal Aralık Ölçümlerinin Ortalama ve SD Değerleri

Gruplar arasında ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır.

( $p < 0.05$ ,  $F = 23,984$ )

Yapılan post hoc (Tukey, Bonferroni) testleri sonucuna göre DMLS-C grubundaki internal aralık uyumunun diğer CAD / CAM kazıma gruplara göre daha iyi olduğu, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farkın olduğu ortaya konulmuştur ( $p < 0.05$ ).

CAD / CAM kazıma grubunda en iyi internal uyumun C-Zi grubunda olduğu tesbit edilmiştir.

## 5. TARTIŞMA

Yeni teknolojilerin diş hekimliğinde de kullanılmasıyla birlikte; diş protezlerinin üretiminde enerji, zaman ve maliyetten tasarruf sağlanmıştır. CAD / CAM sistemleri de bu yeni teknolojilerden biridir. Bu sistemlerin yanında diş hekimliğinde son zamanlarda hızlı prototip üretim sistemleri de kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemlerden biri olan DMLS ile; 14 üyeli altyapıların tek parça halinde üretilmesi mümkündür. Bunun yanında 90 üye metal altyapının üretimini aynı anda yapabilmek de mümkündür. Üretilen altyapılarda düzeltmelere, geleneksel döküm işlemine kıyasla daha az gerek duyulmaktadır. Bu da büyük zaman kazancı sağlamaktadır (Ucar ve diğ. , 2009). DMLS sistemi CAD / CAM sisteminden farklı olarak, materyal eksilmesi (kazıma) yerine, küçük parçacıkların birleştirilmesi esasına göre çalışır. Bu sistemin kullanılması malzeme israfını engeller ve maliyet yönünden diğer sistemlerden avantajlıdır. Bu teknolojilerle üretilen sabit restorasyonların maliyet ve zaman açısından avantaj sağlamasının yanı sıra dişle olan uyumlulukları kabul edilebilir klinik değerlerde olmalıdır.

Bundan dolayı sabit restorasyonların üretiminde rutin kullanıma girmiş olan CAD / CAM üretim sistemi ve daha yeni bir sistem olan DMLS yöntemiyle üretilen kron alt yapılarının marjinal ve internal uyumlarının in vitro olarak incelenmesi araştırmamıza konu oluşturmuştur.

İn vitro ve in vivo olarak restorasyonların başarısı test edilse de; kenar uyumu, klinik olarak restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde önem arz etmektedir (Sulaiman ve diğ. , 1997).

Restorasyonun başarısını ve ilişkili olduğu dokuların sağlığını etkileyen önemli faktörlerden biri de restorasyonun dişle olan uyumudur. Aşırı kenar açıklığı simanın erimesiyle mikro sızıntıya, ikincil çürüklere ve diş çevreleyen destek doku problemlerine sebebiyet verebilir (Toman ve diğ. , 2009; Yeo ve diğ. , 2003).

Literatürde, güncel tekniklerle üretilen sabit protetik restorasyonların uyumları ile ilgili çalışmalar azken, DMLS tekniğiyle üretilen sabit protetik restorasyonların iç ve kenar uyumlarının incelendiği çalışma sayısı daha da azdır (Ortorp ve diğ. , 2011; Quante ve diğ. , 2008; Ucar ve diğ. , 2009). DMLS yöntemiyle üretilen restorasyonlarla ilgili çalışmalar genelde; metal porselen arasındaki bağlantı kuvveti, Akova ve diğ. (2008); Iseri ve diğ. (2011), kırılgenlik, Suleiman ve Vult (2013), ve yüzey özellikleri, Al Jabbari ve diğ. (2014); Xin ve diğ. (2014), ile ilgilidir. Yaptığımız bu araştırma, DMLS yöntemiyle üretilen kron altyapılarının iç ve kenar uyumlarıyla ilgili eksiklikleri gidermeye yönelik modern tekniklerin karşılaştırılmalı değerlendirilmesine imkan sağlayacaktır.

Marjinal ve internal uyumları tespit için birçok farklı ölçme tekniği mevcuttur (Abduo, 2014, Sorensen, 1990). Çalışmalarda, direkt yöntem ve kesit olarak inceleme yöntemleri şüana kadar en çok kullanılan yöntemler olmuştur (Tjan ve Fox, 1989; Albert ve El-Mowafy, 2004; Beschnidt ve Strub, 1999; Lin ve diğ. , 1998; Pera ve diğ. , 1994; Suarez ve diğ. , 2003; Sulaiman ve diğ. , 1997; Weaver ve diğ. , 1991; Wolfart, 2003; Yeo ve diğ. , 2003).

Direkt mikroskobik olarak ölçme yöntemi, kesit alma yöntemine göre daha hızlı ve kolaydır. Bu teknikte örnekler zarar görmediğinden dolayı tekrarlanabilir niteliktedir. Fakat bu yöntemle hassas ölçümlerin yapılması mümkün değildir (Çetinkaya, 2013). Biz araştırmamızda, hassas ve detaylı veriler elde edebilmek için simante edilen modellerlerden kesitler olarak mikroskop altında inceleme yöntemini tercih ettik.

Araştırmanın güvenilirliği için kronların yapılacağı çalışma modelleri boyut olarak standart olmalıdır. Yapılan preparasyon şeklinin belli kurallara göre olması gerekmektedir. İn vitro çalışmalarda bu standardizasyonu sağlamak in vivo çalışmalara göre daha kolaydır (Charoenchitt ve Asvanund, 2014; Cho ve diğ. , 2004, Pera ve diğ. , 1994, Syu ve diğ. , 1993; Torabi ve diğ. , 2013; Weaver ve diğ. , 1991). Tae-Jin Song ve arkadaşları 2013 yılında 3 üyeli zirkonya ön bölge köprülerin marjinal uyumlarını, rezin modeller üzerinde incelemiştir (Song ve diğ. , 2013). Vojdani ve arkadaşları ise çalışmalarında CAD / CAM ve döküm yöntemiyle ürettikleri metal altyapıların internal ve

marjinal uyumlarını karşılaştırmışlar, ana model olarak paslanmaz çelik modelleri kullanmışlardır.

İn vitro çalışmalarda örneklerin standart olmasının yanı sıra, doğal yapılara olan benzerlikleri de üst seviyede olmalıdır. Modellerimizin dizaynı akrilik sağ üst çene birinci molar dişin kesimi yapılarak sağlanmıştır. Diş preparasyonun belli prensiplere göre yapılması, restorasyonun tutuculuğu ve destek diş gelecek kuvvetlerin dağılımı açısından önemlidir.

İdeal diş kesiminin prensipleri için yapılmış birçok çalışma vardır. Marjinal ve internal uyumun preparasyon açısıyla olan ilişkini araştıran bir çalışmada; 4°, 8° ve 12° sahip örnekler hazırlanmış ve CAD / CAM sistemiyle zirkon altyapılar elde edilmiştir. En iyi altyapı uyumunun 12° preparasyon açısına sahip örneklerde meydana geldiği görülmüştür (Beuer ve diğerleri, 2009b). Shillinburg ve arkadaşları, maksimum tutuculuğun preparasyon açısının 2° - 6° arası olduğunda sağlanabildiğini belirtmişlerdir. Tüm bunlar genel olarak diş kesim prensipleri haline gelmiştir (Bowley, 2004; Shillinburg ve diğ. , 1997). CAD / CAM sistemiyle üretimde uygunluk için kesim açısının en az 3° olması gerekmektedir. (Vita In-Ceram YZ for inLAB Brochure, 2018).

2001 yılında Goodacre ve ark. preparasyon yöntemleriyle ilgili son 50 yılda yazılmış literatürleri incelemiş kesim açısının 10° -20° arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir (Goodacre ve diğ. , 2001). Çalışmamızda ideal klinik koşullara uygun 6°-10° koniklik açılı ve 1mm genişliğinde 360° chamfer basamaklara sahip sağ üst çene 1. büyük azısına ait modeller üretildi. Bu preparasyon şeklini tercih etme sebebimiz kesim bitim sınırının daha net görülmesi ve daha uyumlu restorasyonlar elde etmemize yardımcı olmasıdır. Ayrıca CAD / CAM sistemlerinde kullanılan tarayıcıların en iyi şekilde çalışabilmesi için kenar bitim şeklinin shoulder veya chamfer basamak olarak hazırlanması önerilmektedir (Vita In-Ceram YZ for inLAB Brochure 2018).

Bilgisayarlı üretimlerde diş ile restorasyon arasındaki siman aralığı, dijital olarak ayarlanırken, geleneksel yöntemde die spacer'ın belli kalınlıkta tabakalar halinde model üzerine sürülmesiyle elde edilir (Anunmana ve diğ. , 2014; de Oliveira Correa , 2006; Ortorp ve diğ. , 2011)

Literatürde kenar uyumlarının incelendiği araştırmalarda siman aralığı 10 µm-85µm arasında verilmiştir (Anunmana ve diğ. , 2014; Ortorp ve diğ. 2011; Vojdani ve diğ. , 2013). Biz alışmamızda siman aralığını 35 µm olarak belirledik.

Kesitler için standardın sağlanması için üretilen alt yapıların modellere simante edilmesi gerekmektedir (Beschnidt ve Strub, 1999; Wolfart, 2003). Kenar aralığının simantasyon işlemi sonrası arttığı, yapılan araştırmalarda belirtilmiştir. Bu nedenle kenar aralığının doğru bir şekilde tespiti için ölçümlerin simantasyon sonrası yapılması gerektiği bildirilmektedir (Att ve diğ. 2009 ; Blatz ve diğ. 2003).

Marjinal ve internal uyumun incelendiği birçok araştırmada alt yapıların model ile uyumu parmak basıncı (8±1.3 kg) ile sağlanmıştır (e Silva, 2014; Kahramanoglu ve Kulak-Özkan, 2013; Kokubo ve diğ. , 2005; Ucar ve diğ. , 2009). Literatürdeki çalışmalarda; simanın sertleşirken boyutsal stabilizasyonunu koruması için simantasyon belli bir süre 50 N'luk (~5 kg) kuvvet uygulanarak yapılmıştır (Anunmana ve diğ. , 2014; Ortorp ve diğ. , 2011; Satoh, 1989; Vojdani ve diğ. 2013).

Çalışmamızda simantasyon önce parmak basıncıyla yapılmış ve fazla siman artıkları temizlenmiştir. Daha sonra çalışmamız için tasarlanmış özel mekanizmayla her örnek için 5 kg'lık kuvvet uygulanmış, 7,5 dakika beklenmiştir (şekil 3.7). Bu şekilde parmak basıncıyla uygulanan değişken kuvvetler yerine, her örneğe eşit miktarda kuvvet eşit sürede tüm örneklere uygulanarak simantasyon standardizasyonu sağlanmıştır. Bu konuyla ilgili araştırmalarda uygulanan kuvvetin miktarının arttırılmasının restorasyonda başarısızlıklara yol açtığı bildirilmiştir (Weaver ve diğ. , 1991).

Simante edilen altyapıların, kesilirken hasar görmemesi, modelden ayrılmaması ve konumlarının simante edildiği pozisyonda olması önemli bir konudur. Bunun için pekçok araştırmacı örnekleri kesme işleminden önce örnekleri epoksi reçine veya akrilik içerisine gömmüşlerdir.(Ortorp ve diğ. , 2011; Quante ve diğ. , 2008; Ortorp ve diğ. , 2011; Vojdani ve diğ. , 2013).



Biz çalışmamızda simante ettiğimiz örnekleri, sertleşme sırasında değişime uğramayan yüksek boyutsal stabilitesi yüksek akrilik içine gömerek 24 saat beklettik.

Marjinal ve internal uyumun tespitinde farklı araştırmacılar, tarafından farklı teknikler kullanıldığı için ölçüm noktalarıyla ilgili bir standart yoktur (Kahramanoglu ve Kulak-Özkan, 2013; Ortorp ve diğ. , 2011; Quante ve diğ. , 2008; Ucar ve diğ. , 2009).

Daha sağlıklı sonuçların sağlanması ölçüm nokta ve sayılarının artırıp standart sapmanın düşürüldüğü ölçümlerle mümkündür. İn vitro olarak yapılan çalışmalarda marjinal uyumun tespiti için 50 noktadan ölçümün ideal olduğunu en az ise 20-25 ölçümün yapılması gerektiği bildirilmiştir (Groten ve diğ. , 2000).

Bazı araştırmacılar restorasyon uyumunu noktasal değerlendirirken, bazıları da ölçüm noktalarını bölgesel gruplara ayırmış ve değerlendirmelerini bu bölgeler üzerinde yapmışlardır (Almeida e Silva ve diğ. , 2014; Beuer ve diğ. , 2009; Anunmana ve diğ. , 2014; Kahramanoglu ve Kulak-Özkan, 2013; Ortorp ve diğ. 2011).

Beuer ve ark. zirkonya kronlar için yaptıkları kesitlerde marjinal ve internal uyumları marjinal bölge, chamfer bölge , aksiyal bölge ve okluzal bölge olarak ayırarak 4 grupta incelemişlerdir (Beuer ve diğ. , 2009). Anunmana ve arkadaşları ise, kesitleri 5 bölgede incelemiş ve her bölge için tek bir ölçüm yapmıştır (Anunmana ve diğ. , 2014).

Çalışmamızda örneklerden aynı noktadan mesio-distal yönde kesit alarak dijital video mikroskop altında, özel ölçüm yazılımıyla 16 farklı noktadan, 5'er kez ölçüm yaparak değerler elde ettik. Bu 16 noktayı marjinal, basamak, chamfer, okluzal ve aksiyal olarak 6 bölgeye ayırdık ve değerlendirmemizi bölgesel olarak yaptık.

Literatürde bu konuyla ilgili yapılan kesit incelemelerinde birçok farklı sistem kullanılmıştır. Ural kesit incelemelerini SEM ile yaparken (Ural, 2006), Abbate ve ark. dijital mikroskobu kullanmışlardır. (Abbate ve diğ. , 1989; Suarez ve diğ. , 2003). Stereomikroskopta araştırmalarda kullanılmıştır. (Pera ve diğ. , 1994; Çınar, 2001). Groten ve ark. yaptıkları çalışmada SEM ve ışık

mikroskobunu kullanarak araştırma yapmışlar aralarında bulunan sonuçlarda fark olmadığını belirtmişlerdir (Groten ve diğ. , 2000). Biz çalışmamızda dijital video mikroskop kullanmayı tercih ettik.

Kron uyumlarının incelendiği araştırmalarda farklı sayılarda örnekler kullanılmıştır. (Groten, ve diğ. , 2000; Holmes ve diğ. , 1989; Rinke ve diğ. , 1995). Biz ise çalışmamızda daha önce yaptığımız istatistiksel analizler neticesinde örnek sayımızı; her bir grupta 20 olmak üzere 100 olarak belirledik, Çalışmamız boyunca toplam 16 noktadan 5 kez tekrarlı ölçü olmak üzere toplamda 8000 ölçüm yapılmıştır. Analizde ölçümlerin tekrarlı ölçümlerin ortalamaları dikkate alınmıştır. Örneklerin ve yapılan ölçüm sayılarının fazla olması ile sonuçların daha güvenilir olması hedeflenmiştir.

Sabit protetik restorasyonların kenar uyumu, araştırmacılar için her zaman ilgi çekici olmuştur. Foster bu konuyla ilgili yaptığı araştırmada başarısızlığa neden olan teknik konuların başında klinik olarak uygun olmayan kenar aralığının olduğunu vurgulamıştır (Foster, 1990). Bir restorasyonun sahip olması gereken kenar açıklığının miktarı ile ilgili farklı değerleri belirten birçok araştırmacı vardır. Levine'ne göre de teorik olarak ideal marjinal uyum için siman kalınlığının 20-40 µm olması gerekmektedir (Levine, 1989). Fakat bunu sağlayabilmek klinik olarak zordur. May ve arkadaşları, marjinal aralığın simantasyon sonrası 25-40 µm arasında olması gerektiğini ancak bunun klinik olarak sağlanmasının çok nadir olduğunu belirtmişlerdir (May ve diğ. , 1998). McLean ve Franunhofer 5 yıl içerisinde yapılan 1000 adet restorasyon üzerinde incelemeler yapmış , kabul edilir klinik değer en fazla 120 µm olduğunu belirtmişlerdir (McLean, 1979; Suarez ve diğ. , 2003).

Christensen klinik subgingival kenar açıklık için kabul edilebilir değer 34-119 µm, supragingival açıklık için ise 2-51 µm olarak belirtmiştir (Christensen, 1966). Bazı araştırmacılar da 100 -150 µm'luk klinik kenar aralığını yeterli olarak belirtmişlerdir (Boening, 1992; Fransson ve diğ. , 1985). Buna rağmen Hunter ve Hunter, Good ve arkadaşları ve bunlara benzer bir çok araştırmacı da 200 µm'luk klinik kenar aralığının yeterli olduğunu ileri sürmüşlerdir (Good, 2009; Hunter ve Hunter, 1990; Ostlund, 1985; Stapper ve diğ. , 2005; Loney ve Jarotskic,, 1996; Tinschert ve diğ. 2001). Çalışmamızda, 2 farklı sistemle yapılan kron altyapılar arasında iyi marjinal uyum 44,783 µm ortalama ile

DMLS sisteminde, en yüksek marjinal aralık ise 102,825 µm ortalama ile PEKK örneklerde görülmüştür. Araştırmamızda 2 farklı sistemle üretilen kron alt yapılarının marjinal uyumları ile ilgili ölçümler değerlendirildiğinde, ölçüm değerlerimiz bütün grup ortalamalarında araştırmacıların marjinal aralık değeri için kritik nokta olarak ortaya koydukları 200 µm'lik değere ulaşmamıştır ve klinik olarak kabul edilebilir sınırlardadır.

Üretilen alt yapılara uyumlandırma işlemi, restorasyonun oturmasını artıran, internal ve marjinal aralığı azaltan bir işlemdir. Witkowski ve arkadaşları, uyumlandırma işleminin kenar uyumuna etkisini tespit için CAD / CAM sistemiyle üretilen titanyum altyapıların kenar uyumlarını, yatay ve dikey yönde uyumlandırma öncesinde ve sonrasında, incelenmiştir. Kenar açıklığı uyumlandırma öncesi 32,9 µm - 127,8 µm iken uyumlandırma sonrası 3,4 µm - 58,4 µm olarak tespit edilmiştir. Bu çalışma CAD/ CAM teknolojisiyle elde edilen altyapılara yapılan uyumlandırma işleminin kenar uyumunu önemli derecede azalttığını bildirmiştir (Witkowski ve diğ. , 2006). Çalışmamızda standardizasyonu korumak için üretilen altyapılara uyumlandırma işlemi yapılmamıştır. Eğer çalışmamızda üretilen alt yapılara uyumlandırma işlemi yapılırsa yüksek marjinal ve internal uyumun daha yüksek olacağını düşünmekteyiz.

Literatürde, sabit restorasyonların marjinal ve internal uyumun araştırmalarda bulunan değerlerin farklı olduğunu görmekteyiz.

Literatürde; lazer sinterleme, CAD / CAM kazıma ve geleneksel döküm tekniği ile üretilen metal altyapıların marjinal uyumlarının karşılaştırması için genellikle tek kronlar kullanılmıştır. 3 üyeli sabit restorasyonlarla ilgili az sayıda çalışma vardır. Sundar ve ark. çalışmalarında döküm tekniğiyle üretilen NiCr ve lazer sinterleme tekniğiyle üretilen CoCr altyapılı tek kronların kenar uyumlarını in vitro olarak karşılaştırmışlardır. Porselen fırınlama öncesi ortalama kenar aralığı; döküm NiCr grubu için 66,24 µm, lazer sinterleme CoCr grubu için ise 56,26 µm bulunmuştur. Porselen fırınlama sonrası sonrası bu değerler döküm NiCr grubu için 70,83 µm, lazer sinterleme CoCr grubu için ise 53,63 µm olarak bulunmuştur. DMLS altyapıların, döküm altyapılara göre porselen fırınlama işlemi öncesi ve sonrası daha iyi marjinal uyum sağladıkları görülmüştür. Porselen fırınlama işleminin DMLS altyapıların marjinal aralığını

azalttığı fakat bunun istatistiksel anlamı olmadığını bildirmişlerdir (Sundar ve diğ. , 2014). Shokry ve ark. in vitro olarak titanyum ve NiCr tek kronlarda porselen fırınlama öncesi ve sonrası ölçümler yapmış, fırınlama sonrası marjinal kenar uyumunun değiştiğini belirtmişlerdir. Çalışmada, Everest sistemi ile saf titanyum malzemeden altyapılar üretilip ortalama marjinal aralığı, opak ve dentin uygulaması sonrasında değerlendirilmiştir. Bu değerler sırasıyla; alt yapıda 24,1 µm, opak uygulaması sonrası 32,3 µm ve dentin uygulaması sonrası 35,6 µm'dır. Döküm tekniğiyle elde edilen saf titanyumun altyapılarda bu değerler sırasıyla; alt yapıda 81,5 µm, opak uygulaması sonrası 83,8 µm ve dentin uygulaması sonrası 83,7 µm'dur. Döküm tekniği kullanılarak elde edilen Ti-6Al-7Nb altyapılarda bu değerler sırasıyla; alt yapıda 47,3 µm, opak uygulaması sonrası 70,6 µm ve dentin uygulama sonrası 70,6 µm'dır. Döküm tekniği kullanılarak elde edilen NiCr altyapılarda bu değerler sırasıyla; altyapıda 92,8 µm, opak uygulaması sonrası 97,9 µm ve dentin uygulama sonrası için 94 µm'dur. NiCr altyapılarda daha fazla marjinal uyumsuzluk tespit edilmiştir (Shokry ve diğ. , 2010). Harish ve ark., in vitro olarak tek üye metal altyapıların marjinal ve internal uyumlarını incelemiştir ; döküm CoCr grubu için 176,57 µm, lazer sinterleme CoCr grubu için 102,1 µm bulmuşlardır. Bu değerler anlamlı derecede yüksektir (Harish ve diğ. , 2014). Xu ve ark., yaptıkları benzer in vitro çalışmada seçici lazer ergitme ve CoCr altyapıların marjinal uyumunu, seçici lazer ergitme için 102,86 m, döküm için 170,19 m bulmuşlardır (Xu ve diğ. , 2014).

Park ve arkadaşları, yaptıkları in vitro çalışmada tek üyeli metal altyapıların ortalama marjinal aralık miktarını ; döküm grubunda 36,96 µm, CAD / CAM grubunda (Datron D5) grubunda 63,21 µm ve DMLS (EOSINT M270) grubunda 70,98 µm olarak bulmuşlardır (Park ve diğ. , 2015). Literatürdeki, CAD / CAM, lazer sinterleme ve döküm tekniğiyle elde edilen 3 üyeli metal altyapıların marjinal uyum çalışmalarına baktığımızda; Ortorp ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada 3 üyeli CoCr köprü altyapılarının marjinal aralık değerlerini; DMLS grubunda: 84 µm, mum freze grubunda: 117 µm, döküm grubunda: 133 µm ve CAM / CAD metal grubunda: 166 µm olarak bulunmuştur. En iyi marjinal aralık değeri 84 µm ile DMLS grubuna aittir (Ortorp ve diğ. , 2011). Kim ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada 3 üyeli kron altyapılarının ortalama

marjinal aralık değerlerini DMLS (EOSINT M270, CoCr) grubunda küçük azı için 130,6 µm, büyük azı için 133,1 µm, döküm grubunda ise (NiCr) küçük azı için 81,7 µm, büyük azı için 81,8 µm olarak ölçmüşlerdir (Kim ve diğ. , 2013a). Nesse ve ark. marjinal ve internal aralık incelemesi için yaptıkları çalışmalarında, döküm, 3 üyeli CoCr altyapıların marjinal uyumunu direkt gözlem ve skorlama tekniği ile yapmışlar, CAD / CAM tekniğinin lazer sinterleme ve geleneksel döküm tekniğine göre daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (Nesse ve diğ. , 2015).

Biz çalışmamız neticesinde ürettiğimiz alt yapılarda ; CAD/ CAM yöntemde; CoCr için 82,22 µm, titanyum için 72,792 µm, zirkon için 58,722, PEKK için 102,825 µm DMLS yöntemi için 44,38 µm ortalama aralık değerleri elde ettik.

Quante ve arkadaşları marjinal ve internal aralıkları inceleme amacıyla lazer sinterleme metal destekli kronlar üretmişlerdir. Bu çalışmada , CoCr ve Au-Pt alaşımları kullanılmış 74 -99 µm arasında marjinal açıklık, 250-282 µm arasında internal açıklık değerleri tespit edilmiştir (Quante ve diğ. , 2008).

Uçar ve arkadaşları DMLS ve geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen tek kronların internal uyumlarını araştırmışlardır. Araştırma sonucunda; döküm yöntemiyle üretilen CoCr kronlar için 58.21 µm, NiCr kronlar için 50.55 µm ve DMLS grubu kronlar için ise 62.57 µm olarak bulunmuş, istatikselsel olarak bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır. (Ucar , Akova , Akyil , & diğerleri, 2009)

Yeo ve arkadaşları geleneksel InCeram, Celay InCeram, IPS Empress-2 tam seramik kronlar ile ve kontrol grubu olarak metal seramik kronların kenar uyum kontrolünü incelemişlerdir. Metal seramik kronlarda porselen fırınlama sonrası ölçümlerde marjinal aralık ortalamasını 87 µm olarak belirtmişlerdir (Yeo ve diğ. 2003).

Sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal aralıklarının incelendiği çalışmalarda farklı değerlerin bulunmasının sebebi ölçüm tekniklerinden kullanılan materyale kadar birçok sebebi varlığıdır.

Literatürde araştırmanın in vivo veya in vitro oluşu, örnek sayısı, ölçüm tekniği ve sayısının araştırmalar arasındaki farklılığa neden olduğu belirtilmektedir (Ayad, 2009 ; Sulaiman ve diğ. , 1997). Nawafleh ve ark. da tüm bu faktörler

yanında örneklerin simante edilip edilmemesinin ve preparasyon şeklinin de kenar uyumunu etkilediğini belirtmişlerdir (Nawafleh ve diğ. , 2003).

Abduo ve arkadaşları, zirkonya kronların marjinal ve internal uyumlarıyla ilgili yaptıkları derlemede, araştırmalarda kullanılan sistemlerin aynı olmasına rağmen anlamlı derecede farklılık olmasının sebebinin farklı tekniklerin kullanılması olduğunu ifade etmişlerdir (Abduo ve diğ. , 2011).

Çalışmaların bazıları simante edilerek, bazıları da simante edilmeden yapılmıştır. Siman tabaka kalınlığı miktarı hem internal hem de marjinal uyumu etkilemektedir (Nakamura ve diğ. , 2003). Naert ve arkadaşları simantasyon öncesi marjinal aralığı 30 µm simantasyon sonrası 34µm bulmuştur. Bulunan bu fark bu düşünceyi doğrulamaktadır (Naert ve diğ. , 2005). Çalışmalarda örneklerin simantasyonu için geleneksel veya rezin simanlar kullanmışlardır. Alkumru ve arkadaşları araştırmalarında, marjinal aralığın geleneksel simantasyonun yapıldığı örneklerde rezin siman ile yapılan simantasyon yapılan örneklerdekinden 2,5 kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (Alkumru ve diğ. , 1992).

Çalışmamızda simantasyon işlemi, klinik şartlara yakın sonuçların eldesi için, her örneğe eşit sürede eşit kuvvet uygulanarak rezin siman kullanılarak yapılmıştır.

Kron protezinin üretim aşamalarındaki işlemlerin kenar uyumunu etkileyebileceği gibi; simantasyon süresinin, uygulanan kuvvetin ve die spacer uygulamasının restorasyon uyumunu etkileyeceği bildirilmiştir (Alkumru ve diğ. , 1988; Holmes ve diğ. , 1989; Suarez ve diğ. , 2003).

Örneklerin simante edildiği modellerin yapısı da önem teşkil etmektedir. Kappert ve Altvater'in, tam seramik kron ve metal altyapılı seramik kronlar üzerinde yaptıkları çalışmada; kronların alçı ve plastik ana model üzerindeki uyumları karşılaştırılmış ve alçı modellerdeki aralığın plastik dişlere göre belirgin derecede az olduğu saptanmıştır (Kappert ve Altvater, 1991).

Literatürde bugüne kadar yapılan çalışmalara bakıldığında, laser sinteringle üretilen köprülerin marjinal ve internal uyumlarını araştıran sadece bir makaleye rastlanmıştır. Ortorp ve arkadaşları 3 üyeli CoCr protezleri dört farklı teknikle (DMLS: direkt metal lazer sinterleme, LW: mum uçurma, MW:

kazınmış mum, MC: kazınmış) üretip, destek dişlerin kenar uyumlarını incelemiştir. Buldukları sonuçların ortalama ve standart sapma değerleri; DMLS: Küçük azı için  $69 \mu\text{m} \pm 58 \mu\text{m}$ , büyük azı için  $99 \mu\text{m} \pm 58 \mu\text{m}$ , MW: Küçük azı için  $83 \mu\text{m} \pm 55 \mu\text{m}$ , büyük azı için  $152 \mu\text{m} \pm 103 \mu\text{m}$ , LW: Küçük azı için  $144 \mu\text{m} \pm 92 \mu\text{m}$ , büyük azı için  $21 \mu\text{m} \pm 80 \mu\text{m}$ , MC: Küçük azı için  $163 \mu\text{m} \pm 135 \mu\text{m}$ , büyük azı için  $169 \mu\text{m} \pm 136 \mu\text{m}$ . En iyi uyumun DMLS grubunda olduğu görülmüştür. (Ortorp ve diğ. , 2011). Bu sonuçlar bizim çalışmamızdaki sonuçlara benzemektedir.

Üretilen alt yapıların aralık ölçümlerinin ortalama değerleri incelendiğinde; bu literatür çalışmasında da görüldüğü gibi DMLS grubu CAD CAM grubundan daha iyi sonuçlar vermiştir.

Materyallerin aynı olmasına rağmen oluşan bu farklılığın sebebi; sistemlerin farklı çalışma prensipleri ve üretim aşamalarıdır.

Geleneksel yöntemle üretilen alt yapılarda, modelaj el ile yapılır. Bundan dolayı modelajda standart kalınlığı sağlamak zordur. Mum modelajın kalınlığı, modelajın bekleme zamanı, teknik elemanın becerisi döküm tekniğiyle üretilen restorasyonlarda distorsiyona neden olabilecek faktörlerdir (Takahashi ve Gunne, 2003).

Tarama, tasarım ve milleden aşaması gibi bir çok faktör CAD / CAM teknolojisi ile üretilen kronların marjinal ve internal uyumlarını etkileyebilir (Song ve diğ. , 2013).

CAD /CAM sistemi gibi aşındırmaya dayalı sistemlerde restorasyonun iç yüzeyini kazıyan frezlerin çapı, bazen kenar gibi, prepare dişin bazı yüzeylerinden daha geniş olabilir. Böyle durumda, diğer üretim tekniklerine göre daha fazla internal aralık değeri elde edilebilir (Conrad ve diğ. , 2007).

Yapılan ölçümlere göre tüm kron alt yapılarında, en yüksek kenar aralık değerlerinin oklüzal bölgede olduğu görülmüştür. Farklı araştırmalarda da benzer sonuçlara varılmış, bunun sebeplerinden birinin 'toplam oklüzal kesim açısı' olduğu söylenmiştir (Kunii ve diğ. , 2007; Milan, ve diğ. , 2004).

Biz ise çalışmamızda kesim açısını, her kenar için  $6^\circ$  olacak şekilde toplam  $12^\circ$  olarak dizayn ederek ideal sınırlar içerisinde kaldık. Bu nedenle oklüzaldeki bu aralığın ana sebebinin preparasyon açısı olmadığını düşünmekteyiz. Daha önce

yapılmış çalışmalar simanın akışkanlığının açıklık miktarında etkin bir faktör olduğunu belirtmektedir (Marker ve diğ. , 1987). Fakat biz çalışmamızda da oklüzal aralığın nedenlerinden birinin siman akışkanlığı olmadığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, CAD/ CAM ve DMLS alt yapı uyumlarını inceledik. Metal destekli seramik kronların yapım aşamalarından olan porselen yığıcı ve glazürleme sırasında meydana gelecek yüksek ısı değişimlerinden dolayı, alt yapıların internal ve marjinal uyumları değişime uğrayabilir. Test örneklerine porselen yığıcı yapılmamış olması bu çalışmada eksik kalmış olup, porselen ve glazür fırınlanması sırasındaki etkilerin sonraki çalışmalarda araştırılması literatüre fayda sağlayacaktır.

Direkt metal lazer sinterleme tekniğinin maliyet ve zamandan kazanım sağlayan dijital üretim tekniklerinden biri olmasından dolayı gün geçtikçe artmaktadır. Bu üretim tekniğini kullanarak daha farklı, örneğin değişik materyallerin kullanıldığı ve değişik restorasyonların üretildiği uyumla ilgili başka çalışmalar yapılabileceğini belirtebiliriz.

Bilgisayarlı tasarım / bilgisayar destekli imalat (CAD / CAM) gibi otomatik sistemlerin ortaya çıkmasıyla, diş endüstrisi bir çok yeni gelişmelerle tanıştı. Protetik restorasyonların üretimi için kullanılan geleneksel dökümle kıyaslandığında , bu yeni teknikler mumlama, revetmana alma ve mum uçurma gibi aşamaları ortadan kaldırmıştır.

Diş restorasyonlarını imal etmek için geleneksel döküm yöntemleriyle karşılaştırıldığında, bu otomatik yöntemler mumlama, revetmana alma ve mum uçurma gibi adımları atlar, böylece üretimi az malzeme tüketimi ve daha fazla zaman verimliliği lehine basitleştirir. (Van Noort, 2012) Bununla birlikte, bu tür otomatik sistemlerle üretilen dental restorasyonların kenar ve iç uyumu, sanal çalışma modeli için kullanılan tarayıcının doğruluğu, bilgisayar yazılımı aracılığıyla 3 boyutlu tasarımın yapıldığı yazılım ve 3 boyutlu tasarımın üretilmesinde kullanılan makinenin hassasiyeti gibi birçok faktörün etkisine maruz kalmaktadır. (Beuer ve diğ. ,2008)

Bu arada, tamamlanmış tasarıma ilişkin 3 boyutlu tasarım verisi bir STL dosyası olarak kaydedilir. Burada STL (stereolitografi) dosya formatı CAD yazılımı için



3D Systems Inc. tarafından geliştirilmiş “standart mozaikleme dili” olarak bilinen bir dosya türüdür. Bu format 3 boyutlu modelin yüzey yapısını tanımladığından, çoğu 3 boyutlu yazılım ürünü tarafından desteklenir.

Bu çalışma, bilgisayar destekli frezeleme ( CAD / CAM milling) ve DMLS teknolojileri ile üretilen kron alt yapılarının marjinal ve iç uyumun farkının tespitini ortaya koymaya çalışmaktadır.

Bu çalışmanın bulguları da önceki çalışmaların sonuçları ile aynı doğrultudadır. Örneğin, Ortorp ve ark., arka dişler için CoCr 3 üyeli köprülerinin marjinal ve iç boşluklarını araştırmak için stereomikroskop ve dijital fotoğraflar kullanmıştır. Uyum karşılaştırmalarında, bir DMLS' üretimin dökümden daha az aralığa sahip olduğunu, bilgisayar destekli kazımanın en geniş aralığa sahip olduğunu ortaya koyulmuştur (Ortorp ve diğ. , 2011).

Buna karşılık, Quante ve ark. CoCr arka dişler için tek alt yapıların marjinal ve iç boşluklarını mikroskop altında incelemek için silikon kopya tekniğini kullanmıştır. Bu sayede DMLS tarafından üretilen alt yapılarda iki noktada ortalama marjinal boşluğunun 73 ve 76 µm, olduğunu, okluzalde ise boşluğun 252-284 µm, aralığında olduğunu buldular. Bu çalışmada bulguların hiç biri döküm, bilgisayar destekli frezeleme ve daha sonra DMLS sıralamasındaki fark artışı ile tutarlı değildir (Quante ve diğ. 2008).

Protez ve abutment dişleri arasındaki marjinal ve iç boşluğu ölçmek için silikon replika tekniği içeren bir kesim ve gözlem yöntemi olarak mikroskop kullanarak görsel inceleme ve mikro BT ölçümü önerilmektedir. (Beuer ve diğ. , 2009; Laurent ve diğ. , 2008; Sorensen J. , 1990; Pelekanos ve diğ, 2009)

Bu kesme ve gözleme yöntemi, bölümlerin doğrudan doğrulanmasını sağlamak için en doğru yaklaşım olarak önerilmektedir, ancak örneklerin kırılmasını gerektirir. Bu nedenle birden fazla noktanın ölçülmesini oldukça zorlaştırır, bu nedenle kapsamlı ölçümler için birçok kopya örnekler gerektirir. Buna karşılık, silikon replika tekniği, diğer yöntemlere göre güvenilir bir uyum ölçüsü sağlayan örneklerle zarar vermeyen bir ölçüm yöntemidir (Laurent ve diğ. , 2008; Rahme ve diğ. , 2008).

Bu nedenle, bu çalışmada kullanılmak üzere çoklu noktalarda tekrarlanan ölçümlere izin verecek şekilde kesit alma yöntemi seçildi. Ölçüden üretime her

bir materyal için dijital iş akışının her aşamasında oluşabilecek genel hatalar , bu çalışmada dikkate alınmıştır. Bu çalışmada sıfır hipotezimiz reddedildi. Materyal tipine bağlı olarak, marginlar ve internal uyumda önemli istatistiksel farklılıklar bulundu.

Bununla birlikte, birkaç çalışma, CAD / CAM tek seramik restorasyonlar için marjinal kenar aralığının 64-83  $\mu\text{m}$ , internal aralığının ise 123 – 154  $\mu\text{m}$  olduğu bildirilmiştir (Pelekanos ve diğ. , 2009).

May ve ark.'nın yaptıkları çalışmada Procera CAD / CAM sistemi ile imal edilen kronlar için 49-64  $\mu\text{m}$  rapor edildi (Rahme ve diğ. , 2008). Ayrıca, Cercon CAD / CAM sistem ile üretilen tek zirkon seramik kronlar için ortalama kenar aralığı 66.4  $\mu\text{m}$  olarak rapor edilmiştir.

Baig ve ark., Lins ve ark. Ceramill, Lava ve Leoshape sistemlerinde mutlak marjinal kenar aralığı için ortalamalarını (SD) sırasıyla 65.8 (7.62), 70.0 (15.9) ve 74.5 (6.80)  $\mu\text{m}$  olarak bildirmişlerdir (Park ve diğ. , 2015).

Literatürden edindiğimiz değerleri bu çalışmanın sonuçları ile karşılaştırmak doğru değildir, çünkü bu gibi değerler optik veya taramalı elektron mikroskopları kullanarak marjinal ve iç uyumu iki boyutlu yöntemlerle değerlendirerek elde edilmiştir.

Bu çalışmada, ortalama marjinal uyumu zirkonya tek alt yapılarında kanin için 69.62  $\mu\text{m}$  ve molar için 55.7  $\mu\text{m}$  idi.

Zirkonya tek alt yapının iç uyumu kanin için 41.6  $\mu\text{m}$  ve azı için 40.36  $\mu\text{m}$ ' dur. Bu sayısal değerler May ve ark. CAD / CAM sistemiyle üretilen zirkon kronlar üzerinde yapmış oldukları uyum değerlerine benzerdi (Rahme ve diğ. , 2008). Ayrıca, benzer değerler 3 boyutlu olarak yapılan CAD / CAM restorasyonlarından benzer yöntemlerle ölçülen değerlere yakın bulunmuştur (Beuer ve diğ. ,2008).

So-Yeon Bae ve ark. PEKK grubunun ortalama marjinal uyumunu kanin için 62.04  $\mu\text{m}$ , molar için 51.64  $\mu\text{m}$  mm bulmuştur. Bu değerler, Yao ve ark.'nın yaptığı çalışmada polimetilmetakrilat (PMMA) ve PEKK'e benzer akrilat polimerler de dahil olmak üzere polimer tip CAD / CAM malzemelerin kullanıldığı restorasyonlarda ortalama marjinal uygunluğunun 150-160  $\mu\text{m}$

olarak gözleendiği çalışmalarında belirttiği değerlerden daha küçüktür (Hung ve diğ. , 1990).

Ek olarak, bir PMMA bloğu olan Telio CAD ile yapılan uzun süreli geçici sabit protezlerin marjinal uyumu, Pente ve ark.'nın yaptığı çalışmada ortalama olarak 87.9 µm idi. Bu değer bizim çalışmamızdan küçüktür.

Tsitrou ve arkadaşları hasta başlı sistemlerle üretilen rezin kompozit kronlarda marjinal kenar aralığını 77-105 µm olarak belirtmişlerdir.

Yapmış olduğumuz çalışmayı farklı ölçüm yöntemlerinden dolayı başkalarıyla karşılaştırmamız sınırlı olmasına rağmen, PEKK'nın marjinal ve internal uyumunun kabul olduğu kesindir.

Bu çalışmada, tek yön ANOVA analizi materyale göre (PEKK veya zirkonya) uygunluk açısından anlamlı farklılıklar ortaya çıkarmıştır. Bu tür sonuçlar restorasyonun uygunluğunun CAD / CAM sistemine ve kullanılan malzemelere bağlı olduğunu belirten önceki çalışmalarla uyumludur.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre PEKK' ten üretilmiş olan alt yapılar , zirkonya alt yapılarla karşılaştırıldığında marjinal ve internal olarak daha fazla uyumsuzluk gösterdi. Bu tür marjinal ve internal uyumsuzluklar, iki grubun klinik dijital iş akışının genel doğruluğunun bir parçası olarak kabul edilebilir. Bu, üretim sırasında marjinal uyumda meydana gelebilecek hatalar, ölçü, CAD tasarımı, CAM ve son sinterleme, işlemleriyle ilişkilendirildiği gibi, potansiyel stresin bitiş çizgisi gibi şiddetli eğrilik bölgesinde yoğunlaşmasıyla açıklanabilir.

Destek dişte, eğimde hızlı bir değişimin olduğu yer içbükey bölgede olduğu için dışbükey bölge için freze gereklidir. Bununla birlikte, mevcut freze kalemi, içbükey yüzeyler arasındaki elmas frez şeklinde bir içbükey kesme yolu bıraktığı için bir soruna neden olmaktadır. Böyle bir yol, daha küçük bir boyutta kazındığı için negatif farklılıklara neden olur (Schaefer ve diğ. , 2013).

Bu gibi olumsuz farklılıklar klinikte erken temas anlamına gelir. Bizim çalışmamızda da elde ettiğimiz değerlerin, prepare dişte ani eğim değişimin olduğu chamfer bölgesi ve okluzalde santral fossa bölgesinde diğer bölgelerden daha fazla olduğu görülmektedir.

Destek diş tipine göre uygun değerler farklılık göstermektedir. So-Yeon Bae ve ark. yapmış olduğu çalışmada aralık değeri kanin ve molar diş göre anlamlı farklılıklar göstermektedir. Bu Rudolph ve ark.'larının diş şekline bağlı çalışmalarında rapor ettiği sonuçlarla tutarlıdır (Rudolph ve diğ. , 2007).

Kanin dişle karşılaştırıldığında molarda daha iyi oturmanın bir başka olası nedeni de kazıma frezinin büyüklüğüdür. Daha önce yapılan birçok çalışma restorasyonların doğruluğunun freze makinesinin frez ölçüsüne bağlı olabileceğini bildirmiştir (Schaefer ve diğ. , 2012; Rudolph ve diğ. , 2007).

Bu çalışmada, her 5 grup için aynı büyüklükte frez (YT201:2mm ve YT202:1mm) kullanıldı. Daha büyük frez, kazıma sırasında darbelere karşı daha yüksek dayanıklılık, daha yüksek bir kazıma hızı ve mükemmel kesme verimliliğini sağlamaktadır. Bununla birlikte, diş restorasyonlarının üretimi için daha küçük çaplı bir frez gereklidir. Detaylı olarak kenar ve girintilerin üretilmesi gereklidir. Ciddi kurvaturalarda ve frezinin büyüklüğünden dolayı aşırı kazıma olabilir (Hamza ve diğ. 2013; Persson ve diğ. , 2008). Chamfer ve okluzal santral bölgesindeki aralık fazlalığını aşırı kazımaya bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Boening ve arkadaşları, CAD-CAM kullanılarak üretilen titanyum alt yapılarda 53 mikron ortalama bir marjinal boşluk buldu. Leong ve arkadaşları, CAD-CAM titanyum ile 54  $\mu\text{m}$  ve döküm titanyum kronlarla 60  $\mu\text{m}$  marjinal boşlukları gözlemledi. Ticari olarak saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımli kronlar kullanan başka bir çalışmada, marjinal adaptasyon sırasıyla 83  $\mu\text{m}$  ve 50  $\mu\text{m}$  idi. Kronlar sıgır dişlerine oturtuldu ve x50 büyütmede ölçüldü. Döküm işleminden sonra elektrik deşarj makinasının kenar temizliğinde kullanılması, her iki alaşımın da marjinal adaptasyonunu önemli ölçüde arttırdı (Mously , 2014). CAD / CAM titanyum ve geleneksel döküm restorasyonların dikey marjinal boşluklarını karşılaştıran bir başka çalışmada, döküm restorasyonların kenar CAD / CAM restorasyonlar için 79  $\mu\text{m}$ 'ye kıyasla 24  $\mu\text{m}$ 'luk daha küçük marjinal aralığa sahip olduğu tespit edildi. (May ve diğ. , 1998)

Çeşitli titanyum alt yapı üretim sistemlerini değerlendiren diğer çalışmalar, 53-70  $\mu\text{m}$  ortalama marjinal boşlukların olduğunu bildirmiştir (Miyazaki, 2009; Kokubo ve diğ. , 2005; Groten ve diğ. , 2000).

Bu değerler bizim çalışmamızdaki değerlerin altında görünsede manuel düzelme yapıldığında altyapıların uyumunun bu değerlere yakın olacağı düşüncesindeyiz.

Bu çalışmayla sınırlı olarak, PEKK altyapılar zirkonya alt yapılar ile karşılaştırıldığında istatistiksel olarak farklı marjinal ve internal uyum tespit edilmiştir. Bununla birlikte, PEKK ve zirkonya alt yapı için sunulan sayısal değerlerin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu söyleyebiliriz.



## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1-) İn vitro araştırmamızda kullanılan direkt metal lazer sinterleme ve CAD / CAM kazıma sistemleri ile üretilmiş tek kron altyapıların marjinal ve internal uyumlarını incelediğimizde her iki yönteminde klinik olarak kabul edilebilir olduğu söylenebilir. Bu çalışma ideal koşullarda gerçekleştirilmiştir. Ağız içerisindeki durum çalışmamıza benzerlik gösterecek yumuşak dokuların yapısı ve kalitesi, tükürük, ideal olmayan diş kesimleri gibi birçok farklılıklar bulunmaktadır. Bundan dolayı elde ettiğimiz ortalama değerler, klinik ortamda sağlanamayabilir. Tam porselen yapım basamaklarından olan porselen fırınlama ve glazürleme işlemi sonrasında mevcut marjinal ve internal uyumların değişebilirliği çalışmamızın eksik kalan yönüdür. Bu işlemleri de kapsayan yeni çalışmalara ihtiyaç vardır.

2-) DMLS sistemi ve CAD / CAM kazıma sistemiyle üretilen kron altyapılarının marjinal ve internal uyumlarının kabul edilir sınırlar içerisinde ve daha önce yapılmış çalışmalarda elde edilen değerlerle uyumlu olduğu bulunmuştur.

3-) İki farklı yapım yöntemi ile üretilen kron altyapıların kenar uyumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu sonucuna ulaşılmıştır. En yüksek uyumluluk DMLS yöntemiyle üretilmiş CoCr alt yapılarda (44,783) görülürken, en az uyum CAD / CAM kazıma yöntemiyle üretilmiş PEKK altyapılarda (102,825 µm) görülmüştür.

4-) İki sistemle üretilen kron altyapıların ortalama internal aralık ölçümleri karşılaştırıldıklarında, DMLS yöntemiyle üretilen kron alt yapılar CAD / CAM kazıma sistemiyle üretilen kron alt yapılarla göre daha uyumlu bulunmuştur.

Tüm sonuçlar doğrultusunda sabit protetik restorasyonların yapımında yeni kullanılmaya başlanan direkt lazer sinterleme yönteminin; maliyet ve zamandan sağladığı avantajlarının yanında CoCr kron altyapı üretiminde CAD / CAM

kazıma sistemlere göre marjinal ve internal uyumları daha iyi restorasyonların elde edilmesine imkan verdiğini söyleyebiliriz.



## KAYNAKLAR

- Abbate, M., Tjan , A., & Fox, W.** (1989). Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 61(5), 527-531.
- Abdel-Azim, T., Zandinejad , A., Metz , M., & Morton , D.** (2015). Maxillary and mandibular rehabilitation in the esthetic zone using a digital impression technique and CAM / CAD-fabricated prostheses: a multidisciplinary clinical report. . *Oper Dent.*, 40(4), 350-6.
- Abduo, J., Lyon , K., Bennani , V., & diğlerleri.** (2011). Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 24, 207-220.
- Abduo, J., Lyons , K., & Bennamoun , M.** (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*, 783948.
- Abduo, J.** (2014). Fit of CAM / CAD implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantoloji*, 40(6), 758-66.
- Açıklın, A., Budak , E., & Uçar , Y.** (2011). döküm ve kopya milleden yöntemleri ile hazırlanan metal alt yapılarının iç uyumlarının karşılaştırılması. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 28(3), 169-76.
- Affairs, A. C.** (2003). Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc .*, 134:, 347-9.
- Akova, T., Uçar, Y., & Alper , T.** (2008). Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast metal dental alloys to porcelain. *Dental Materials*, 24(10), 1400-4.
- Aktepe, E.** (2005). *CAD-CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İncelemlerin Marjinal Adaptasyonlarının İn Vitro Olarak. İstanbul.* (Doktora Tezi) Marmara Üniversitesi Sağlık Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalı.
- Al Jabbari, Y., Koutsoukis , T., & Barmpagadaki, X.** (2014). Metallurgical and interfacial characterization of PFM CoCr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater*, 30, e79-e88.
- Albakry, M., Guazzato , M., & Swain , M.** (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374-380.
- Albakry, M., Guazzato , M., & Swain , M.** (2014). Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J.Prosthodont*, 13(3), 141-9.
- Albert, F., & El-Mowafy, O.** (2004). Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont.*, 17(5), 529-535.
- Alghazzawi, T., Alsamadani , K., Lemons , J., Liu PR., Essig, M., Bartolucci, A., & ve diğlerleri.** (2015). Effect of imaging powder and CAM / CAD stone types on the marginal gap of zirconia crowns.

- J Am Dent Assoc 2015;146(2):111–20. J Am Dent Assoc., 146(2), 111-20.
- Alkumru, H., Hullah, W., Marquis , P., & Wilson, H.** (1988). Factors affecting the fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, 64(2), 39-43.
- Alkumru, H., Wilson , H., & Bor, S.** (1992). The fit of all-ceramic crowns cemented with different luting agents. *J Marmara Univ Dent Fac*, 1(3), 198-202.
- Almeida e Silva, J., Erdelt , K., Edelhoff , D., & diğerleri.** (2014). Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*, 18, 515-523.
- Anadioti, E., Aquilino , S., Gratton , D., Holloway JA., Denry, I., Thomas, G., & ve diğerleri.** (2015). Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent* 2015;113(4):30
- Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., & Bergman , B.** (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAM / CAD system. *J Prosthet Dent* 1996;76(2):187–93, 76(2), 187-93.
- Andersson, M., Bergman , B., Bessing , C., & Ericson, G.** (1989). Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand*, 47, 279-86.
- Anunmana, C., Charoenchitt , & Asvanund, C.** (2014). Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont*, 6(4), 253-258.
- Anusavice, K.** (1996). Phillip’s Science of Dental Materials. Philadelphia: Saunders.
- Anusavice, K.** (1989). Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement. . Chicago: Quintessence Publishing Co.Inc.
- Anusavice, K.** (2003). Phillips’ Science of Dental Materials. San Antonio: WB Saunders.
- Arias, D., Trushowsky , R., Brea , L., & David , S.** (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *open dent J.*, 118(22), 7.
- Att, W., Komine, F., Gerds , T., & Strub, J.** (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, 101(4): 239-247, 101(4), 239-247.
- Attar, E.** (2011). Simulation of selective electron beam melting processes. . Technical Faculty of University of Erlangen-Nuremberg, Germany.
- Ayad, M. F.** (2009). Effects of tooth preparation burs and luting cement types on the marginal fit of extracoronary restorations. *J Prosthodont*, , 18(2), 145-151.
- Bae, E., Kim , J., Kim , W., & diğerleri.** (2014). Bond and fracture strength of metal-ceramic restorations formed by selective laser sintering. *J Adv Prosthodont*, 6, 266-271.
- Barazanchi, A., Li, K., Al-Amleh , B., Lyons , K., & Waddel, J.** (2017). Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J of Prosthodont.*, 26, 156-163.
- Barnat, C.** (2001). The second digital revolution. *J Gen Manage*, 27, 1-16.

- Batson, E., Cooper , L., Duqum , I., & Mendonça , G.** (2014). Batson ER, Cooclinical outcomes of three different crown systems with CAM / CAD technology. *J Prosthet Dent*, 770(7), 112.
- Beaman, J., Barlow , D., Bourell , R., Crawford , H., Marcus, K., & McAlea, K.** (1997). *Solid Freeform Fabrication: A New Direction in Manufacturing*. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers.
- Berman, B.** (2012). 3-D printing: the new industrial revolution. *Business Horizons*, 55, 55-162.
- Beschnidt, S., & Strub, J.** (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.*, 26(7), 582-593.
- Beuer, F., Schweiger , J., & Edelhoff, D.** (2008). *Br Dent J*, 204(9), 505-11.
- Beuer, F., Schweiger , J., Eichberger , M., Kappert , H., Gernet, W., & Edelhoff, D.** (2009). High-strength CAM / CAD-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater*, 25(1), 121-8.
- Beuer, F., Aggstaller, H., Edelhoff , D., Gernet , W., & Sorensen, J.** (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*, 25, 94-102.
- Bibb, R., & Eggbeer , D.** (2006). Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Proto J*, 12, 95-99.
- Bibb, R., Eggbeer , D., Evans , P., Bocca , A., & Sugar , A.** (2009). Rapid manufacture of custom-fitting surgical guides. *Rapid Prototyping J*, 15(5), 346-54.
- Bidra, A., Taylor , T., & Agar , J.** (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent*, 109(6), 361-6.
- Bidra, A.** (2014). The 2-visit CAD-CAM implant-retained overdenture: a clinical report. *J Oral Implantology*, 40(6), 722-8.
- Bilgin, M., Erdem , A., Aglarci , O., & Dilber E.** (2015). Fabricating complete dentures with CAM / CAD and RP technologies. *J Prosthodont*.
- Bindl, A., & Mörmann , W.** (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAM / CAD crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, 32, 441-7.
- Blackman, R., Baez , R., & Barghi , N.** (1992). Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent*, 67, 435-40.
- Blatz, M., Sadan , A., & Kern, M.** (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.*, 89(3), 268-274.
- Boening, K. W.** (1992). Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. *J Oral Rehabil.* *J Oral Rehabil*, 19(3), 281-287.
- Bosch, G., Ender , A., & Mehl , A.** (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAM / CAD milling processes. *J Prosthet Dent*, 112(6), 1425-31.
- Bowley, J. F.** (2004). Effect of margin location on crown preparation resistance form. *J Prosthet Dent*, 92(6), 546-550.
- Brawek, P., Wolfart , S., Endres , L., & diğerleri.** (2013). The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clin Oral Investig*, 17, 2119-21.

- Castillo-Oyagüe, R., Lynch , C., Turrión , A., López-Lozano, J., Torres-Lagares , D., & Suárez-García , M.** (2013). Misfit and microleakage of implant-supported crown copings obtained by laser sintering and casting techniques, luted with glass-ionomer, resin cements and acrylic/urethane-based agents. *J Dent* 2013;41(1):90-. *J Dent*, 41(1), 90-6.
- Charoenchitt, M., & Asvanund, C.** (2014). Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont*, 6(4), 253-258.
- Chen, H., Y. X.** (2016). Application of FDM three-dimensional three dimensional printing technology in the digital manufacture of customized mandible trays. *Sci Rep*, 6, 1-6.
- Cho, J., Park, W., Park , K., Kim , S., & Kim , K.** (2017). Creating protective appliances for preventing dental injury during endotracheal intubation using intraoral scanning and 3D printing: a technical note. *J Dent Anesth Pain Med.*, 17(1), 55-59.
- Cho, S., Schaefer, O., Thompson , G., & Guentsch , A.** (2015). Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*, 113(4), 310-5.
- Cho, L., Choi, J., Yi , Y., & Park, C.** (2004). Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J Prosthet Dent.*, 91(6), 554-560.
- Choi, Y., Koak , J., Heo, S., & diğerleri.** (2014). Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for CoCr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAM / CAD milled techniques. *J Kor Acad Pros*(52), 67.
- Christensen, G. J.** (1966). Marginal fit of gold inlay castings. . *J.Prosthet Dent.*, 16(2), 297-305.
- Chua, C., & Leong , K.** (1997). *Rapid Prototyping: Principles and Applications in Manufacturing*. New York: Wiley.
- Chuembou Pekam, F., Marotti , J., Wolfart , S., Tinschert, J., Radermacher, K., & Heger, S.** (2015). High-frequency ultrasound as an option for scanning of prepared teeth: an in vitro study. *Ultrasound Med Biol* , 41(1), 309-16.
- Ciraud, P.** (1971). Verfahren und vorrichtung zur herstellung beliebiger gegenstände aus beliebigem schmelzbarem material. DE: 1973-7.
- Coli, P., & Karlsson, S.** (2004). Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.*, 17, 59-64.
- Conrad, H., Seong , W., & Pesun , I.** (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J prosthet Dent*, 98(5), 389-404.
- Cunha, L., Mukai , E., Hamerschmitt , R., & Correr , G.** (2015). Fabrication of lithium silicate ceramic veneers with a CAM / CAD approach: a clinical report of cleidocranial dysplasia9. *J Prosthet Dent.*, 113(5), 355-9.
- Çelik, İ., Karakoç , F., Çakır, M., & Duysak , A.** (2003). Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 31, 53-70.

- Çınar, A.** (2001). *Değişik Kron Sistemlerinde Kenar Uyumu*. (Doktora Tezi) İstanbul: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı.
- Dawood, A., Marti , B., Sauret-Jackson , V., & Darwood, A.** (2015). 3D printing in dentistry. *Br Dent J.*, 219(11), 521-529.
- de Hazan, Y., Thanert , M., Trunec , M., & diğerleri.** (2012). Robotic deposition of 3D nanocomposite and ceramic fiber architectures via UV curable colloidal inks. *J Euro Cera Soc*, 32, 1187-1198.
- de Oliveira Correa, G. G.** (2006). Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. *J Prosthet Dent*, 95(3): 243-248., 95(3), 243-248.
- Deckard, C.** (1989.). Methods and apparatus for producing parts by selective laser sintering. US Patent;.
- Denry, I., & Kelly , J.** (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 3(299-307), 24.
- Denry, L., & Kelly , J.** (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93:1235-42
- Deville, S., Chevalier , J., Fantozzi , G., & Bartolome , J.** (2003). Low-temperature ageing of zirconia toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. *J Eur Ceram Soc*, 23, 2975-82.
- Dirxen, C., Blunck , U., & Preissner , S.** (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*, 7, 118-22.
- Donovan, T., & Prince, J.** (1985). An analysis of margin configurations for metal- ceramic crowns. *J Prosthet. Dent.*, 53, 53-157.
- Duret, F., P. J.** (1991). CAM / CAD imaging in dentistry. . *Curr Opin Dent* 1991;1(2):, 2, 1.
- e Silva, J. S.** (2014). Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig*, 18(2), 515-523.
- Ebert, J., Ozkol , E., Zeichner , A., Uibel , K., Weiss , O., Koops, U., & ve diğerleri.** (2009). Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res*, 88(7), 673–6.
- Elomaa, L., Kokkari, A., N`arhi , T., & diğerleri.** (2013). Porous 3D modeled scaffolds of bioactive glass and photocrosslinkable poly( $\epsilon$ -caprolactone) by stereolithography. *Comp Sci Tech* 2013;74:99-106. *Comp Sci Tech*, 74, 99-106.
- Ender, A., & Mehl, A.** (2015). In vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*, 46(1), 9-17.
- Ender, A., & Mehl, A.** (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*, 109(2), 121-8.
- Fasbinder, D.** (2013). Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent*, 115(20), 26.
- Fasbinder, D.** (2002). Restorative material options for CAM / CAD restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 23(10 passim quiz 924), 911-6, 918, 920.
- Fasbinder, D.** (2010). Materials for chairside CAM / CAD restorations. *Contin Educ Dent*, 31(9), 702-4, 706, 708-9.

- Fasbinder, D. (2012).** Chairside CAM / CAD: an overview of restorative material options. . *Contin Educ Dent*, 33(1), 50, 52-8.
- Figliuzzi, M., Mangano , F., & Mangano, C. (2012).** A novel root analogue dental implant using CT scan and CAM / CAD: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 41, 858-862.
- Flugge, T., Schlager , S., Nelson , K., Nahles , S., & Metzger, M. (2013).** Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 144(3), 471-8.
- Foster, L. V. (1990).** Failed conventional bridge work from general dental practice: clinical aspects and treatment needs of 142 cases. *Br Dent J*, 168(5): 199-201, 168(5), 199-201.
- Fradeani, M., & Redemagni , M. (2002).** An 11-year clinical evaluation of leucite- reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33(7), 503-10.
- Fransson, B., Oilo, G., & Gjeitanger, R. (1985).** The fit of metalceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater.*, 1(5), 197-199.
- Frazier, W. (2014).** Metal additive manufacturing: a review. *J Mat Eng Perfo*, 23, 1917-1928.
- Galantucci, L. (2010).** New challenges for reverse engineering in facial treatments: how can the new 3D non-invasive surface measures support diagnoses and cures? *Virt Phys Proto*, 5, 3-12.
- Gardner, F. (1982).** Margins of complete crowns-Literature review. *J Prosthet Dent*, 48, 396-400.
- Ge Z Jin, Z., & Cao , T. (2008).** Manufacture ofdegradable polymeric scaffolds for bone regeneration. *Biomed Mater*, 3, 1-11.
- Giordano, R., Pelletier , L., Campbell , S., & Pober , R. (1995).** Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 73(5), 411-8.
- Giordano, R. (1996).** Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 17(8), 779-82, 784-6.
- Giordano, R. (2006).** Materials for chairside CAM / CAD-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006;137 Suppl:14S-21S, 137, 14-21.
- Good, M. L. (2009).** Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *J Dent* , 37(1), 65-75.
- Goodacre, C., Campagni, W., & Aquilino, S. (2001).** Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent*, 85(4), 363-376.
- Goodacre, C., Garbacea , A., Naylor , W., Daher , T., Marchack, C., & Lowry, J. (2012).** CAM / CAD fabricated complete denturesconcepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent*, 107(1), 34-46.
- Grant, G., T. (2015).** Direct Digital Manufacturing. In Masri R. & Driscoll C. F.(Eds.), *Clinical Applications of Digital Dental Technology* (1st ed., p. 53). Massachusetts, USA: Blackwell Publishing.
- Groten, M., Axmann, D., Probster, L., & Weber, H. (2000).** Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent*, 83(1), 40-49.
- Guazzato, M., Albakry , M., Ringer , S., & Swain , M. (2004).** Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic

- materials. Part II. Zirconia based dental ceramics. *Dent Mater*, 20(5), 449-56.
- Guess, P., Zavanelli, R., Silva, N., Bonfante, E., Coelho, P., & Thompson, V.** (2010). Monolithic CAM / CAD lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 23(5), 434-42.
- Guess, P., Schultheis, S., Bonfante, E., & diğerleri.** (2011). All-ceramicsystems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, 55, 333-3.
- Güth, J., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., & Stimmelmayer, M.** (2013). Optical properties of manually and CAM / CAD-fabricated polymers. *Dent Mater J*, 32(6), 865-71.
- Habibovic, P., Gbureck, U., Doillon, C., & diğerleri.** (2008). Osteoconduction and osteoinduction of low-temperature 3D printed bioceramic implants. *Biomaterials*, 29, 944-953.
- Hamza, T., E. H.-H.** (2013). Accuracy of ceramic restorations made with two CAM / CAD systems. *J Prosthet Dent*, 109, 83-7.
- Harde, S., Wolfart, S., Eschbach, S., & Kern, M.** (2010). Eight-year outcome of posterior inlay-retained all-ceramic fixed dental prostheses. *Journal of Dentistry*, 38(11), 875-881.
- Harish, V., Mohamed Ali, S., Jagadesan, N., & Mohamed, I.** (2014). Evaluation of Internal and Marginal Fit of Two Metal Ceramic System – In Vitro Study. *J Clin Diagn Res*, 8, 53-6.
- Harrer, W.** (2012). Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic-Increase of strength by crack healing. *Journal of The European Ceramic Society*, 31(1), 27-35.
- Hatamleh, M., & Watson, J.** (2013). Construction of an implant-retained auricular prosthesis with the aid of contemporary digital technologies: a clinical report. *J Prosthodont*, 22, 132-136.
- Holmes, J. R., Holmes, J., Bayne, S., & Holland, G.** (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 62(4), 405-408.
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V.** (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53(4), 297-303.
- Huang, H., Hsu, J., Fuh, L., & diğerleri.** (2010). Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. *Comp Bio Med*, 40, 525-532.
- Huang, Z., Zhang, L., Zhu, J., & Zhang, X.** (2015). Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J ProsthetDent*, 113, 623-7.
- Hung, S., Hung, K., Eick, J., & Chappell, R.** (1990). Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*, 63, 26-31.
- Hunter, A., & Hunter, A.** (1990). Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent*, 64(5), 548-552.
- Infante, L., Yilmaz, B., McGlumphy, E., & Finger, I.** (2014). Fabricating complete dentures with CAM / CAD technology. *J Prosthet Dent*, 111(5), 351-5.

- Iseri, U., Ozkurt, Z., & Kazazoglu.** (2011). Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J*, 30(3), 274-280.
- ITI,** (2014). Knowledge is key. In Belser U (ed): ITI World Symposium. Quintessence. Geneva.
- Jang, S., Lee , D., Ha , J., Hanawa , T., Kim , K., & Kwon , T.** (2015). Preliminary evaluation of mechanical properties of CoCr alloys fabricated by three new manufacturing processes. *Int J Prosthodont*, 396-8, 28.
- Jardini, A., Larosa, M., de Carvalho Zavaglia , C., & diğerleri.** (2014). : Customised titanium implant fabricated in additiv manufacturing for craniomaxillofacial surgery. *Virt Physi Protot*, 9, 115-125.
- Jardini, AL., L. M., Jardini , A., Larosa , M., Maciel Filho , R., & diğerleri.** (2014). Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. *J Cranio Maxillofac Sur*, 42, 1877-1884.
- Kahramanoglu, E., & Kulak-Özkan, Y.** (2013). The effect of different restorative and abutment materials on marginal and internal adaptation of three-unit cantilever implant-supported fixed partial dentures: an in vitro study. *J Prosthodont*, 22(8), 608-617.
- Kaleli, N., & Saraç, D.** (2014). Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sinterleme Sistemleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15(3), 27-33.
- Kamada, K., Yoshida , K., & Atsuta , M.** (1998). Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent*, 79, 508-513.
- Kane, L., Chronaios , D., Sierraalta , M., & George , F.** (2015). Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. . *J Prosthet Dent*, 114, 680-5.
- Kappert, H., & Altvater.** (1991). Field study on the accuracy of fit and the marginal seal of In-Ceram crowns and bridges. *Dtsch Zahnarztl Z*, 46(2), 151-153.
- Karageorgiou, V., & Kaplan, D.** (2005). Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis. *Biomater*, 26, 5474-5491.
- Karatas, M., Cifter , E., Ozenen, D., & Tuncer, E.** (2011). Manufacturing Implant Supported Auricular Protheses by Rapid Prototyping Techniques. *Eur J Dent.*, 5(4), 472–477.
- Karipidis, A. P.** (1988). The effect of seating pressure and powder/liquid ratio of zinc phosphate cement on the retention of the crowns. *J Oral Rehabil.*, 15, 333-337.
- Kashani, H. G., Khera, S. C., & Gulker, I. A.** (1981). The effects of bevel angulation on marginal integrity. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 103(6), 882–885.
- Kathuria, Y.** (1999). Microstructuring by selective laser sintering of metallic powder. *Surf Coat Tech*, 116(119), 643-647.
- Kattadiyil, M., Goodacre, C., & Baba , N.** (2013). CAM / CAD complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *J Calif Dent Assoc* , 41(6), 407-16.



- Kaus, T., Kaus, T., Probster, L., & Weber, H.** (1996). Clinical follow-up study of ceramic veneered titanium restoration – three year results. *Int J Prosthodont*, 9, 9-15.
- Kazama-Koide, M., Ohkuma, K., Ogura, H., & Miyagawa, Y.** (2014). A new method for fabricating zirconia copings using a Nd:YVO4 nanosecond laser. *Dent Mater J*, 33(3), 422-9.
- Keating, A., Knox, J., Bibb, R., & Zhurov, A.** (2008). A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod*, 35(3), 191-20.
- Kelly, J., Nishimura, I., & Campbell, S.** (1996). in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75(1), 18-32.
- Kelly, O.** (2006.). *Machinable Ceramics. 20 years of CEREC*. In: Mörman WH, ed. *State of the art of CAM / CAD restorations. 20 years of CEREC*. Germany. 29: Quintessence Publishing Co. Ltd.
- Kern, M., Sasse, M., & Wolfart, S.** (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *Journal of American Dental Association*, 143(3), 234-240.
- Khain, M., Fuh, J., & Lu, L.** (2001). Direct metal laser sintering for rapid tooling: processing and characterisation of EOS parts. *J Mater Proce Tech*, 113, 269-272.
- Kim, J., Kim, K., Kim, W., Kim, J., & Kim, H.** (2014). Accuracy and precision of polyurethane dental arch models fabricated using a three-dimensional subtractive rapid prototyping method with an intraoral scanning techniq. *Korean J Orthod*, 44(2), 69.
- Kim, K., Kim, J., & Kim, W.** (2014). Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent*, 112:, 1432-1436.
- Kim, K., Kim, W., Kim, H., & Kim, J.** (2013). An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system.. *Dent Mater*, 29, 91–6.
- Kim, K., Kwon, T., Kang, T., Yang, J., Lee, S., & Yeo, I.** (2014). Digital veneering system enhances microtensile bond strength at zirconia core-veneer interface. *Dent Mater J*, 33(6), 792-8.
- Kim, K., K. J.-c.-a.-d.** (2013). Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont*, 5, 79-86.
- Knoernschild, K. C.** (2000). Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 84, 492-8.
- Kohorst, P., Brinkmann, H., Li, J., Borchers, L., & Stiesch, M.** (2009). Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci*, 117, 319-25.
- Kokubo, Y., Nagayama, Y., Tsumita, M., & Ohkubo, C.** (2005). Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil. J Oral Rehabil*, 32(10), 753-758.
- Kolodne, H., Swedenburg, G., Taylor, S., & diğerleri.** (2011). The use of cephalometric landmarks with 3-dimensional volumetric computer

- modeling to position an auricular implant surgical template: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 106, 284-289.
- Kononen, M., & Kivilahti, J.** (2001). Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res*, 80, 848-54.
- Koutsoukis, T., Zinelis, S., Eliades, G., Al-Wazzan, K., Al Rifaiy, M., & Al Jabbari, Y.** (2015). Selective Laser Melting Technique of CoCr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. *J Prosthodont.*, 24(4), 303-312.
- Kovalev, A., Vainshtein, D., Mishina, V., Titov, V., Moiseev, V., & Tolochko, N.** (2000). Selective laser sintering of steel powders to obtain products based on SAPR-Models. *Metallurgist*, 44(4), 206-9.
- Krug, K., Knauber, A., & Nothdurft, F.** (2015). Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clin Oral Investig*, 19, 401-11.
- Kruger, S., Deubener, J., Ritzberger, C., & Holand, W.** (2013). Nucleation kinetics of lithium metasilicate in ZrO<sub>2</sub>-bearing lithium disilicate glasses for dental application. *International Journal of Applied Glass Science*, , 4(1), 9-19.
- Kruth, J., P., M. P.** (2005). Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping J.*, 11(1), 26-36.
- Kumar, A., & Ghafoor, H.** (2017). Rapid prototyping: A future in orthodontics. *J Orthod Res*, 4, 1-7.
- Kunii, j., Hotta, Y., Tamaki, Y., Ozawa, A., Kobayashi, Y., & Fujishima.** (2007). Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAM / CAD-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J*, 26(6), 820-826.
- Kurbad, A., & Kurbad, S.** (2013). A new, hybrid material for minimally invasive restorations in clinical use. *Int J Comput Dent*, 16(1), 69-79.
- Lal, K., White, G., Morea, D., & diğerleri.** (2006). Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept. *J Prosthodont*, 15, 51-58.
- Lantada, A., & Morgado, P.** (2012). Rapid prototyping for biomedical engineering: current capabilities and challenges. *Annu Rev Biomed Eng*, 14, 73-96.
- Laurent, M., Scheer, P., Dejou, J., & Laborde, G.** (2008). Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*, 35, 116-22.
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., & ve diğerleri.** (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAM / CAD. *Dent Mater J*, 33(5), 705-10.
- Leong, D., Chai, J., Lautenschlager, E., & Gilbert, J.** (1994). Marginal fit of machinemilled titanium and cast titanium single crowns. . *Int J Prosthodont*, 7, 440-7.
- Levine, W. A.** (1989). An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent*, 62(2), 175-178.
- Li, K.** (2015). Microstructure and phase stability of three dental cobalt chromium alloys used for porcelain-fused-to-metal restorations

- during thermal processing. Otago: New Zealand, University of Otago.
- Liacouras, P., Garnes , J., Roman , N., Petrich , A., & Grant, G.** (2011). Designing and manufacturing an auricular prosthesis using computed tomography dimensional photographic imaging, and additive manufacturing: a clinical report. *J Prosthet Dent.*, 105, 78-82.
- Lin, W., Harris, B., & Morton , D.** (2013). The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*, 109(3), 187-91.
- Lin, W., Zandinejad , A., Metz, M., Harris , B., & Morton , D.** (2015). Predictable restorative work flow for computer-aided desing/computer aided manufacture- fabricated ceramic veneers utilizing a virtual smile desing principle. *oper dent*, 357(63), 40 (4).
- Lin, M., Sy-Munoz, J., Munoz, C., Goodacre, C., & Naylor, W.** (1998). The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont*, 11(6), 580-590.
- Liu, Q., Leu, M., & Schmitt , S.** (2005). Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Advan Manu Tech.*, 29, 317-335.
- Logozzo, S., Kilpela" , A., Ma" kynen , A., Zanetti, E., & Franceschini, G.** (2014). Recent advances in dental optics–Part II: Experimental ests for a new intraoral scanner. *Opt Laser Eng*, 54, 187-96.
- Logozzo, S., Zanetti , E., Franceschini , G., & Kilpela" , A.** (2014). Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng*, 54, 203-21.
- Loney, R., & Jarotskic,, T.** (1996). Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent.*, 75(5), 540-544.
- Lui, J.** (1980). The effect of firing shrinkage on the marginal fit of porcelain jacket crowns. *Br Dent J*, , 149:, 43-45.
- Luthard, R., Bornemann, G., Lemelson, S., Walter, M., & Huls, A.** (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAM / CAD crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *International Journal of Prosthodontics.*, 17, 680-685.
- Maestre-Ferrin , L., Romero-Millan , J., Penarrocha-Oltra, D., & Penarrocha-Diago, M.** (2012). Virtual articulator for the analysis of dental occlusion: an update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(1):e160–3., 17(1), 160-3.
- Magne, P., & Belser, U.** (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic.. *Int J Prosthodont*, 10(5), 459-66.
- Mai, H., Lee , K., & Lee , D.** (2006). Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *J Prosthet Dent.*, 118(2), 208-15.
- Maleksaedi, S., Eng , H., Wiria , F., & diğerleri.** (2014). Property enhancement of 3D-printed alumina ceramics using vacuum infiltration. *J Mater Proc Tech*, 214, 1301-1306.
- Mangano, C., De Rosa , A., Desiderio , V., & diğerleri.** (2010). The osteoblastic differentiation of dental pulp stem cells and bone formation on different titanium surface textures. *Biomater*, 31, 3543-3551.

- Mangano, C., Piattelli , A., Raspanti , M., Mangano , F., Cassoni, A., Lezzi, G., & diğerleri.** (2011). Scanning electron microscopy (SEM) and X-ray dispersive spectrometry evaluation of direct laser metal sintering surface and human bone interface: a case series. *Lasers Med Sci*, 26(1), 133-8.
- Mangano, F., Bazzoli , M., Tettamanti , L., Farronato , D., Maineri, M., Macchi, A., & diğerleri.** (2013.). Custom-made, selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. *Lasers Med Sci*, 28(5), 1241-7.
- Mangano, F., Chambrone , L., van Noort , R., Miller , C., Hatton, P., & Mangano, C.** (2014). Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature.. *Int J Biomater*, 2014(461534).
- Mangano, F., De Franco , M., Caprioglio , A., & diğerleri.** (2014). : Immediate, non-submerged, root-analogue direct laser metal sintering (DLMS) implants: a 1-year prospective study on 15 patients. *Laser Med Sci*, 29, 1321-1328.
- Mangano, F., Luongo , F., Shibli , J., Anil , S., & Mangano , C.** (2014). Maxillary overdentures supported by four splinted direct metal laser sintering im-plants: a 3-year prospective clinical study. *Int J Dent*, 2014(252343).
- Mangano, F., Caprioglio, A., Levrini , L., Farronato, D., Zecca, P., & Mangano, C.** (2015). Immediate loading of mandibular overdentures supported by one-piece, direct metal laser sintering mini-implants: a short-term prospective clinical study. *J Periodontol*, 86(3), 192-200.
- Mangano, F., Pozzi-Taubert, S., Zecca , P., Lu-ongo , G., Sammnons, R., & Mangano, C.** (2013). Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: a 2-year prospective study in the posterior jaws of. *implant Dent*, 22(4), 388-93.
- Marker, V., Miller, A., Miller, B., & Swepton, J.** (1987). Factors affecting the retention and fit of gold castings. *J Prosthet Dent*, 57(4), 425-430.
- Masood, S., Rattanawong , W., & Iovenitti , P.** (2003). A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping. *J Mater Proce Tech*, 139, 110-116.
- May, K., Russell, M., Razzoog, M., & Lang, B.** (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent*, 80(4), 394-404.
- Mc Cabe, J., & Walls, A.** (1999). *Applied Dental Materials*. Malden, USA: Published by Blackwell Science Ltd.
- Mc Laren, E., & Terry , D.** (2002). CAM / CAD systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Compend Contin Educ Dent*, 23, 637-641.
- McLean, J.** (1979). *The Science And Art Of Dental Ceramics*. Vol I,. Berlin.: Quintessence Publishing Co. Inc., .
- McLea , J., & von Fraunhofer , J.** (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131, 107-11.
- Mehl, C., Harder , S., Byrne , A., & Kern , M.** (2013). Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int*, 44(1), 29-36.

- Mehra, M., & Vahidi, F.** (2014). Complete mouth implant rehabilitation with a zirconia ceramic system: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2014;112(1):1-4., 112(1), 1-4.
- Milan, F., Consani, S., Correr Sobrinho, L., Sinhoretí, M., Sousa-Neto, M., & Knowles, J.** (2004). Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns. *Braz Dent J*, 15(2), 127-132.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., & diğerleri.** (2009). CAM / CAD: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28, 44-56.
- Monaco, C., Baldissara, P., dall'Orologio, G., & Scotti, R.** (2001). Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. *International Journal of Prosthodontics*, 14, 81-86.
- Mormann, W.** (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;. *J Am Dent Assoc*, 137, 7-13.
- Mou, S. C.** (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*., 87, 248-255.
- Mously, HA., F. M.** (2014). Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAM / CAD technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent*, 112(2), 249-56
- Naert, I., Van der Donck, A., & Beckers, L.** (2005). Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *J Oral Rehabil*, 32(1), 51-57.
- Naghieh, S., R. A.** (2016). Fused deposition modeling and fabrication of a three-dimensional model in maxillofacial reconstruction. . *Regeneration, Reconstruction &*, 1(3), 139-144.
- Najeeb S, Z. M.** (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. . *J Prosthodont Res* , 60, 12-9.
- Nakamura, T., Dei, N., Kojima, T., & Wakabayashi, K.** (2003). Marginal and internal fit of Cerec 3 CAM / CAD all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 16(3), 244-248.
- Nam, j., & Tokutomi, H.** (2015). Using zirconia-based prosthesis in a complete-mouth reconstruction treatment for worn dentition with the altered vertical dimension of occlusion. *J Prosthet Dent*, 113(2), 81-5.
- Nawafleh, N., Mack, F., Evans, J., Mackay, J., & Hatamleh, M.** (2003). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*, 22(5), 419-428.
- Nayyar, N., Yilmaz, B., & Mc Glumphy, E.** (2013). Using digitally coded healing abutments and an intraoral scanner to fabricate implant-supported, cement-retained restorations. *J Prosthet Dent.*, 109(4), 210-5.
- Nedelcu, R., & Persson, A.** (2014). Scanning accuracy and precision in 4 intraoral scanners: an in vitro comparison based on 3-dimensional analysis. *J Prosthet Dent* , 112(6), 1461-71.
- Nesse, H., Ulstein, D., & Vaage.** (2015). Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent*, 114, 686-92.

- Ortorp, A., Jemt , T., Back , T., & Jalevik, T.** (2003). Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont*, 16, 194-200.
- Ortorp, A., Jonsson , D., Jonsson , D., Mouhsen, A., & diğerleri.** (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.
- Osakada, K., & Shiomi, M.** (2006;). Flexible manufacturing of metallic products by selective laser melting of powder. *Int J Mach Tools Manuf*, 46, 1188-1193.
- Ostlund, L. E.** (1985). Cavity design and mathematics: their effect on gaps at the margins of cast restorations. . *Oper Dent*., 10(4), 122-137.
- Otto, T., & de Nisco , S.** (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective study of Cerec CAM / CAD inlays and onleys. *Int J Prosthodont* , 15(2), 122-8.
- Ozyemişçi Cebeci, N., Hancı, H.** Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemiyle üretim, *Kastamonu Sağlık Akademisi*, 2018 3(1): 66-86
- Pagniano, R., Seghi , R., Rosenstiel , S., Wang , R., & Katsube, N.** (2005). The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexural strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 93(5), 459-66.
- Pardo, I.** (1982). A full cast restoration design offering superior marginal characteristics. *J Prosthet Dent*, 48, 539-554.
- Park, J., Kim , H., Kim , W., & Kim , J.** (2015). Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont*, 7, 122-8.
- Park, J., Yi , T., Koak , J., Kim , S., Park , E., & Heo , S.** (2014). Comparison of five-axis milling and rapid prototyping for implant surgical templates. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(2):374–83. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29(2), 374-83.
- Pascoe, D.** (1983). An evaluation of the marginal adaptation extracoronal restorations during cementation. *J Prosthet Dent*., 49, 657-662.
- Patzelt, S., Emmanouilidi , A., Stampf, S., Strub , J., & Att, W.** (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*, 18(6), 1687-94.
- Patzelt, S., Bishti , S., Stampf , S., & Att , W.** (2014). Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc* 2014;145(11):1133–40., 145(11), 1133-40.
- Pelekanos, S., Koumanou, M., Koutayas, S., Zinelis, S., & Eliades, G.** (2009). Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. *Eur J Esthet Dent*, 4, 278-92.
- Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., & Carossa, S.** (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *J Prosthet Dent*., 72(6), 585-590.
- Persson, A., Andersson, M., Oden , A., & Sandborgh-Englund, G.** (2008). Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAM / CAD technology. *Dent Mater*, 24, 1123–30.
- Pimenta, M., Frasca , L., Lopes, R., & Rivaldo, E.** (2015). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings

- using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent.*, 223-8, 114.
- Podhorsky, A., Rehmann , P., & Wostmann, B.** (2015). Tooth preparation for full-coverage restorations – a literature review. *Clin Oral Investig* 2015;19(5):959–68. *Clin Oral Investig*, 19(5), 959-68.
- Powers, J. S.** (2006). *Craig’s Restorative dental materials.* (12nd ed.). Mosby s:458.
- Preston, J., & Duret, F.** (1997). CAM / CAD in dentistry. *Oral Health*, 87(3), 17-20,23-4.
- Priest, G.** (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofacial surgery*, 2(22-32), 63.
- Pröbster, L., Geis-Gerstorfer, J., Kirchner , E., & Kanjantra, P.** (1997). In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*, 24(9), 636-45.
- 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(10), 1311-5.
- Quintas, A., Oliveira , F., & Bottino , M.** (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines,and luting agents :an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*, 92, 250-7.
- Rahme, H., Tehini , G., Adib , S., Ardo, A., & Rifai , K.** (2008). In vitro evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract*, 9, 25-32.
- Raigrodski, A.** (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-562.
- Rauscher, O.** (2014). Impressionless implant-supported restorations with Cerec 4.2. *Int J Comput Dent*, 17(2), 159-68.
- Reich, S., & Hornberger, H.** (2001). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 88(1), 44-9.
- Reich, S., & Schierz , O.** (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), 1765-1772.
- Reich, S. W.** (2005). Clinical fit of all- ceramic three unit fixed partial dentures,generated with three different CAM / CAD systems. *European Journal of Oral Sciences*, 113, 174-179.
- Reich, S., & Hornberger, H.** (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 44-49.
- Rekow, D.** (1987). Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *J Prosthet Dent* 1987;58(4):512–6. *J Prosthet Dent*, 58(4), 512-6.
- Rekow, E.** (2006). Dental CAM / CAD systems. *J Am Dent Assoc*, 137((Suppl)), 5S-6S.
- Rend, J., Harding , A., Bailey , C., Guillory , V., & Vandewalla, K.** (2015). Microtensile bond strength of lithium disilicate to zirconia with the CAD-on technique. *J Prosthodont*, 24(3), 188–93.

- Rengier, F., Mehndiratta , A., von Tengg-Kobligh , H., & diğerleri.** (2010). 3D printing based on imaging data: review of medical applications. *Int J Comp Assisted Radio Surg* 2010;5:335-341, 5:, 335-341.
- Rinke, S., Huls, A., & Jahn, L.** (1995). Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 8(4), 303-310.
- Ritzberger, C., Apel, E., Höland , W., Peschke , A., & Rheinberger , V.** (2010). Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies. *Materials*, 3(6), 3700-13.
- Roberts, HW., B. D.** (2009). Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont* , 18, 188-94.
- Rosenstiel, S., Land , M., & Fujimoto, J.** (2006.). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th ed. St. Louis:: Mosby Elsevier;
- Rudgle , M.** (2001). Rapid manufacturing - the revolution is beginning. *Proceedings of the Rapid*, 12, 441-4.
- Rudolph, H., Luthardt , R., & Walter , M.** (2007). Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAM / CAD technology. *Comput Biol Med*, 37, 5R79–87.
- Ruppin, J., Popovic , A., Strauss , M., Spüntrup , E., Steiner, A., & Stoll, C.** (2008). Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clin Oral Implants Res.*, 19(7), 709-16.
- Ruse, N., & Sadoun , M.** (2014). Resin-composite blocks for dental CAM / CAD appli-cations. *J Dent Res*, 93:1232-4.
- Sakaguchi, RL, P. J.** (2012.p.199-251). *Craig’s restorative dentalmaterials*.13th ed. . Philadelphia: Elsevier.
- Salmi, M., Paloheimo, K., Tuomi , J., Ingman , T., & Mäkitie, A.** (2013). A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *s. 10(84):20130203*.
- Sannino, G., Germano , F., Arcuri , L., Bigelli , E., Arcuri , C., & Barlattani, A.** (2014). *Cerec CAM / CAD Chairside System*. Oral Implantology (Rome)
- Santos, E., Osakada, M., & Laou , T.** (2006). Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Machine Tools & Manufacture*, 46(12-13), 1459-68.
- Santos, EC., S. M., Santos , E., Shiomi , M., Osakada , K., & Abe , F.** (2004). Microstructure and mechanical properties of pure titanium models fabricated by selective laser melting. *J Mechanical Engineering Sci*, 218(7), 711-9.
- Santos, D., Goiato , M., Sinhoreti, M., & diğerleri.** (2012). Influence of natural weathering on colour stability of materials used for facial prosthesis. *J Med Eng Tech.*, 36, 267-270.
- Satoh, K.** (1989). Experimental study on the influence of various dental luting cements on the crown elevation during cementation. *Shikwa Gakuho* , 89(9), 1317-1337.
- Schaefer, O., Kuepper, H., Thompson , G., Cachovan , G., Hefti , A., & Guentsch , A.** (2013). Effect of CNC-milling on the marginal and internal fit of dental ceramics: a pilot study. *Dent Mater*, 29, 851–8.



- Schaefer, O., W. D.** (2012). Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. . *Dent Mater* , 28, 320–6.
- Schmitter, M., & Seydler , B.** (2012). Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAM / CAD: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2012;107(2):71–4.
- Seghi, R., & Sorensen , J.** (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials,. *International Journal of Prosthodontics*, 8(3), 239-246.
- Seker, E., Ozcelik , T., Rathi , N., & Yilmaz , B.** (2016). Evaluation of marginal fit of CAD/ CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data. *J Prosthet Dent*, 115, 47-51.
- Serra-Prat, J., Cano-Batalla , J., Cabratosa-Termes , J., & diğerleri.** (2014). Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent*, 600-605, 112.
- Shahbazian, M., Wyatt , J., Willems , G., & diğerleri.** (2012). Clinical application of a stereolithographic tooth replica and surgical guide in tooth autotransplantation. *Virtu Physi Proto*, 7, 211-218.
- Shellabear, O.** (2004). DMLS-Development History and State of the Art. *Proceedings of the Fourth Laser Assisted Net Shape Engineering. LANE*; 1:393-404.
- Shillinburg, H., Hobo, S., Whitsett, L., Jacobi, R., & Brackett, S.** (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3.Baskı,. Chicago.: Quintessence Publishing Co Inc.
- Shokry, T., Attia, M., Mosleh , I., Elhosary , M., & Hamza , T.** (2010). Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 103, 45-52.
- Sim, C., & Ibbetson , R.** (1993). Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont*, 6(1), 36-42.
- Smith, D.** (1983). Dental cements. Current status and future prospects. *Dent Clin North Am.*, 27, 763-792.
- Solaberrieta, E., Mi'nguez , R., Barrenetxea , L., & Etxaniz, O.** (2013). Direct transfer of the position of digitized casts to a virtual articulator. *J Prosthet Dent*, 109(6), 411-4.
- Solaberriet, E., Mi'nguez , R., Barrenetxea , L., & Otegi , J.** (2015). Comparison of the accuracy of a 3-dimensional virtual method and the conventional method for transferring the maxillary cast to a virtual articulator. *J Prosthet Dent* 2015;113(3):1. *J Prosthet Dent* 2015;113(3):1, 113(3), 1.
- Solaberrieta, E., Minguez , R., Barrenetxea, L., & Sierra , E.** (2014). Computer-aided dental prostheses construction using reverse engineering. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 17(12), 1335-46.
- Solaberrieta, E., Otegi , J., Mi'nguez, R., & Etxaniz, O.** (2014). Improved digital transfer of the maxillary cast to a virtual articulator. . *J Prosthet Dent*, 112(4), 921-4.

- Song, T., Kwon, T., Yang, J., Han, J., Lee, J., & Kim, S.** (2013). Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAM / CAD systems. *J Adv Prosthodont*, 5, 219-25.
- Sorensen, J., & Torres, T.** (1992). In Ceram ceramic bridge technology. *Quint Dent Technol*, 15, 41-6.
- Sorensen, J., Kang, S., & Avera, S.** (1991). Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater* 1991;, 7(2), 118-23.
- Sorensen, J.** (1990). A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent.*, 64(1), 18-24.
- Sorensen, J. S.** (1992). Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two technique. *J Prosthet Dent.*, 67, 16-22.
- Sorensen, J., & Munksgaard, E.** (1995). Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements. *Eur J Oral Sci* 1995;103(3):186-9, 103(3), 86-9.
- Stappert, C., Denner, N., Gerds, T., & Strub, J.** (2005). Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J*, 199(12):. *Br Dent J.*, 199(12), 779-783; discussion 777.
- Strub, J., Rekow, E., & Witkowski, S.** (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-96., 137(9), 1289-96.
- Suansuwan, N., & Swain, M.** (1999). New approach for evaluating metal porcelain interfacial bonding. *Int J Prosthodont*, 12, 547-552.
- Suarez, M., Gonzalez de Villaumbrosia, P., Pradies, G., Lozana, & Lozano, J.** (2003). Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns. *Int J Prosthodont.*, 16(3), 229-232.
- Suffert, L., & Mahler, D.** (1955). Reproducibility of goldcastings made by present day casting technics. *JADA*, 1(1-6), 50.
- Sulaiman, F., Chai, J., Jameson, L., & Wozniak.** (1997). A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crown. *Int J Prosthodont.*, 10(5), 478-484.
- Suleiman, S., & Vult von Steyern, P.** (2013). Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand*, 71(5), 1280-1289.
- Sundar, M., Chikmagalur, S., & Pasha, F.** (2014). Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings—An in vitro study. *J Prosthodont Res.*, 58, 252–8.
- Sutherland, J., Loney, R., & Jarotskic, T.** (1996). Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent*, 75(5), 540-544.
- Syam WP, M. M.-A., Syam, W., Mannan, M., & Al-Ahmari, A.** (2011). Rapid prototyping and rapid manufacturing in medicine and dentistry. *Virt Phys Proto*, 6, 79-109.
- Syu, J., Byrne, G., Laub, L., & Land, M.** (1993). Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. *Int J Prosthodont.*, 6(1), 25-30.
- Takahashi, J., Kimura, H., Lautenschlager, E., Chern Lin, J., Moser, J., & Greener, E.** (1990). Casting pure titanium into commercial phosphate-bonded SiO<sub>2</sub> investment molds. *J Dent Res*, 69, 1800-5.

- Takahashi, T., & Gunne, J.** (2003). Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.*, 89(3), 256-260.
- Takaichi, A., Suyalatu, & Nakamoto, T.** (2013). Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater*, 21, 67-76.
- Tamac, E., Toksavul, S., & Toman, M.** (2014). Clinical marginal and internal adaptation of CAM / CAD milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 112, 909-913.
- Tapie, L., Lebon, N., Mawussi, B., Fron Chabouis, H., Duret, F., & Attal, J.** (2005). Understanding dental CAM / CAD for restorations –the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent*, 18(1), 21-44.
- Tariq, F., Alghazzawi, B., & MSMtE, M.** (2016). Advancements in CAM / CAD technology: Options. *Journal of prosthodontic research*, 72, 84.
- Taskonak, B., Mecholsky, J., & Anusavice, K.** (2005). Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, 26(16), 3235-41.
- Tian, X., Günster, J., Melcher, J., & diğerleri.** (2009). Process parameters analysis of direct laser sintering and post treatment of porcelain components using Taguchi's method. *J Eur Cera Soc*, 29, 1903-1915.
- Ting-Shu, S., & Jian, S.** (2015). Intraoral digital impression technique. *J Prosthodont*, 24(4), 313-21.
- Tinschert, J., N. G.** (2004). Status of current CAM / CAD technology in dental medicine. *Int Comput Dent*, 7(11), 25-45.
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann, H., & Anusavice.** (2001). Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAM / CAD system. *Oper Dent*, 26(4), 367-374.
- Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., & Anusavice, K.** (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J.Dent*, 28(7), 529-35.
- Tjan, A., & Fox, W.** (1989). Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 61(5), 527-531.
- Tjan, A., & Grant, B.** (1987). Marginal accuracy of temporary composite crowns. *J Prosthet Dent.*, 58, 417-420.
- Tolochko, N., Mozzharov, S., Yadroitsev, I., Laoui, T., Froyen, L., Titov, V., & diğerleri.** (2004). Balling processes during selective laser treatment of powders. *Rapid Prototyping J* 2004;10(2):78-87. *Rapid Prototyping J* 2004;10(2):78-87.
- Toman, M., Toksavul, S., Schmage, P., & Nergiz, İ.** (2009). Farklı basamak tipi ve tüm seramik sistemlerinin tüm seramik kronların marjinal uyumuna etkileri. *SÜ Dişhek Fak Derg.*, 7-12, 18.
- Torabi K, F. E.** (2015). Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics: a review of Literature. *J Dent (Shiraz)*, 16(1), 1-9.
- Torabi, M., Farjood, K., & Khaledi, A.** (2013). Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAM / CAD and Conventional Wax up Techniques. *J Dent (Shiraz)*, 14(3), 118-129.

- Tschernitsche , H., Borchers , L., & Guertsen , W.** (2005). Nonalloyed titanium as a bioinert metal-a review. *Quintessence Int*, 36, 523-30.
- Turbush SK, T. I.** (2012). Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 108, 181-188.
- Turner, N., Strong , R., & Gold , A.** (2014). A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *Rapid Proto J*, 20:, 192-204.
- Tysowsky, G.** (2009). The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dentistry Today*, 28 (3), 112-113.
- Ucar, Y., Akova , T., Akyil , M., & diğ erleri.** (2009). Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser laser
- Ural, Ç.** (2006). *Beş farklı seramik restorasyon yapım yönteminde marjinal uyumların in vitro olarak değerlendirilmesi.* (Doktora Tezi) Samsun.: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı.
- Usanmaz, G.** (2005). *Copy-Milling sistemiyle hazırlanmış üç üniteli iki farklı materyaldeki tam seramik köprülerin marjinal uyumlarının fırınlama aşamalarında karşılaştırılması.*(Doktora Tezi) Ankara: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Ushiwata , O., & Moraes, J.** (2003). Method for marginal measurements of restorations: Accessory device for toolmakers microscope. *J Prosthet Dent.*, 83, 362-366.
- Vaez, M., Seitz , H., & Yang, S.** (2012). A review on 3D micro-additive manufacturing technologies. *Int J Adv Manufac Tech*, 67, 1721-1754.
- Valderhaug, J., & Birkeland , J.** (1976). Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil*, 3:, 237-43.
- Valderhaug, J., & Heloe , L.** (1977). Oral hygiene in a group of supervised patients with fixed prostheses. *J Periodontol*, 48, 221-4.11.
- Valderhaug, J., Jokstadt , A., Ambjornsen , E., & Norheim, P.** (1997). Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. *J Dent*, 25, 97-105.
- Van Noort, R.** (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater*, 28(1), 3-12.
- Vojdani, M., Torabi, K., & Farjood, E.** (2013). Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAM / CAD and Conventional Wax up Techniques. *J Dent (Shiraz)*, 14(3), 118-129.
- Vollborn T, H. D., Vollborn , T., Habor, D., Pekam , F., Heger , S., Marotti , J., . . . ve diğ erleri.** (2014). Soft tissue-preserving computer-aided impression: a novel concept using ultrasonic 3D-scanning. *Int J Comput Dent*, 17(4), 277-96.
- Walter M, B. K.** (1994). Clinical performance of machined titanium restorations. . *J Dent* , 22, 346-8.
- Wang, R., & Fenton , A.** (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, 27, 401-8.

- Wang, X., Laoui , T., Bonse , J., Kruth , J., Lauwers , B., & Froyen, B.** (2002). Direct selective Laser Sintering of Hard Metal Powders: Experimental Study and Simulation. *Int J Adv Manuf Technol*, 19(5), 351-7.
- Wataha, J.** (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.*, 87, 351-63.
- Wataha, J., & Messer, R.** (2004). Casting alloys. *Dent Clin North Am*, 48(vii-viii), 499-512.
- Watson, J., & Hatamleh , M.** (2014). Complete integration of technology for improved reproduction of auricular prostheses. *J Prosthet Dent*, 111, 430-436.
- Weaver, J., Johnson, G., & Bales, D.** (1991). Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.*, 66, 747-753.
- Wegner, S. M., A.-H. A.** (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont.*, 16(6), 587-592.
- Wilde, F., Plail, M., Riese , C., & diğerleri.** (2012). Mandible reconstruction with patient-specific pre-bent reconstruction plates: comparison of a transfer key method to the standard method—results of an in vitro study. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 7, 57-63.
- Williams, R. B.** (2004). Technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent*, 91(1), 85-8.
- Wilson, A. J.** (1994). The relationship between preparation convergence and retention extracoronary retainers. *J. Prosthodont.*, 3, 74-78.
- Witkowski, S.** (2005). CAM / CAD in dental technology. *Quintessence Dent Technol*, 28, 169-84.
- Witkowski, S., Komine, F., & Gerds, T.** (2006). Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAM / CAD techniques. *J Prosthet Dent*, 96(1), 47-52.
- Wolfart, S. S.-H.** (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont*, 16(6), 587-592.
- Wu, L., Zhu , H., Gai, X., & diğerleri.** (2014). Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*, 111, 51-55.
- Xin, X., Chen , J., Xiang , N., & diğerleri.** (2014). Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted CoCr dental alloy after porcelain firing. *Dent Mater*, 30, 263-270.
- Xu, D., Xiang , N., & Wei , B.** (2014). The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 112, 1437-1440.
- Yamamoto, S., Kanazawa , M., Iwaki , M., Jokanovic , A., & Minakuchi, S.** (2014). Effects of offset values for artificial teeth positions in CAM / CAD complete denture. *Comput Biol Med*, 52, 1-7.
- Yang, J., & Lee, J.** (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.*, 90(5), 459-464.
- Yefang, Z., Hutmacher, D., Varawan , S., & diğerleri.** (2007). Comparison of human alveolar osteoblasts cultured on polymer-ceramic composite

- scaffolds and tissue culture plates. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 36, 137-145.
- Yeo, I., Lee, J., & Yang, J.** (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.*, 90(5), 459-464.
- Yilmaz, B.** (2015). Incorporating digital scans of diagnostic casts into computed tomography for virtual implant treatment planning. *J Prosthet Dent*, 114(2), 178-81.
- Zandparsa, R.** (2014). Digital imaging and fabrication. *Dent Clin North Am*, 58(1)(135-58), 2014.
- Zhang, B., Huang , Q., Gao , Y., & diğerleri.** (2012). Preliminary study on some properties of CoCr dental alloy formed by selective laser melting technique. *J Wuhan Univ Tech Mater Sci Edu*, 27, 665-668.
- Zhang, Y., Lee , J., Srikanth , R., & Lawn , B.** (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*, 29(12), 1201-8.
- Zimmermann, M., Mehl , A., & Reich , S.** (2013). New CAD/ CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comp Dent* 2013;16(2):173-81, 16(2), **173-81**.
- Zimmermann, M., Mehl , A., Mörmann, W., & Reich , S.** (2015). Intraoral scanning systems – a current overview. *Int J Comput Dent.*, 18(2),109-29.
- Żmudzki J., B. M.** (2017). CAM / CAD silicone auricular prosthesis with thermoformed stiffening insert. *Archives of Materials Science and Engineering*, 83(1), 30-35.
- Cahill, V.** (t.y.). A Short History and Current Development of UV-Curing for Ink Jet Printing. adres:<http://www.vcesolutions.com/papers-presentations/>
- Formlabs,** (t.y.).Desktop Stereolithography (SLA) 3D Printing. adres: <https://formlabs.com/3d-printers/>
- Nobelbiocare,** (t.y.).Our-Company/History-And-Innovation adres: <http://www.Nobelbiocare.com>
- Machinist., A.** (t.y.). The CAM / CAD hall of fame. adres: <http://www.americanmachinist.com>
- Sirona, F.** (t.y.). adres: <https://www.dentsplysirona.com/en/about-dentsply-sirona/history.html>
- Vita In-Ceram YZ for inLAB Brochure** (2019 Mart 12) [www.vitanorthamerica.com/datei.php?src=download/Support/Instructions-For-Use/Machinables/yz\\_instructions\\_1128e.pdf](http://www.vitanorthamerica.com/datei.php?src=download/Support/Instructions-For-Use/Machinables/yz_instructions_1128e.pdf)



## ÖZGEÇMİŞ

**Ad-Soyad** : Recep KARA

**Doğum Tarihi ve Yeri:** 01.08.1975 Tavşanlı / KÜTAHYA

**E-posta** : drecepkara@gmail.com

### ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 1998, İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi
- **Yükseklisans** : 2013, Fatih Üniversitesi, Sosyal Bilimler Enstitüsü,  
Siyaset Bilimi

### MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

1998-1999 İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı

1999-2001 Mardin Midyat Garnizon Komutanlığı reviri

2001-2002 Serbest dişhekimliği muayenehanesi

2002-2011 Tavşanlı Doç.Dr. Mustafa Kalemlı Devlet Hastanesi

2001- 2019 özel dişhekimi muayenehanesi

1998 Dişhekimliği Fakültesi 3. 'lük ödülü

2001 Kara Kuvvetleri Komutanlığı üstün hizmet takdirnamesi

