



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**SOFT METAL VE KONVANSİYONEL YÖNTEM İLE
HAZIRLANMIŞ TEK VE ÇOK ÜYELİ METAL ALTYAPILARIN;
MARJİNAL VE İÇ UYUMUNUN İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

Ferruh Semir SMAİL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mehmet Muzaffer ATEŞ

İSTANBUL -2021

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi : Ferruh Semir SMAİL
Tez Başlığı : Soft Metal ve KonvansiyoneYöntem İle Hazırlanmış
Tek ve Çok Üyeli Metal Altyapıların Marjinal ve İç Uyumunun
In Vitro Olarak İncelenmesi
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Unkapanı Yerleşkesi
Sınav Tarihi : 10.03.2021

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

<u>Danışman</u>	<u>Kurumu</u>	<u>İmza</u>
Prof.Dr. Mehmet Muzaffer ATEŞ	İstanbul Medipol Üniversitesi	

Sınav Jüri Üyeleri

Prof.Dr. Hanefi KURT	İstanbul Medipol Üniversitesi
Dr.Öğr.Üyesi Caner ATALAY	İstanbul Medipol Üniversitesi
Prof.Dr. Olcay ŞAKAR	İstanbul Üniversitesi
Prof.Dr. Fatma ÜNALAN	İstanbul Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun
...../...../ tarih ve/..... - sayılı kararı ile şekil
yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür Vekili

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Ferruh Semir Smail

TEŞEKKÜR

Doktora ve lisans eğitimim boyunca, insani ve ahlaki değerlerini hep örnek aldığım, yardımlarını bir an bile benden esirgemeyen, saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. M. Muzaffer ATEŞ 'e sonsuz teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunuyorum.

Doktora eğitimim boyunca klinik tecrübelerini benimle paylaşan, gelecekteki mesleki hayatımda da örnek almaktan büyük gurur ve onur duyacağım kıymetli hocalarım Prof. Dr. Hanefi KURT, Doç. Dr. Haluk Barış KARA, Doç. Dr. Umut ÇAKAN ve Dr. Öğr. Gör. Gülsüm CEYLAN'a, sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Doktora eğitimim süresince birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm çalışma arkadaşlarıma anlayışları ve yardımları için sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Doktora eğitimim boyunca her anımı paylaşan ve hep destek olan sevgili eşim Dt. Sevda Miray SOYDAŞ ' a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Her anımda yanımda olan, bugünlere gelmemde emekleri olan, Sevgili annem Hülya İSMAİLOĞLU ve Değerli babam, Üzeyir İSMAİLOĞLU'na, sevgili kardeşim Dyt. Ayda SMAİL'e tüm kalbimle teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	i
BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	vii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
TABLolar LİSTESİ.....	x
1.ÖZET.....	1
2. ABSTRACT	2
3.GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Diş Hekimliğinde Metallerin Tarihçesi.....	5
4.2. Diş Hekimliğinde Metallerin Tanımı	6
4.3. Metallerin Sınıflandırılması	6
4.4. Metallerin Yapısı ve Kimyasal Özellikleri	7
4.5. Diş Hekimliğinde Metal Alaşımlar ile İlgili Kullanılan Terimler.....	8
4.6. Metal Alaşımların Sınıflandırılması.....	9
4.7.Metal Alaşımların Gruplandırılması	12
4.7.1. Soy metal alaşımlar	13
4.7.1.1. Altın-platin-paladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları	13
4.7.1.2. Altın-paladyum-gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımları	13
4.7.1.3. Altın-Paladyum (Au-Pd) alaşımları	13
4.7.1.4. Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) alaşımları	14
4.7.1.5.Yüksek Paladyum alaşımları.....	14
4.7.1.6.Paladyum-Gümüş-Altın (Pd-Ag-Au) alaşımları	15
4.7.2.Soy olmayan (Baz) metal alaşımları	15
4.7.2.1. Nikel – Krom alaşımları.....	15
4.7.2.2. Kobalt-Krom alaşımları	16

4.7.3. Titanyum ve titanyum alaşımları	16
4.8. Metal Alaşımlarının Fiziksel Özellikleri.....	19
4.8.1. Oksit formasyonu	20
4.8.2. Akma dayanımı (Yield Strength)	20
4.8.3. Elastisite nodülü	20
4.8.4. Reziliens	20
4.8.5. Yatırılabilirlik.....	21
4.8.6. Lekelenme ve korozyona direnç	21
4.8.7. Döküm hassasiyeti	21
4.8.8. Isısal genleşme katsayısı	22
4.8.9. Isı Altında zamana bağlı deformasyon direnci (Creep Resistance)	22
4.8.10. Sertlik	23
4.9. Metal Destekli Seramik Kuron ve Köprü Restorasyonlarının Altyapılarının Üretim Yöntemleri	23
4.9.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği (Döküm Tekniği)	24
4.9.2. Maşetsiz revetman tekniği.....	26
4.9.3. CAD/CAM sistemi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing).....	29
4.9.4. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Yöntemleri	30
4.9.4.1. Subtraktif üretim	30
4.9.4.2. Aditif üretim.....	31
4.9.4.2.1. Stereolitografi (Stereolithography Apparatus – SLA)	34
4.9.4.2.2. Lamine obje üretim tekniği (Laminated Object Manufacturing – LOM).....	36
4.9.4.2.3. Selektif lazer sinterleme (Selective Laser Sintering – SLS)	35
4.9.4.2.4. Selektif lazer eritme (Selective Laser Melting – SLM)	38
4.9.4.2.5. Eritilmiş malzeme yığıma (Fused Deposition Modeling – FDM)	39
4.9.4.2.6. Selektif elektron ışını eritmesi (Selective Electron Beam Melting SEBM).....	41
4.9.4.2.7. Multi-Jet katılaştırma (Multi-Jet Solidification – 3DP)	42

4.9.5. Hibrit Üretim.....	43
4.9.6 Soft Metaller.....	44
4.10. Protetik Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumu	44
4.10.1. Marjinal ve internal uyumu etkileyen faktörler	46
4.10.2.Uyumun ölçülmesinde kullanılan yöntemler	46
4.10.2.1. Mikrofotografi veya ışık mikroskobu ile uyumun değerlendirilmesi ...	47
4.10.2.2. Silikon replika ile uyumun değerlendirilmesi	47
4.10.2.3 Kesit alma yöntemi ile uyumun değerlendirilmesi	48
4.10.2.4 Silikon ağırlığının ölçülmesi ile uyumun değerlendirilmesi	48
4.10.2.5. 3D ölçüm teknolojisi ile uyumun değerlendirilmesi	49
4.10.2.6 Micro-CT teknolojisi ile uyumun değerlendirilmesi.....	49
5.METOT VE MATERYAL	50
5.1. Metal Alt Yapıların üretilmesi	57
5.1.1.Döküm.....	58
5.1.2.Selektif lazer sinterleme	59
5.1.3. Soft metal bloklar	60
5.1.4.Silikon örneklerin elde edilmesi.....	62
5.2. İstatistiksel Yöntem.....	64
6.BULGULAR	65
7.TARTIŞMA	72
8.SONUÇ.....	77
KAYNAKLAR.....	79

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

3DP	:Multi-Jet katılaştırma
ADA	:Amerikan Dişhekimleri Birliği
Al	:Alüminyum
CJP	:Renkli Jet Baskı
CAD/CAM	:Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
DMLS	:Doğrudan metal lazer sinterleme
EBM	:Elektron Işını Erime
FDM	:Fused deposition modeling
IJP	:Mürekkep Püskürtmeli 3D baskı
LOM	:Lamine Malzeme Üretimi
MJP	:Multi-Jet-Printing
PJP	:Polyjet 3D baskı
SEBM	:Selektif elektron ışını ergitmesi
SLA	:Stereolitografi
SLM	:Selektif lazer ergitme
SLS	:Selektif lazer sinterleme
UV	:Ultraviyole
Ag	:Gümüş
Au	:Altın
B	:Boron
Be	:Berilyum
Co	:Kobalt
Cr	:Krom
Cu	:Bakır
Fe	:Demir
Ga	:Galyum

In	:İndiyum
Ir	:İridyum
Mn	:Mangan
Mo	:Molibden
Ni	:Nikel
Pd	:Paladyum
Pt	:Platin
Ru	:Rutenyum
Si	:Silisyum
Sn	:Kalay
Ti	:Titanyum
Zn	:Çinko

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 4.9.1. Stereolitografi Üretim Metodu (83).....	36
Şekil 4.9.2. Selektif Lazer Sinterleme Üretim Metodu (83).....	38
Şekil 4.9.3. FDM üretim metodu	42
Şekil 4.9.4. 3D-P Üretim Tekniği (82).....	43
Şekil 4.9.5. Holmes tarafından geliştirilen terminoloji (111)	45
Şekil 5.1. Ana model.....	50
Şekil 5.2. Kesim öncesi indekslerin alınması.....	51
Şekil 5.3. Periodontal sond yardımıyla kesim miktarının ölçülmesi	51
Şekil 5.4. Bego Paraskop freze cihazı.....	52
Şekil 5.5. Trios 43 Shape (Kopenhak, Danimarka) ile tarama yapılarak paralellik ve basamakların genişliklerinin ölçülmesi.....	53
Şekil 5.6. Ana modelin Dentalwings 3Series (Montreal, Kanada) tarayıcı ile beraber STL (standard tessellation language – STL) formatında elde edilmesi	54
Şekil 5.7. CAD programı yardımıyla alt yapıların üretimi	55
Şekil 5.1.1. Mum bloklar.....	58
Resim 5.1.2. EOSINT M 270 (EOS GmbH, Münih, Almanya) cihazı.....	59
Resim 5.1.3. Zahntech 3D (Dentindex, İstanbul, Türkiye) cihazında CASTCO 45 98x12 blokların kazınması	60
Resim 5.1.4. Sinter M&F firmı	61
Resim 5.1.5. Bukkolingual yönde iki eşit parçaya bölünmüş silikon replika örnekleri...63	
Resim 5.1.6. universal scale şablonu görüntüsü	63
Şekil 6.1. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait ortalama ve s. sapma grafiği (Tablo 2).....	70
Şekil 6.2. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait ortalama ve s. sapma grafiği (Tablo 4).....	71
Şekil 6.3. Marjinal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait ortalama ve s. sapma grafiği (Tablo 6).....	71

TABLolar LİSTESİ

Tablo 4.6.1. Diş hekimliğinde kullanılan metaller.....	10
Tablo 4.6.2. ADA sınıflandırmasına göre soy metaller	11
Tablo 4.6.3. Soyluluk oranlarına göre soy metaller	11
Tablo 4.6.4. Alaşımların sınıflandırılması	12
Tablo 4.10.1. Protetik restorasyonların uyumunu etkileyen faktörler	46
Tablo 6.1. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait İki yönlü varyans analizi sonucu	65
Tablo 6.2. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	66
Tablo 6.3. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait Üç yönlü varyans analizi sonucu	66
Tablo 6.4. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	68
Tablo 6.5. Marjinal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait İki yönlü varyans analizi sonucu	68
Tablo 6.6. Marjinal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ...	69

1.ÖZET

SOFT METAL VE KONVANSİYONEL YÖNTEM İLE HAZIRLANMIŞ TEK VE ÇOK ÜYELİ METAL ALTYAPILARIN; MARJİNAL VE İÇ UYUMUNUN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) tekniği, 1980'lerden beri seramik restorasyonları üretmek için kullanılmıştır. Bununla birlikte, hava kabarcıkları ve ölçü malzemelerinin deforme olması (büzülme veya genleşme gibi), protezin uyumunu etkileyerek alçı dökümün oluşturduğu problemlerin de önüne geçilmiştir. Marjinal ve iç uyumun belirlenmesi protezin uyumunu değerlendirmek için önemli bir ölçümdür. Sabit protezlerde marjinal ve iç uyumun başarısından altyapılar sorumludur. Çalışmamızın amacı konvansiyonel yöntemle elde edilmiş metal altyapılar , bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) tekniği ile elde edilen soft metal altyapıların marjinal ve iç uyumunun karşılaştırılması , metal altyapı üye sayısının değişmesi ile birlikte bu metal alt yapıların marjinal ve iç uyumundaki değişimlerin karşılaştırılmasıdır. Araştırmamızdan elde edilen sonuçlara göre üye sayısı arttıkça marjinal ve iç uyumda değişimler meydana gelmektedir, üye sayısı arttıkça restorasyonların uyumları azalmaktadır. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre, kıyaslanılan tüm metal üretim teknikleri, restorasyon üye sayısı gözetmeksizin, klinik olarak kabul edilebilir değerlere sahiptir.

Anahtar Kelimeler: alt yapı, internal uyum, marjinal uyum ,metal, sabit protez, soft metal

2. ABSTRACT

IN VITRO ANALYSIS OF THE MARGINAL AND INTERNAL FIT OF SINGLE AND MULTI- UNIT METAL FRAMEWORKS BY USING SOFT METALS AND CONVENTIONAL METHOD

Computer aided design and computer aided manufacture (CAD/CAM) techniques have been using for producing ceramic restorations since 1980. At the same time, this procedure avoid the problems of plaster cast because of air bubbles and deformation of the impression material (contraction and expansion) which affect the adaptation of the prosthesis. Consideration of marginal and inner adaptation is an important measurement for the prosthesis' adaptation. Substructures are responsible for the success of marginal and inner adaptation in fixed dental prosthesis. The purpose of this study is comparing conventionally designed metal substructures' and computer aided design and computer aided manufacture (CAD/CAM) designed soft metal substructures' marginal and inner adaptation and comparing the change in marginal and inner adaptation with the change in number of metal substructure unit. According to the results obtained from our research, as the number of members increases, changes occur in marginal and internal fit. As the number of members increases, the fit of restorations decreases. According to the results obtained in our study, all compared metal production techniques have clinically acceptable values regardless of the number of restoration members.

Keywords: framework, internal fit, marginal fit ,metal, FDP, soft metal

3.GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliği stomatognatik sistemi koruyarak hastanın estetik, fonetik ve fonksiyonel gereksinimlerinin karşılanması ve hastalıklara karşı bağışıklık oluşturulmasını sağlayan bir ilim sanatıdır (1).

Protetik diş tedavilerinin çalışma alanı olan diş kayıpları, kronik bir tıbbi hastalıklara benzemektedir. Hipertansiyon ve diyabet gibi, geri dönüşü olmayan bir rahatsızlık olup mutlaka takip edilmesi gerekmektedir. Diş kayıpları hastanın hayat standartlarını düşüren ve yaşam kalitesini etkileyen önemli faktörlerdendir. Dişsizlik hali oral dokuların yapısını, hastanın çiğneme fonksiyonu ve estetiğini de olumsuz yönde etkilemektedir. Diş kayıplarından sonra oluşan diş hareketleri, karşıt dişlerde oluşan supraoklüzyon, diş çürükleri, gingival sulkustaki olumsuz değişimler ve fonksiyonsuz kalan kemiklerin rezorpsiyona uğraması ve atrofik hale gelmesi diş kaybı olan bireylerde en sık görülen semptomlardır (2).

Güncel protetik diş tedavilerinde kullanılan metal altyapı ile destekli sabit restorasyonlar, fiziksel özelliklerinin diğer altyapı materyallerine göre üstün olması ve kabul edilebilir maliyetleri nedeniyle sıkça tercih edilen bir tedavi yöntemidir (3). Yapılan araştırmalar sonucunda metal altyapıların uzun süre kullanıldığı klinik vakalarda elde edilen sonuçların kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir (4).

Metal altyapı ile destekli protezlerde marjinal uyum ve iç uyumun kabul edilebilir olması, restorasyonun klinik başarısını direkt olarak artırmaktadır. Uyumun yeterli olmadığı restorasyonlarda dental plak birikimi meydana gelmekte, bağlantıyı sağlayan siman çözülmekte ve mikro sızıntılar meydana gelmektedir. Bu durum sonucunda destek dişler periodontal olarak hasar görür, klinik ataçman kaybı yaşanır ve kemik kayıpları gerçekleşir (5,6).

Metal destekli restorasyonlarda marjinal ve internal uyumu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörleri ortadan kaldırmak için bilişim ve bilgisayar teknolojilerinin geliştirilmesi ile birlikte CAD/CAM sistemlerinin kullanımı artmıştır. CAD/CAM sistemi

konvansiyonel yöntemlere göre daha iyi sonuçlar vermek üzere tasarlanan bir sistemdir (7,8). Günümüzde CAD/CAM sistemi ile üretilen metal altyapılar lazer sinterleme yolu ile elde edilen metaller ve freze cihazlarında kazınabilir metaller olarak bilinmektedir.

In vitro araştırmamızda, tek ve çok üyeli olarak hazırlanan farklı üretim teknikleriyle hazırlanan metal altyapıların marjinal ve iç uyumları karşılaştırılacaktır. Elde edilen sonuçlara göre klinik çalışmalarda başarıyı artırmak için hangi sistemin daha verimli olacağı değerlendirilecektir.

Çalışmanın hipotezi soft metal bloklar kullanılarak hazırlanan metal altyapıların marjinal ve iç uyumunun, konvansiyonel döküm ve lazer sinterleme ile elde edilen metal altyapıların marjinal ve iç uyumundan daha üstün olmasıdır.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Diş Hekimliğinde Metallerin Tarihçesi

Diş hekimliğinde metaller kayıp diş dokularının yerine konulmasında kullanılmaktadır. İlk olarak altın küçük parçalar halinde elle basınç uygulanarak ve ağız ısısında dental restoratif materyal olarak kullanılmıştır. Ancak bu dönemlerde kullanılan saf metaller kron ve köprüler için uygun sertlikte olmadığından fiziksel özelliklerin iyileştirilmesi amacıyla metaller ve ametal alaşımları oluşturulmaya başlanmıştır (9).

Diş hekimliğinde 20. yüzyılda dental protetik materyallerde birçok değişiklikler olmuştur. Bu değişikliklerin estetiğe, performansa ve ekonomiye bağlı sebepleri vardır. Ekonomik olarak aynı fonksiyonel özelliklere sahip metalden farklı, ancak düşük maliyetli materyal arayışlarına eski materyallere göre daha performanslı, kolay uygulanabilen, kırılmaya karşı daha dayanıklı, daha translusent ve estetik özelliklere sahip materyallerin arayışları da eklenmiştir. 1905-1907 yıllarında altın kullanılarak inley, onley, kron, sabit bölümlü protezler ve hareketli bölümlü protezler yapılmaktaydı. 1930'lu yıllardan itibaren krom-kobalt (Cr-Co) ve krom-nikel (Cr-Ni) alaşımları da kullanılmaya başlanmıştır. Başlangıçta ucuzluğu, ağırlığının az oluşu ve dayanıklılığı nedeniyle tercih edilmiştir. Baz metaller ilk başlarda hareketli bölümlü protezlerde kullanılıyor olmasına rağmen üzerlerinde pek fazla araştırma yapılmamıştır. 1970'li yıllarda değerli alaşımların fiyatları çok fazla artınca değersiz alaşımlar üzerine yapılan araştırmalar artmaya başlamıştır. Doğal olarak bu dönemde Cr-Co ve Cr-Ni diğer alaşımlara tam olarak alternatif olmaya başlamışlardır.

Tüm döküm alaşımları biyolojik olarak uyumlu, uzun kullanım dönemleri boyunca fonksiyonu ve sağlığını devam ettirebilir olmalıdır. Diş hekimliğinde kullanılan döküm alaşımları ağız sıvılarına dayanıklı olmalı, korozyona uğramamalı, ağız ortamına zararlı ürünlerin salınımına neden olmamalı, alerjik olmamalı, estetik, döküm sırasında erime sıcaklığı kullanılan rövetman ve fırınlara uygun, dayanıklı ve ekonomik olarak uygun olmalıdır (9,10,11).

4.2. Diş Hekimliğinde Metallerin Tanımı

Metaller ve alaşımlar diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılır. Çelik alaşımları, el aletleri ve ortodonti telleri elde etmede, krom içerikli metaller ise altyapı ve protez kaidelerinde, civa ise amalgam dolgu maddesinde kullanılmaktadır. Sabit protetik restorasyonlarda ise metaller hem alt yapı materyali hemde tam metal kron yapımında kullanılmaktadır. Günümüzde genellikle alt yapı malzemesi olarak porselen yapı ile beraber kullanılmaktadır.

Bu tarz metal alt yapı alaşımlarının özellikleri:

- İyi dökülebilirlik özelliğine sahip olması,
- Çiğneme basınçlarını karşılayacak dirençte olması,
- Yüksek dirençte mekanik özellikler taşıması,
- Ağız ortamında korozyona karşı dirençli ve biyolojik olarak uyumlu olması,
- Porselenle kuvvetli bir bağ oluşturması,
- Isısal genleşme katsayılarının porselenle uyumlu olması,
- Ergime derecesinin porselenin fırınlama ısısından en az 150°C fazla olması,
- Porselende renklenmeye neden olan metal ve oksitleri içermemesidir (12,13).

4.3. Metallerin Sınıflandırılması

Yirminci yüzyıldaki gelişmelerle beraber protetik alandaki materyal gelişimi de hızlanmıştır. Yeni gelişmeyi yönlendiren temel faktörlerden birincisi ekonomi (maddi olarak daha ucuza ürün maliyeti), ikincisi fonksiyon (yeni malzemelerde, metalin işleme yöntemlerinde, arzu edilen bir şekilde eski sistemlerden daha iyi fonksiyon ve fiziksel özellikler gösteren metaller) ve üçüncüsü estetik (yeni tekniklerle daha iyi bir estetik sonuç elde edilmesi) olarak belirtilmiştir (10).

Metal ve alaşımların, yaygın kullanılması, 1900'lü yılların başlangıcında bugün halen kullanılmakta olan döküm yönteminin tanımlanmasıyla başlamıştır. Kullanılan ilk metal ise saf metal olan altındır. Daha sonra saf metallerin yetersiz fiziksel özellikleri

nedeniyle, birçok metalin bir araya gelmesiyle oluşan alaşımlar kullanılmaya başlamıştır. Zaman içinde yaşanan ekonomik zorluklar nedeniyle altın alaşımları yerini daha ucuza mal olan krom-kobalt alaşımlarına bırakmıştır (14).

Hastaların zamanla artan estetik beklentileri nedeniyle gelişen seramik sistemlerinin bu alaşımlarla olan bağlantısını güçlendirmek için çalışmalara başlanmıştır. Bağlantının artması için düşük oranda temel metaller eklenmiş, bu ekleme işlemi sayesinde porselenle metal arasında kuvvetli bir bağ oluşup, ince bir oksit tabakası meydana gelmiştir. Hatta gelişmelerin ilerlemesiyle beraber bu amaç için soy metal içermeyen, temel metal alaşımları da geliştirilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan metaller çeşitli özelliklerine göre farklı sınıflandırılmalara tabi tutulurlar. Bunlardan en sık kullanılan ve günümüzde kabul edilen 1984 yılında Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) tarafından, kıymetli metallerin içeriğine dayalı olarak oluşturulan sınıflandırmadır (15).

Alaşımları bu sınıflama altında, birleşimleri, yapıya katılan metallerin etkileri, fiziksel özellikleri ve kullanım alanları incelenmektedir. Alt başlıklar ise, yüksek soy metal alaşımları, soy metal alaşımları ve temel metal alaşımları olarak sınıflandırılır (16). Soy olmayan metaller ise baz metal olarak sınıflandırılır (15).

Soy metaller ağız içindeki sıvılar ve bakteriyel yüklerin oluşturduğu zorlu şartlara rağmen yüksek bir direnç gösterir. Periyodik tabloda yedi adet soy metal bulunmaktadır. Bunlar altın (Au), paladyum (Pd), platin (Pt), iridyum (Ir), rodyum (Rh), rutenyum (Ru) ve osmiyumdur (Os). Fakat söz konusu metallerden sadece üç tanesi (Au, Pd, Pt) majör element olarak metal alaşımlarda kullanılmaktadır. Bazı metalürji uzmanları gümüş elementini de “soy metal” adı altında sınıflandırsalar da; oral kavite içerisinde korozyona eğilimli olması nedeniyle diş hekimliğinde soy metal olarak kabul görmemektedir.

4.4. Metallerin Yapısı ve Kimyasal Özellikleri

Protetik tedavilerde altyapı olarak kullanılan erimiş metal ve alaşımlar, soğutulurken kristalizasyon tipi bir reaksiyon gösterir, bu reaksiyon materyalin kristal odaklarından başlar. Kristal odaklarından yayılan dendiritler aracılığı ile büyürler ve tüm

denditik kristaller birbirleri ile temas edinceye kadar devam eder. Her oluşan kristale gren denir ve birbiri ile temas eden iki gren arasındaki alan gren sınırı olarak adlandırılır.

Grenlerin boyu katılaşma sırasındaki kristalin odaklarının yani çekirdek yapının sayı ve yerlerine bağlıdır. Katılaşma, çekirdeklerden her yöne doğru çapı gittikçe artan bir küre şeklinde büyüme olarak düşünülebilir. Bu küreler birbirleri ile karşılaşınca belirli yerlerde düzleşir, ancak her grenin küresel olarak kalma isteği devam etmekte olduğundan grenler her yönde aynı çapa sahip olur. Böyle grene eşit eksenli denir. Dental dökümlerin genelde eşit eksenli gren yapısına sahip olması beklenir.

Metallerde kübik, triklinik, tetragonal, ortorombik, hekzagonal ve monoklinik şeklinde görülebilinecek 6 farklı kristal sistemi vardır. Bunlar metalin mekanik özelliklerindeki değişimlere bağlı olarak değişmektedir.

Alaşımlar iki veya daha fazla metalin mümkün olan her konsantrasyondaki birleşmesinden oluşan bir sistem olarak tanımlanmaktadır. Saf metallere göre konsantrasyonları ve belirli fiziksel özellikleri daha komplike hale gelir. Örneğin, saf metallerde belirli bir erime noktası vardır fakat alaşımlarda ise belirli bir erime aralığı vardır. Metal alaşımlarının temel amacı, alaşımın dayanıklılığını artırmaktır. Diş hekimliğinde ve özellikle yoğun olarak protetik tedavilerde kullanılan metaller bu nedenle alaşım şeklinde kullanılmaktadır.

4.5. Diş Hekimliğinde Metal Alaşımlar ile İğili Kullanılan Terimler

Soy Metaller: Korozyon, oksidasyon ve paslanmaya dirençli metallerdir. Diş hekimliğinde altın ve platin grubunda olan platin (Pt), paladyum (Pd), rutenyum (Ru), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve rutenyum (Ru) olmaka üzere kullanılan 7 asil metal bulunmaktadır.

Soy olmayan: Asil olmayan(soy olmayan) metaller okside olabilirler, asil olmayan metal terimi çoğunlukla ‘kıymetsiz’ veya ‘baz’ metal terimleriyle eř anlamlı olarak kullanılmaktadır.

Kıymetli: Az bulunan ve ticari olarak elde edilmeleri maddi açıdan pahalı olan metaller için kullanılan bir terimdir. Diş hekimliğinde altın, gümüş, platin, berilyum,

galyum ve indiyum gibi altı metal kıymetli metal grubundadır. Görüldüğü gibi tüm asil metaller kıymetliyken tüm kıymetli metaller asil değildir.

Kıymetsiz: Kolay bulunan ve ticari olarak elde edilmeleri maddi açıdan ucuz olan metaller için kullanılan bir terimdir.

Baz metal: Asil olmayan ve kıymetsiz metallerin bir başka tanımıdır. Diş hekimliği literatüründe de aynı anlamda kullanılır. Diş hekimliğinde nikel, krom, kobalt ve alüminyum gibi metaller baz metal sınıfına girer (17).

4.6. Metal Alaşımların Sınıflandırılması

Soy metallerin en önemli özelliği ağız kaviteyonunun içinde korozyona karşı yüksek bir direnç göstermeleridir. Baz metaller ise alaşımlara eklenerek, metalin dayanıklılığı, esnekliği ve aşınma direncini arttırlar (9).

Metal destekli seramik restorasyonlar, iyi klinik başarıya ve estetiğe sahip olmaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde çok çeşitli metal-seramik sistemleri geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Metal-porselen kombinasyonunda porselenin yüksek ısıda pişirilmesi, kullanılan alaşımın daha yüksek ergime dereceli elementlerden seçilmesini gerektirir. Metal alaşımların mekanik özelliklerini artırmak ve porselenle uygun bir bağ oluşturmalarını sağlamak amacıyla alaşımlara indiyum, kalay, berilyum, krom, demir, nikel, molibden ve oksit gibi modifiye edici elementler eklenir (18). Diş hekimliğinde metaller, soy metaller (noble metals) ve baz metaller (non-noble metals) olmak üzere iki temel gruba ayrılmaktadır (9).

Tablo 4.6.1. Diş hekimliğinde kullanılan metaller

<i>Soy metaller</i>	<i>Baz metaller</i>
Altın (Au)	Titanyum (Ti)
Paladyum (Pd)	Nikel (Ni)
Platin (Pt)	Kobalt (Co)
Iridyum (Ir)	Gümüş (Ag)
Rodyum (Rh)	Bakır (Cu)
Rutenyum (Ru)	Molibden (Mo)
Osmiyum (Os)	Kalay (Sn)
	Tungsten/volfram (W)
	Galyum (Ga)
	İndiyum (In)
	Çinko (Zn)

Soy metallere Au, Pd ve Pt alaşımlara majör element olarak katılır. Diğer soy metaller ise metal alaşımlara minör elementler olarak eklenir ve alaşımlara çeşitli özellikler katar. Baz metallere ise CO, Ni ve Ti elementleri majör olarak alaşımlara katılır. Diğerleri ise minör oranda alaşımlara katılır (Tablo 4.6.2).

Kullanım amaçlarına göre soy metaller 4 gruba ayrılmaktadır. Bu 4 grup aşağıda belirtilmiştir:

1. Döküm restorasyon alaşımları
2. Metal-seramik sistemlerinde kullanılan alaşımlar
3. Hareketli bölümlü protez alaşımları
4. Akma dayanımı ve süneklik yüzdesine göre (19).

Tablo 4.6.2. ADA sınıflandırmasına göre soy metaller

ADA sınıflandırması	Sertlik	Klinik Kullanımı	Akma Dayanımı(MPa)	Uzama (Sünme) (%)
Ada Tip 1	Yumuşak	Düşük stres, okluzyon dışı , inley	< 140 MPa	18
Ada Tip 2	Orta	Ortalama stres, hafif bir oklüzal temas, inley ve onley	140-200 MPa	18
Ada Tip 3	Sert	Yüksek stresli, full oklüzal temas, kronlarda veya kısa köprülerde	201-340	12
Ada Tip 4	Ekstra Sert	Çok yüksek stresli, ince vanner kronlar , uzun köprüler, hareketli bölümlü protezler	>340 MPa	10

Tablo 4.6.3. Soyluluk oranlarına göre soy metaller (20)

Sınıf	Birleşim
Yüksek soy metal alaşımları	Altın içeriği \geq %40 Soy metal içeriği \geq %60
Soy metal alaşımları	Soy metal içeriği \geq %25
Temel metal alaşımları	Soy metal içeriği 0 veya \geq %25

Soyluluk oranına göre yapılan sınıflandırma rutin olarak kullanılan sınıflandırmadır. Soy metal içeriği (*wt %*) % 60 ve üzeri ve altın içeriği (*wt %*) % 40 ve üzeri olan alaşımlar “yüksek soy” (*high noble*), soy metal içeriği (*wt %*) % 25 ve üzeri olan alaşımlar “soy” (*noble*), % 25’den az olan alaşımlar ise “ağırlıklı olarak baz metal” (*predominantly base-metal*) olarak sınıflandırılmaktadırlar.

Tablo 4.6.4. Alaşımaların sınıflandırılması (21)

Alaşımaların Sınıfı	İçeriği
Yük Soy Alaşımalar	Soy metal içeriği \geq %60 (altın ve platin grubu ve altın \geq %40)
Titanyum ve Titanyum Alaşımaları	Titanyum \geq %85
Soy Alaşımalar	Soy metal içeriği \geq %25 (altın ve platin grubu)
Baz Alaşımalar	Soy metal içeriği \leq %25 (altın ve platin grubu)

Mc Lean ise, metal-seramik restorasyonlarında kullanılan metal alaşımalarını aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (12):

A- Soy Metal Alaşımalar:

- I. Yüksek oranda altın içerenler: Altın – Platin- Paladyum alaşımaları, Altın- Platin- Tantalum alaşımaları (%84 Au- %7-9 Pt- %4-6 Ta, %1-3 Ag)
- II. Düşük oranda altın içeren alaşımalar: Altın - Paladyum- Gümüş alaşımaları (%50 Au- %30 Pa- %12 Ag- %8 In+Sn)
- III. Altın içermeyen alaşımalar: Paladyum – Gümüş alaşımaları (%60 Pa - %38 Ag – %2 In+Sn)

B- Soy Olmayan Metal Alaşımalar:

- I. Nikel- Krom alaşımaları (Ni - Cr)
- II. Kobalt- Krom alaşımaları (Co - Cr)

4.7.Metal Alaşımaların Gruplandırılması

Metal alaşımalar kabaca üç ana başlık etrafında toplanır. Bunlar (22);

1. Soy Metal Alaşımalar

- a. Altın-platin-paladyum (*Au-Pt-Pd*) alaşımaları
- b. Altın-paladyum-gümüş (*Au-Pd-Ag*) alaşımaları
- c. Altın-paladyum (Au-Pd) alaşımaları

- d. Paladyum-gümüş (Pd-Ag) alaşımları
- e. Yüksek paladyum alaşımları
- f. Paladyum-gümüş-altın (*Pd-Ag-Au*) alaşımları

2. Baz Metal Alaşımlar

- a. Nikel-krom alaşımları
- b. Kobalt-krom alaşımları

3. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

4.7.1. Soy metal alaşımlar

4.7.1.1. Altın-platin-paladyum (*Au-Pt-Pd*) alaşımları

Düşük sarkma direncine sahip olan Au-Pt-Pd olan alaşımlar genellikle endikasyon alanı tek kron ve en fazla 3 üyeli sabit protezler olarak sınıflandırılmıştır (22). Bu alaşımlarda eğilme ve akma direnci ideal sınırların dışında kalması nedeniyle 3 üyeli den fazla köprü tasarımlarında uyumsuzluk göstermektedir. Avantajları ise porselen bağlantısının iyi olması, korozyona karşı direncidir. Au-Pt-Pd alaşımları ilk üretilen alaşımlardır, fakat olumsuz özellikleri nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır (9,23).

4.7.1.2. Altın-paladyum-gümüş (*Au-Pd-Ag*) alaşımları

Bu alaşımlar yüksek gümüş içerikli ve düşük gümüş içerikli olmak üzere 2 başlık altında incelenmektedir. *Au-Pd-Ag* alaşımların en önemli dezavantajı yapılarında gümüş ihtiva etmelerinden ötürü porselenin rengini değiştirme/bozma potansiyeline sahip olmalarıdır. Yapısına katılan rutenyum sayesinde marjinal uyumu ve korozyona direnci yüksektir (22,24).

4.7.1.3. Altın-Paladyum (*Au-Pd*) alaşımları

Gümüş eklemesiyle alaşımların yapısal özelliklerindeki problemleri ortadan kaldırmak için altın-paladyum alaşımları oluşturulmuştur. Dezavantajı ise termal genleşme katsayılarının porselen ile uyumlu olmamasıdır (9,25).

4.7.1.4. Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) alaşımları

Bu alaşımlar, daha ekonomik bir alaşım arayışının sonucunda ortaya çıkan altın içermeyen ilk metal seramik alaşımlardır. 1947 yılında Amerika Birleşik Devletlerinde piyasaya sürülmüştür. Yapısında %60 Pa, %38 Ag ve % 2 oranında In-Sn vardır. Kalay ve indiyum ilavesi ile alaşım sertliği artırılıp seramik bağlantısı için gerekli oksit tabakasının oluşması sağlanmıştır. Tüm soy metal alaşımları arasında en uygun elastik modülüsüne sahip alaşımlardır. Porselen bağlantısı kabul edilebilir oranda yüksektir (26).

Yüksek direnci ve elastik katsayısı nedeniyle uzun köprülerde kullanılabilir ve altın içeriği olmadığı için ucuzdur. Dezavantajı ise dökümünün zor olması, gümüş nedeniyle renklemeler oluşması ve paladyum oranının alaşımda gaz problemi yaratmasıdır (27).

Alaşımların genel özelliği olarak yüzeyde oluşan modüller yapı mekanik retansiyonu sağlar, fakat bu modüller bu alaşımlarda oksit içermeyen yüzey gibi davranıp, gümüş iyonlarının evaporasyonuna aracılık etmişlerdir. Yapılan araştırmalar sonucunda ise gümüş iyonlarının porselen yüzeyinden porselenin iç yapısına diffüze olduğu belirlenmiştir (28).

4.7.1.5. Yüksek Paladyum alaşımları

Maliyetleri yüksek olan bu tip alaşımlar üç başlık altında toplanır.

Paladyum-Bakır Alaşımları: Bu alaşımlar %70-80 oranında paladyum, %15 kadar bakır ve % 9 civarında galyum içerirler. Bakır, genellikle metal porselen restorasyonlarda kullanılan alaşımların içerisinde yer alan bir metal değildir. Bunun da nedeni altın bazlı alaşımların içerisinde yer aldığı metal-porselen bağlantısını olumsuz yönde etkilemesidir. Yüksek oranda paladyum içeren alaşımların içerisinde kullanıldıklarında ise bu olumsuz etkinin ortadan kalktığı görülmüştür. Bu alaşımlar yüksek sertlik derecelerine sahip olmalarına rağmen çalışma özellikleri tahmin edilenden çok daha iyidir (29).

Paladyum-Kobalt Alaşımları: Paladyum – kobalt (Pd-Co) alaşımların %88 oranında paladyum ve % 4-5 oranında kobalt içerir. Bu alaşımların en buyk avantajı termal genleşme katsayısının yüksek olması ve bunun bazı porselenlerle çok uyumlu olmasıdır. En önemli dezavantajı ise çok koyu bir oksit tabakası oluşturduğu için opak ile maskelenmesinin oldukça zor olmasıdır. Ayrıca Pd-Co alaşımlarının porselen bağlantı kuvveti, Pd-Cu alaşımlarına göre daha düşüktür (22, 30).

Paladyum-Galyum Alaşımları: Bu alaşımların piyasaya sürülmüş son hali paladyum-galyum-gümüş alaşımlarıdır. Bu alaşımlarda %80-85 oranında paladyum, %6.3-10 oranında galyum ve %1.2-5 oranında ise gümüş bulunmaktadır.

4.7.1.6. Paladyum-Gümüş-Altın (Pd-Ag-Au) alaşımları

Altın - Platin - Paladyum alaşımlarında görülen olumsuzlukları ortadan kaldırmak için piyasaya sürülmüştür. İki alt grupta incelenir; bunlar yüksek gümüş ve düşük oranda gümüş içeriğine göre sınıflandırılır. Gümüşün Porseleni renklendirmesinden kaynaklı çok tercih edilmez (27).

4.7.2. Soy olmayan (Baz) metal alaşımları

Sabit protezlerde en sık kullanılan alt yapı materyalleridir. En sık nikel-krom, nikel alerjisi olan bireylerde genellikle krom-kobalt alaşımları daha sık tercih edilir.

4.7.2.1. Nikel – Krom alaşımları

Birleşiminde oğunlukla %70-80 Ni, %15 Cr bulunur. Metal destekli porselen restorasyonlarında günümüzde sıkça kullanılan alt yapı materyalidir (25).

Avantajları:

- Yüksek elastiklik katsayısı
- Seramik ile kuvvetli bağlantı kurabilir.
- Ucuzdur.

Dezavantajları:

- Hassas döküm elde etmek zordur.

- Kuron kenarları pürüzlü olabilir.
- Kalın oksit tabakası seramik bağlantısında olumsuzluğa ve seramikte renklenmeye sebep olabilir.
- Sertliği nedeniyle tesvisyesi zordur.
- İçeriğindeki nikel, alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilir (25).

4.7.2.2. Kobalt-Krom alaşımları

Birleşiminde % 65 Co, % 26 Cr, % 9 Ni bulunur. Bunlardan başka molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementler de eser miktarda bulunur. Kobalt alaşıma sertlik ve kuvvet katarken, Kromun işlevi ise, alaşımı korozyona dirençli hale getirmektir. Yüzeyde açığa çıkan krom hızla okside olark pasif ince bir oksit tabakası oluşturur. Bu oksit tabakası iç tabakaları korozyona karşı korur. Çoğunlukla iskelet protezlerinde kullanılır. Erime derecesi 1300 °C'dir. Nikel-Krom alaşımlarının sahip olduğu avantaj ve dezavantajlar kobalt-krom alaşımları içinde geçerlidir. Nikel-krom ve krom-kobalt alaşımlarının erime dereceleri 1200-1500 derecedir. Bu değer erime derecesi 950 derece olan altın alaşımına göre oldukça yüksektir. Bu nedenle kıymetsiz alaşımlarda erime için oksijen asetilen alevi veya elektrikli indüksiyon fırını gereklidir. İndüksiyon kontrollü erime sağladığı için daha sık tercih edilir (31).

4.7.3. Titanyum ve titanyum alaşımları

Dental implantlarda kullanılan saf titanyumun, başarılı bulunmasının ardından titanyum alaşımlarının tam metaller, metal destekli seramik protezler ve iskelet bölümlü protezler gibi diğer diş hekimliği sahalarında kullanılabileceği fikri ortaya atılmıştır (32). Isıl işlemlerin uygulanmasıyla dört tip alaşım ortaya çıkmıştır. Bunlar alfa, alfaya yakın, alfa-beta ve beta'dır. Diş hekimliğinde en çok kullanılan titanyum alaşımı ise titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımıdır. *Ti-6Al-4V* alaşımı saf titanyuma oranla daha dayanıklıdır. Ancak bileşimi içerisindeki alüminyum ve vanadyumun yavaşça salınımı, biyouyumluluk açısından problemlere yol açabileceğinden söz konusu alaşımının kullanılması önerilmemektedir. Titanyum üzerine porselen veneerleme yapılabilmektedir.

Fakat metal ile porselen arasında bir takım bağlayıcı ajan kullanımı gerekmektedir (33,34).

Bahsedilen sınıflandırmalarda kullanılan metallerin alaşımlara kattıkları özellikler birbirlerinden farklıdır:

Alüminyum (Al): Nikel alaşımlarının erime derecesini düşürmek için kullanılır. Aynı zamanda sertleştirici etki gösterirken oksit oluşumunu etkiler. Kobalt-krom alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında asitlenebilme özelliği sayesinde mikromekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olur (11).

Altın (Au): Korozyona direnç sağlar, kararmayı engeller ve az da olsa alaşımın erime derecesini attırır. Alaşımın manipülasyonunu artırırken yoğunluğunu da arttırdığı için buna bağlı olarak maliyeti de yükseltir. Metale tercih edilen sarı rengi verir fakat alaşıma paladyum veya gümüş de ilave edilmişse bu renk elde edilemez (11).

Berilyum (Be): Erime derecesini düşürür, dökülebilirliği artırır, cilalanabilirliği kolaylaştırır, sertliği artırır ve oksit oluşumunu kontrol edici etki gösterir. Nikel- krom alaşımlarıyla birlikte kullanıldığında asitlenebildiği için mikro mekanik tutuculuk sağlanmasına yardımcı olur. Bu olumlu özelliklerine rağmen teknisyen ve hasta için oluşturduğu potansiyel sağlık riskleri yüzünden kullanımı oldukça azalmıştır (11).

Bakır (Cu): Alaşımın sertliğini ve dayanıklılığını artırırken erime derecesini düşürür. Soy alaşımların içine ilave edilerek seramik bağlantısı için gerekli olan yüzeydeki oksit tabakasının oluşmasını sağlar (11).

Boron (B): Deokside edici ve sertliği artırıcı etki gösterir. Yüzey gerilimini azaltarak dökülebilirliği artırır (11).

Çinko (Zn): Alaşımın erime derecesini düşürür ve deokside edici etkisi vardır ayrıca dökülebilirliğini artırır (11).

Demir (Fe): Bazı altın içerikli alaşımlara ilave edilerek sertliği artırıcı ve oksit oluşturucu etki gösterir (11).

Galyum (Ga): Gümüş içermeyen alaşımlara gümüş eksikliğine bağlı olarak düşen termal genleşme katsayısını arttırmak için ilave edilir (11).

Gümüş (Ag): Alaşımın ergime derecesini düşürür, akıcılığını artırır, altın ve paladyum alaşımlarının termal genleşme katsayısının kontrolünü sağlar. Bazı seramiklerle birlikte kullanıldığında seramikte sarı, kahverengi veya yeşil renkleşmeye sebep olabilir. Oksijeni emme eğilimi vardır, bu da döküm sırasında porozite oluşmasına sebep olabilir. Bunu engellemek için alaşımın içine çinko ve indiyum ilave edilir. Sülfür varlığında korozyona ve kararmaya uğrar (11).

İndiyum (In): Altın içerikli alaşımlara ilave edilir. Alaşımın erime derecesini ve yoğunluğunu azaltırken akışkanlığı ve direnci artırır. Yüzeyde seramikle bağlantıyı sağlayan oksit tabakası oluşturur. Gümüş içeren alaşımlara ilave edildiğinde kararmayı önleyici etki gösterir (11).

İridyum (Ir): Altın ve paladyum içerikli alaşımların içine ilave edilerek grenleri düzgünleştirerek mekanik özelliklerini artırır. Ayrıca kararmayı önleyici etkisi vardır (11).

Kalay (Sn): Alaşımın erime derecesini düşürürken sertliğini artırır. Altın ve paladyum alaşımlarında seramik adezyonu için gerekli oksit tabakasının oluşumunda en önemli rolü oynar (11).

Kobalt (Co): Nikel bazlı alaşımlara alternatif oluşturur fakat işlenmesi daha zordur. Paladyum içeren alaşımların içine termal genleşme katsayısını arttırması için ilave edilir (11).

Krom (Cr): Sertliği arttırıcı ve korozyon önleyici etki gösterir (11).

Mangan (Mn): Nikel ve kobalt içerikli alaşımlara ilave edilerek sertliği artırır (11).

Molibden (Mo): Korozyona direnci artırır, oksit oluşumunu sağlar ve nikel esaslı alaşımlarda termal genleşme katsayısını ayarlamak için kullanılır (11).

Nikel (Ni): Metal-seramik sistemlerde yaygın bir şekilde kullanılmasının sebebi termal genleşme katsayısının altına yakın olması ve korozyona karşı olan direncidir. Dezavantajı ise nikel alerjisi olan bireylerde toksik etki göstermesidir (11).

Paladyum (Pd): Altın alaşımlarına ilave edilerek dayanıklılığı, sertliği, bükülme direncini, korozyona ve kararmaya karşı direnci artırır. Ayrıca erime derecesini yükseltir. Çok güçlü bir beyazlatıcı etkisi vardır. %10 oranında ilavesi bile alaşımı paladyumun rengine çevirir. Altın alaşımlarında yoğunluğu azaltarak maliyeti düşürür (11).

Platin (Pt): Altın alaşımlarının dayanıklılığı, erime derecesi, sertliği ile korozyon, kararma ve bükülme direncini artırır. Alaşımın rengini beyaza çevirir ve soy olmayan alaşımlara ilave edildiğinde yoğunluğu artırır (11).

Rutenyum (Ru): İridyuma benzer şekilde altın ve paladyum içerikli alaşımların içine ilave edildiğinde grenleri düzgünleştirerek mekanik özellikleri artırır. Ayrıca kararmayı önleyici etkisi vardır (11).

Silisyum (Si): Alaşım içindeki diğer metallerin oksidasyonunu engeller ayrıca sertliği arttırıcı etkisi vardır (11).

Titanyum (Ti): Alüminyum ve berilyum gibi erime derecesini düşürmek dökülebilirliği arttırmak için kullanılır. Sertliği arttırıcı ve yüksek ısılarda oksidasyonu önleyici etkisi de vardır (11).

4.8.Metal Alaşımlarının Fiziksel Özellikleri

Metal alaşımlarda başarıyı elde etmek için metal alaşımların birleşimi uygun bir seçilmelidir. Metalin klinik başarısını etkileyen özellikler; Oksit formasyonu, akma dayanımı, elastisite modülü, reziliens, yatırılabirlik, lekelenme ve korozyona direnç, döküm hassasiyeti, ısıl genleşme katsayısı, ısı altında zamana bağlı deformasyon direnci (creep resistance), sertliktir.

4.8.1.Oksit formasyonu

Metal yüzeyinde oluşan ince oksit film tabakası, kullanılan metal alışıının içeriği, uygulanan döküm tekniği ve uygulanan aksitleme işlemine göre değişiklik gösterir. Oluşan oksit tabakası ince olmalı porselen için uygun şartlarda olmalı ve çevre dokulara toksik etkiye bulunmaması gereklidir (12). Soy metal alaşımlarda, indiyum, çinko, demir ve kalay gibi metaller alaşımlara eklenerek oksit tabaka oluştururlar (35,36).

4.8.2.Akma dayanımı (Yield Strength)

Materyallerde doğru orantılı olarak artan elastik deformasyonunun son bulduğu kalıcı deformasyonun başladığı stres olarak adlandırılır. Bu değer ve daha üst değerler materyalde kalıcı deformasyonlara sebep olur (9,10). Akma Dayanımı aynı zamanda materyaller hakkında verilen özelliklerde, materyalin kalıcı deformasyona uğramaksızın dayanabildiği mekanik stres miktarını belirler (9,10).

4.8.3.Elastisite modülü

Elastisite modülü, birim alana uygulanan gerilim kuvveti karşısında materyalin gösterdiği elastik deformasyon miktarı olarak tanımlanır.

Elastisite modülü, materyalin elastik deformasyona direncini yani rijiditesini veya katılığını (stiffness) belirler. Elastisite modülü uzun köprü restorasyonlarında alt yapı olarak kullanılan alaşımların, yeterli rijiditeyi sağlamasıyla beraber porselen üzerine gelen stresleri azaltır. Fakat gereğinden yüksek elastisite modülü ise soğuma sırasında porselende çatlakların oluşmasına sebep olabilir. Elastisite modülünün çok düşük olması ise deformasyona sebep olur ve döküm hassasiyeti kaybolmuş olur (27).

4.8.4.Reziliens

Reziliens, materyalin kalıcı yani plastik deformasyona uğramadan mekanik enerjiyi emme kapasitesi olarak tanımlanır. Materyal reziliens değerinin üzerindeki enerjilerde kalıcı deformasyona uğrar (10). Metal destekli porselen restorasyonlarında kullanılan metal alt yapı alaşımlarının reziliens modülünün yüksek olması beklenir böylelikle kırılabilir yapıda olan porseleni destekleyici bir alt yapı oluştururlar (10).

4.8.5.Yatırılabilirlik

Yatırılabilirlik (Burnishing) yapılan metal destekli restorasyonun, marjinal bölgelerdeki metal kısmının uygun bir metal alet yardımı ile bastırılarak uyumlandırılmasına yatırılabilirlik denir. Bir metalin yatırılabilirliğinin uygun olması, metalin elastisite modülü, uzama yüzdesi ve yield strength değerlerine bağlıdır. Böylelikle yüksek çekilebilirlik ve düşük akma dayanıklılığı değerine sahip metaller burnishing işlemi için uygun metallerdir (10).

4.8.6.Lekelenme ve korozyona direnç

Lekenme ve alaşımın korozyona olan direnci diş hekimliğinde kullanılan her metalde bulunması gereken bir özelliktir. Lekenme ve korozyona direnci materyalin biyolojik uyumu ile doğrudan orantılıdır (10). Lekenme ve korozyon gösteren alaşımlar direkt olarak alerjik reaksiyonlara sebep olabilmektedir. Ayrıca metal alaşımların okside olması sonucunda alt yapı rengi etkilenir böylelikle porselenin rengindedeki değişim olur (10).

4.8.7.Döküm hassasiyeti

Protezin başarısındaki en önemli kriterlerden biride uyumun yüksek olmasıdır. Kronal uyumun yüksek olduğu bir protez ağızda kalma süresi artar. Protezin uyumunun en önemli sorumlusu ise sabit protezlerde altyapıdır. Restorasyonun uyumunun başarısız olduğu durumlarda bakteri plağının artmasına yol açar bu nedenle çürük ve periodontal hastalıklara temel oluşturulmuş olur (37).

Yapılan klinik çalışmalarla beraber kronun uyumu ile ilgili bir çok çalışma yapılmıştır. 1966 yılında yapılan bir çalışmaya göre klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklık 39 *J.Lm'* dür (38). Fakat gelişen tespit yöntemleri ile yapılan çalışmalara göre ise kabul edilen marjinal uyum 150 mm ve daha az olan marjinal açıklıklardır (37,39).

Uyumu etkileyen bir çok faktör vardır. bunlardan en önemli faktör, metalin sıvı halden katı hale geçerken gösterdiği büzülmeden kaynaklıdır (10). bu nedenle bu faktörü elemine etmek için yapılan çalışmalarda fosfat bağlı revetmanların soy olmayan metallerin alaşımlarının dökümü üzerindeki genleşme katsayıları daha başarılı

bulunmuştur. Bu nedenle güncel dökümlerde fosfat bağlı revetmanlar kullanılarak uyumun artması hedeflenmiştir (40).

4.8.8. Isısal genleşme katsayısı

Maddeler genel olarak ısıtıldıklarında boy ve hacimlerinde artış görülür. Buna ısısal genleşme denir. Bir materyalin 1 derece ısı değişimi sonucunda birim uzunlukta gösterdiği boyut değişikliğine doğrusal ısısal genleşme katsayısı denir (9,10).

Porselen, metal ve oksitlerin ısısal genleşme katsayılarındaki farklar nedeni ile metal-porselen arayüzünde meydana gelen stresler, soğuma işlevinin süresine ve şekline bağlı oluşurlar. Mc Lean, metal destekli restorasyonlarda kullanılan seramiklerin daha fazla alkali içerdikleri için daha yüksek ısısal genleşme katsayısına sahip olduklarını bildirmiştir. Metal ve porselenin ısısal genleşme katsayısına etki eden faktörler; kompozisyonları, yükselen ısı derecelerinde görülen kompozisyon değişiklikleri ve metal porselen sistemine uygulanan ısının zamana bağlı değişim değeridir. Metal destekli porselen bir restorasyon, değişik fiziksel özelliklere sahip materyallerin ısı işlemleri sonucunda birbirlerine bağlanmaları ile oluşan kompleks bir sistemdir (41).

4.8.9. Isı Altında zamana bağlı deformasyon direnci (Creep Resistance)

Creep terimi, sabit stres altında materyalin zamana bağlı gösterdiği kalıcı yer değiştirmeyi ifade eder. Creep oluşumuna en dayanıklı materyaller seramikler, creep oluşumunun en kolay gerçekleştiği materyaller ise polimerlerdir. Metaller ise polimerler kadar fazla olmamakla birlikte creep oluşumuna yatkın yapıdadırlar. Bir metal ergime derecesine yakın bir ısıda tutulduğunda ve sabit bir kuvvet uygulandığında oluşan deformasyon, zamana bağlı olarak artar. Sonuçta oluşan zamana bağlı kalıcı (plastik) deformasyona creep adı verilir. Tamamı ile katılmış bir materyalin sabit stres altında zamana bağlı gösterdiği deformasyon, statik creep; değişken stres altında zamana bağlı gösterdiği deformasyon ise dinamik creep olarak tanımlanır (10).

Metal destekli hazırlanan alt yapı metallerinde creep oluşumu iki nedene bağlı olarak gelişir. Bunlardan biri yüksek fırınlama derecelerine maruz kalan metal lat yapı üzerine etki eden yer çekimi kuvveti nedeniyle oluşan creep, bir diğeri ise alaşım ile

porselen yapı arasında oluşan ısıl büzülme farklarından kaynaklı streslere bağlı olarak metalde creep oluşur, ısıl büzülme farkının fazla olması metalde creep özelliğinin aktive olmasıyla gerçekleşir (32).

4.8.10. Sertlik

Sertlik, bir materyale sert bir cismin nüfus etme miktarı ile ölçülür. Bu özellik genellikle sertlik değeri ile ölçülür. Düşük değerler yumuşak metalleri, yüksek değerler ise sert metalleri belirler (42).

Metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan metallerin sert olmaları, laboratuvar işlemlerini zorlaştıracığı için restorasyonun klinik başarısını etkiler. Buna rağmen, özellikle ince bölümlerde ve uzun köprü protezlerinde kullanım açısından metalin sert olması avantaj teşkil eder. Daha yumuşak olan yüksek altın içerikli alaşımların aşındırma ve polisaj işlemlerinin kolaylıkla gerçekleştirilebilmesine rağmen, bu alaşımların uzun köprü protezlerinde güvenle kullanılmaları söz konusu değildir (12).

Vickers, Knoop, Brinell ve Rockwell sertlik testleri materyallerin sertliklerinin belirlenmesinde en çok kullanılan sertlik testleridir. Sertlik genellikle malzemenin çizilmelere karşı direncini göstermede kullanılır. Co/Cr alaşımları kolay kolay çizilemezler ve sertlik değerleri diğer materyallere oranla daha üstün kabul edilir. Böylelikle bu materyalin mekanik yollarla cilalanmasının güç olduğunun yorumunu yapabiliriz. Abrasiv aşınmadaki yıpranma sürecinde gözlemlenen materyale gelen zararlardan, çizilmeleride kapsadığı için sertlik aynı zamanda materyallerin abrazyona karşı gösterdiği direncinde göstergesidir (42).

4.9. Metal Destekli Seramik Kuron ve Köprü Restorasyonlarının Altyapılarının Üretim Yöntemleri

Protetik tedavilerde kullanılan metaller ilk olarak 1907 yılına kadar estempaj tekniği ile metallerin şekillenmesi ve yüzeye mekanik olarak uyumlandırma esasına dayalı üretilmiştir (43). Metal destekli seramik kuron ve köprü restorasyonların metal altyapısının elde edilmesinde konvansiyonel mum uçurma tekniği, CAD/CAM metal frezeleme tekniği ve lazer sinterleme olmak üzere 3 ayrı teknik kullanılmaktadır.

4.9.1. Konvansiyonel mum uçurma tekniği (Döküm Tekniği)

Diş hekimliğinde 19. yüzyılın ilk çeyreğinde kullanılmaya başlamıştır. Konvansiyonel döküm olarakda tanımlanan bu yöntem eski çağlardan beri metal modeller veya materyaller üretiminde kullanılmaktadır, işlem mum modeli hazırlanan şablonun, eritilmesi ile oluşur. İlk olarak diş hekimliğinde döküm 1907 yılında Dr. Taggart tarafından gerçekleştirilmiştir (13).

Günümüzde metal alt yapıların üretiminde halen sıklıkla kullanılan kayıp mum tekniği, geleneksel üretim yöntemlerinden biridir, rutinde en çok kullanılan metal şekillendirme yöntemidir. Diğer döküm tekniklerine göre detayları daha iyi kaydettiğinden ve düşük maliyetli olduğundan daha çok tercih edilmektedir. Bu teknikle döküm alaşım elde edebilmek için, öncelikle dişlerde preparasyon yapılarak ölçü alınmakta, laboratuvarda alçı model hazırlanmasını takiben, mum örnekler hazırlanmaktadır. Elde edilen mum örnek, manşete taşınarak, revetmana alınmakta ve döküm işlemi gerçekleştirilmekte, elde edilen örnek çıkarılarak temizlenmekte, tesviye ve polisajı yapılmaktadır. Bu teknikte hazırlanan mum şablon eriyerek oluşturduğu boşluğa kanallar sayesinde erimiş metal dökülür ve mumun erimesiyle oluşan boşluğu metal doldurur (11, 44).

Başarılı bir döküm için son derece hassas çalışılmalıdır, dökümün başarılı olması aynı zamanda metal altyapının başarısınıda direkt olarak etkilemektedir. Başarılı yapılan metal altyapılı restorasyonların aynı zamanda marjinal uyumuda kabul edilebilir olur. Fakat yapılan dökümlerde hem hekimin hemde teknisyenden kaynaklanan hatalar ve materyallerin uygun döküm yapılamamasından kaynaklı birçok faktör nedeniyle, bu dezavantajları ortadan kaldırmak için alternatif yeni yöntemler araştırılmaya başlamıştır.

İdeal Döküm için gerekli olan şartlar aşağıda belirtilmiştir:

- Döküm için optimal ısı ve teknik koşulların yerine getirilmesi gereklidir.
- Mum örnek manşete doğru bir konumda yerleştirilmeli
- Döküm örnekler sıkıca kalıp materyali tarafından örtülür ve revetmana alınırken herhangi bir deformasyona uğramadan şekli muhafaza edilmelidir.

- Mum uçurulması sonrası oluşacak boşluk kadar erimiş metal kullanılmalıdır. Erimiş metalin miktarı ne eksik ne de fazla olmamalıdır.
- Tijin konumu, uzunluğu ve genişliği ideal koşullarda olmalıdır.
- Eriyen metal döküm boşluğuna en sıcak halinde hızlı bir şekilde ulaşmalıdır.
- Manşet ve revetmanın ısıları kullanıcı firmanın gösterdiği koşullara uygun olarak sıcaklıklarda muhafaza edilmelidir.
- Her döküm için mutlaka yeni ve katkısız döküm alaşımı kullanılmalıdır.
- Döküm işleminde kullanılan tüm ısı kaynakları ve cihazlar mutlaka üretici firmanın önerdiği koşullarda çalıştırılmalı ve verimlilik yönünden mutlaka tavsiye edilen zaman periyotlarında kalibre edilmelidir (45).

Döküm kanalları

Döküm kanalı materyalin dizaynı döküm restorasyonun tipine, metal alaşımın çeşidine ve döküm makinasına göre farklılık gösterir (13). Döküm kanalları materyali mumdan, plastikten veya metalden olabilir. Genellikle döküm işlemlerinde döküm kanalları mumdan hazırlanır, mum modelaj ile aynı oranda erirler ve erimiş mum örneğin kolayca çıkması sağlanır. Molar dişler ve metal seramik restorasyonlar için 2,5 mm çapında tij materyali, premolar ve çoğu parsiyel kuron restorasyon için 2 mm çapında döküm kanalı materyali tercih edilir. Döküm kanalı materyalinin mum modelaj ile bağlantı noktası, eriyik halindeki metalin revetman içindeki tüm boşluklara rahatça akabilmesini sağlayacak şekilde olmalıdır. Döküm kanalı materyalinin bağlantı yeri için çoğunlukla dişlerin non-fonksiyonel tüberkülleri tercih edilir (13).

Döküm esnasında türbülansı en aza indirebilmek için tij materyalinin bağlantı yeri dikkatlice yuvarlatılmış olmalıdır. Santrifüj döküm tekniğinde, mum modelaj ile döküm kanal mumunun bağlantı bölgesi dar olmamalıdır aksi halde dökümde porozite riski oluşur. Mum modelaj ile döküm kanal mumunun bağlantı bölgesi fazla kalın olduğunda ise bu bölgede metalin soğuması daha geç olur ve dökümün iç yüzeyinde porozite meydana gelir. Küçük modelajlara döküm kanal mumunun uygulanması esnasında

yardımcı döküm kanal mumlarının kullanımı tavsiye edilmektedir. Bu yardımcı döküm kanal mumları, döküm esnasında oluşan gazların çıkışına imkan tanır (13).

Döküm konisi

Genellikle lastikten üretilen döküm konileri döküm manşetine revetmana alma işleminde taban görevi görür. Dökümde kullanılan kanal mumları, döküm konisine bağlanır.

Manşet ve astar

Manşetler, dökümlerin alındığı revetmanların çevresini sararak, hacimsel olarak distorsiyona uğramasını engeller, genleşme ve sertleşmeyi sınırlarlar. Astar materyali ise manşet içerisinde sıkıştırılabilir olması nedeniyle tercih edilir. Dikkat edilmesi gereken en önemli husus, mum modelaj ne kadar manşetin merkezine konumlandırılırsa o derece dökümün başarı oranı artacaktır (13).

4.9.2. Manşetsiz revetman tekniği

Yüksek ısılarda eriyen alaşımlarda sıkça kullanılmaya başlayan bu yöntem, yüksek dirençli fosfat bağlı revetmantların kullanımı ile beraber sıkça tercih edilen bir yöntem olmuştur.

Revetmanlar bağlayıcı çeşitlerine göre;

1. Alçı bağlı revetman (Altın alaşımlarının dökümünde kullanılır.)
2. Fosfat bağlı revetman (Metal-Seramik restorasyonlardaki altyapılarda kullanılır.)
3. Silika bağlı revetman (Hareketli bölümlü protezlerde kullanılır.) olarak 3 e ayrılmaktadır (13).

Alçı bağlı revetmanlar: Sadece altın ve altın alaşımlarında kullanılır. 700 derecenin üzerinde ısıtılamazlar. Bunun nedeni bu derecenin yüksek ısılarda stabil değildir ve alaşımda sülfid kontaminasyonu riski yaratacağından metal seramik alaşımların dökümünde uygun değildir.

Fostat bağlı revetmanlar: Metal destekli porselenlerin altyapılarında, birçok palladium ve baz metal alaşımlarda güvenle kullanılır. Yüksek ısılara rahatlıkla dayanabilen bir revetmandır. (850-1100 derece) İçeriğinde refrakter maddeler, magnezyumoksit ve amonyumdioksit fosfat bulunur. Sertleşme ve hidroskopik genişmesi fazladır.

ADA'ya göre iki tiptir. Bunlar;

Tip 1: İnley, kuron ve diğer sabit restorasyonlarda kullanılır.

Tip 2: Hareketli bölümlü protez ve diğer döküm restorasyonlar için kullanılır (13).

Silika bağlı fosfatlar: Yüksek derece eriyebilen hareketli bölümlü protez metal alaşımlarının dökümünde kullanılır. Bağlayıcı madde olan silika, 2 ayrı şişede silikat eriği ve hidroklorik asit eriği halinde bulunur, toz bu sıvı ile karıştırılır, silika grenleri ne kadar küçükse revetmanın sertleşme ve higroskopik genişmesi daha çok olur.

İdeal revetmanın özellikleri aşağıda belirtilmiştir:

1. Kontrol edilebilir genişmeye sahip olmalı
2. Düzgün yüzey özelliklerine sahip dökümler üretebilmeli
3. Yüksek ısı dereceli dökümlerde kimyasal olarak stabil olmalı
4. Döküm kuvvetlerine karşı yeterli derecede dirençli olmalı
5. Gaz çıkışını sağlamaya yetecek kadar poroz yapıda olmalı
6. Dökümün revetmandan ayrılmasına izin vermeli

Döküm işlemi

Revetmananın vakumla karıştırılarak hazırlanmasında, daha kaliteli döküm yüzeyi elde etmek için fosfat bağlı revetmanlar tercih edilmelidir. Fırça tekniği kullanılarak, mum modelaja yüzey gerilim düşürücü uygulanır, modelaj yüzeyi tamamen ıslak olmalıdır. Revetman tozu bol içerisindeki likit üzerine eklenir, manuel olarak karıştırılır. Karıştırma süresi ve karıştırmada kullanılan bol üretici firma talimatlarına uygun olmalıdır. Fırça yardımıyla mum modelaj tamamen revetman ile kaplanır. Mum modelaj tamamen revetmanla kaplandığında manşet döküm konisinin üzerine yerleştirilir. Manşet tamamen revetman ile doldurularak, revetman sertleşmeye bırakılır (13).

Sertleşen yapıdan, mum uçurma tekniği yapılarak tüm mum parçaları ısıtılarak uzaklaştırılır. Sıcaklık tüm mumu eritecek kadar yüksek ısıda olmalıdır. Dikkat edilecek en önemli husus, revetman mum uçurma işleminde ısıtıldıktan sonra sıcaklığını korumalı, revetmanın soğuması ve tekrar ısınmasına sebep olunmamalıdır (13).

Sıradaki işlem döküm işleminin kendisidir. Alaşım eritilerek döküm için hazır olana dek manşet fırınından çıkarılmaz, alaşım, döküme hazır hale gelene kadar ısıtılır. Revetman döküm makinesinin kızağına yerleştirilir ve döküm makinesinin kolu, döküm işlemi için serbest bırakılır. Makinenin, elle durdurulabilir seviyede yavaşlayana kadar dönmesine izin verilir, ve manşet makineden uzaklaştırılır. Daha sonra döküm revetmandan uzaklaştırılarak metal asit ve özel frenlerle temizlenir. Döküm kanalından ayrılarak, tesviyeye hazır hale getirilir (13).

4.9.3. CAD/CAM sistemi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing)

Dijitalleşen dünyanın diş hekimliği uygulamalarına yönelmesiyle beraber, hızlı, ekonomik ve hata oranı düşük üretim sistemleri geliştirilmiştir. CAD/CAM teknolojisinin gelişmesinde büyük etkisi olan Dr. Duret, 1971 yılında Sopha[®] sistemini geliştirmiştir . Daha sonra Dr. Moermann, CEREC[®] sistemini, son olarak Dr. Andersson, Procera[®] sistemini geliştirmiştir.

CAD-CAM sistemi, verileri dijital formlarda toplayan, dizayn ve üretim sisteminin bütünüdür, böylelikle çalışma yöntemleri basite indirgenmiş, daha yeni ve daha iyi materyaller hızlı ve hatasız bir şekilde üreilmeye başlanmıştır. CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki amaç; geleneksel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak tasarımını yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi bir estetik sağlamaktır (46).

CAD-CAM sistemlerinin avantajları, yüksek kalitede materyallerin kolay kullanımı, zaman ve maliyetten tasarruf ve aynı zamanda farklı parametreleri kontrol kolaylığıdır. Dezavantajı ise tam seramik bloklarda kullanılan renk seçiminin kısıtlı olması, cihazların kullanımı için özel eğitim gerektirmesi ve cihazların maliyetinin yüksek olmasıdır (47).

CAD-CAM sistemleri 3 bölümden oluşmaktadır. Bunlar ağız hazırlıkları tamamlanmış, yüzeyleri taramak için kullanılan tarayıcılar, taranan datanın 3 boyutlu olarak dizayn ve planlanması için kullanılan yazılımlar ve son olarak üretimi sağlayan donanım parçalarıdır (44).

4.9.4. CAD/CAM Restorasyonların Üretim Yöntemleri

Diş hekimliğinde 1980'li yıllarda CAD/CAM sistemlerinin kullanılmaya başlamasıyla protetik restorasyonların üretiminin otomasyonuna yönelik uygulamaların temelleri atılmıştır. CAD/CAM sistemlerinin hızla gelişmesinin nedeni olarak hastaların biyolojik uyumu, estetik özellikleri ve restorasyon ömrü ile ilgili beklentiler şeklinde ifade edilmiştir (48,49,50).

Bilgisayar destekli sistemler kullanılarak gerekli parçalar üretilebilmektedir. Dental malzemelerin üretilmesi için geliştirilmiş birçok teknik bulunmaktadır. Tıp ve endüstri alanında kullanmak için hazırlanan fiziksel prototiplerin üretiminde eksiltme (subtraktif), ekleme (aditif) ve kombine (hibrit) yöntemi olmak üzere üç farklı yöntem kullanılmaktadır (51). Bu yöntemlerin sağladığı avantajlar arasında düşük hacimli, aditif üretim, bireye uygun üretim ve yapıların istenilen şekilde biçimlendirilmesi gibi faktörler bulunmaktadır. Ayrıca kullanılan tekniğin verimi artırması sonucu malzeme israfının daha düşük oranlarda olduğu belirtilmiştir. Aditif teknik materyallerin katman katman eklenmesine olanak sağladığından özellikle günümüzde diş hekimliği uygulamalarında önemli bir yer almaktadır.

4.9.4.1. Subtraktif üretim

Restorasyonun oluşturulması için bloktan kazıma tekniği uygulanmaktadır. Subtraktif tekniği frezeleme yöntemi şeklinde bilinmektedir (52,53). Bu teknikte prefabrik bloğun %90'ı kullanılırken, uygulama sonucunda %10'luk bir kayıp yaşanmakta, bu teknikte materyal kaybı yüksek oranda olmaktadır. Bu oluşan artık materyalin geri dönüşümü de bulunmamaktadır (51-53). Geçmişten günümüze frezeleme işlemi yumuşak işleme (*soft machining*) ve sert işleme (*hard machining*) şeklinde 2 ana başlıkta ele alınmaktadır.

Sert işleme yönteminde sinterlenmiş gözeneksiz ingotlar kullanılarak restorasyonun sinterlenmiş monobloktan frezelenmesi sağlanmaktadır. Frezeleme işlemi bu yöntemde zor olmaktadır. Fakat sinterleme işleminin tekrarı yapılmamaktadır.

Sonradan sinterlenecek olan bloktan freze yardımıyla restorasyon elde edilmesi yumuşak işleme olarak belirtilmiştir. Bu teknikte presinterize ingotlar gözenekli haldedir. Teknikte uygulanan tekrarlı sinterleme işlemi sonucunda gözenekli yapı elimine edilmektedir (54,55). Pre- sinterize formdaki zirkonyanın işlem basamakları ile yumuşak metal blokların işlem basamakları genel olarak birbirine benzemektedir (56).

Sert ve yumuşak işleme tekniğinin her ikisinde de yüksek oranda materyal kaybı bulunmaktadır. Ayrıca kayıp materyal her iki işlemde de tekrar kullanılmamakta ve geri dönüşümü yapılamamaktadır. Sert işleme yönteminin avantajları arasında restorasyonların boyutlarının ve şekillerinin uygun bir şekilde elde edilmesi olarak belirtilmiştir. Bu tekniğin dezavantajları ise sinterlenmiş seramiklerin işleme sürecinde zaman kaybının fazla olması ve yüksek maliyet gerektirmesidir. (56,57). Ayrıca seramik yüzeyde işleme sürecinde mikroskobik çatlakların oluşma riski bulunmaktadır. Yumuşak işleme sürecinde de bu durum meydana gelmektedir. Bunun nedeni olarak şekillendirme işleminin sinterleme işleminden önce yapılmasıdır. Sinterlenmemiş monoblokların frezelenmesi kullanılan aletin daha uzun kullanım süresine sahip olmasını ve işlemin daha kısa sürede yapılmasını sağlamaktadır (56,57). Sert işlemede üretilen restorasyon şekil ve yapı sağlamlığı yumuşak işlemeye göre daha iyidir. Sinterleme esnasında meydana gelecek olan büzülme bu durumun nedeni olarak belirtilmektedir (54, 58, 59). Yumuşak frezeleme tekniğinde frezeleme işleminin uygulanmasından sonra oluşan restorasyonlar argon gazı ortamında tutulmakta ve yüksek oranda sinterleme yapılmaktadır. Bu işlem sonucunda %11'lik büzülme meydana gelmektedir (56,57).

4.9.4.2. Aditif üretim

Aditif üretim süreci, bir 3D tarayıcı veya CAD yazılımı tarafından oluşturulan ve farklı aditif üretim teknolojileri ile ürün üreten sanal bir görüntü ile başlar. Aditif üretim teknolojileri, tıpta olduğu kadar diş hekimliğindeki karmaşık zorlukları da karşılar. Bu teknolojiler hasta tedavilerini verimli hale getirmek için mevcuttur. Aditif üretimin temel ilkesi, CAD modelinden katman katman teknik ekleyerek doğrudan bir 3D fiziksel model oluşturmaktır (60,61).

Katman katman ürün oluşturmak için kullanılan çeşitli aditif üretim teknolojileri vardır; her biri aşağıda tartışıldığı gibi fiziksel modelin farklı üretim yöntemlerini benimser:

- Stereolitografi (SLA): Ürünler, bir reçine fiçiya ultraviyole lazer uygulamasıyla üretilir. Işığa duyarlı polimerler kullandığından, bu teknoloji ile kullanılabilen malzemeler sınırlı bulunur. Daha iyi yüzey kalitesi sağlar ve daha az hammadde israfına sahiptir (62).
- Seçici lazer sinterleme (SLS): Bu eklemeli üretim teknolojisinde, bir lazer ışını uygulamasıyla sinterlemeyi gerçekleştirir. Kullanılan malzeme toz halindedir ve tozu lazerle sinterler (63).
- Fused deposition modeling (FDM): Ürün, bir modeli üretmek için ısıtılmış bir termoplastik malzemenin katman katman eklendiği ekstrüzyon işlemine benzer şekilde üretilir. Bu işlemde, baskı kafası çoklu nozuldan oluşur ve aynı anda farklı tipte malzemeleri çıkarır (64).
- Doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS): Bu teknoloji, yüksek doğruluk ve daha iyi mekanik mukavemete sahip metal parçalar üretmek için kullanılır. Bu teknolojiye, metal malzeme katman katman eklenir ve tozu belirli bir noktada eritmek için bir lazer ışını kullanılır (65).
- Polyjet 3D baskı (PJP): UV ile polimerize akrilik plastikten parça üretimi sağlanır. Tıp ve diş hekimliği alanında, bu teknoloji ile basılan model, hasta anatomisinin daha iyi anlaşılmasını sağlar (66).
- Mürekkep Püskürtmeli 3D baskı (IJP): Bu teknoloji, bir ürün oluşturmak için sıvı ve katman katman biriktirme şeklinde sağlanan polimer solüsyon gibi farklı sıvılar kullanır (67).
- Lamine Malzeme Üretimi (LOM): 3B modeller, tanımlanan malzeme tabakalarının katmanları eklenerek üretilir. Saç şeklindeki malzemeyi gerekli enine kesite göre kesmek için bir lazer kullanılır. Yapıştırıcılar katmanları birleştirmek için kullanılır ve adımlar tekrarlanarak oluşturulur (68).

- Renkli Jet Baskı (CJP): Bu teknoloji, tozu bir çekirdek malzeme ve bağlayıcıyı bir reçine olarak kullanır ve parça, bir rulo kullanılarak yapı platformu üzerine katmanda çekirdek malzemenin yayılmasıyla oluşturulur. CAD yazılımı ile belirlenen noktalarda toz tabakası üzerine kafa jetleri / sprey binder (yapıştırıcı) basılması, böylece medikal alanda yaygın kullanıma sahip renkli bir ürün oluşturulur (basılır) (69,70).
- Elektron Işını Erime (EBM): Güçlü elektron ışını, CAD modelinin tam geometriye sahip komutuyla bir metal tozu kullanarak katman katman ürün oluşturmak için kullanılır. Vakum altında, hammadde depolanır ve bir elektron ışını ile kaynaştırılır (71).
- Multi-Jet-Printing (MJP): Bu teknolojiye, ince bir katı katman oluşturmak için sıvının metalik veya seramik tozu üzerine püskürtülmesi için nozullar kullanılır. Modelin üretiminden sonra mukavemetini arttırmak için fırında sinterlenmesi gerekmektedir (72).

Tüm bu eklemeli üretim teknolojileri, farklı doğruluğa sahip farklı dental materyaller oluşturur. Aditif üretim tarafından basılan 3D fiziksel model, bir hastanın anatomisinin diş hekimi ve cerraha doğru bir şekilde algılanmasını sağlar. Belirli bir hastanın implantları geometrik boyutlarda oluşturulur ve böylece diş hekimliğinde karşılaşılan günlük zorlukları çözer. Diş hekimliğinde hastalar için kron, implantlar ve köprüler gibi çeşitli gereksinimler vardır. Bağlayıcı jet teknolojisi diş protezlerinin üretiminde kullanılmaktadır. Sonuç, düşük maliyetli ve daha dayanıklı, doğru bir implant sağladığını göstermektedir (73).

Katmanlı üretim, hastaya özel kılavuz cihazları üretmek için kullanılır, böylece hasta konforunu artırır ve modelin genel maliyetini düşürür. Metalik toz ilavesi ile beraber, hareketli bölümlü protezleri üretmek için Binding Jet 3D baskı teknolojisi kullanılır. Mikro bilgisayarlı tomografi, 3 boyutlu basılmış bir model elde etmek için mevcut çerçeveyi taramak için kullanılır. Sonuç, daha düşük bir maliyetle kontrollü büzülme ile % 99'dan fazla yoğunluk elde etmeye yardımcı olduğunu göstermektedir. (74). Katmanlı üretim ve mum veya zirkonya frezeleme kullanılarak eksiltici üretim yöntemi ile üretilen

diş restorasyonunun doğruluğunun karşılaştırması yapılır. Sonuç, eklemeli üretim tekniği ile üretilen dental restorasyonların doğruluğunun, eksiltici yöntemlere göre daha yüksek olduğunu göstermektedir. Aditif üretim aynı zamanda envanteri dijital biçimde depolayan dijital bir yöntemdir; sonuç olarak, aynı zamanda envanter maliyetini düşürmüştür. Boyutsal doğruluk için deneysel analiz, FDM tekniği ile üretilen dişler için yapılır. İntraoral 3D tarayıcı, 3D dijital model oluşturmak için kullanılır ve üç farklı katman kalınlığıyla üretilen modeldir. Modelin boyutsal doğruluğu, GOM Inspect yazılımı tarafından değerlendirilir ve bu, azalan katman kalınlığının kolayca yüksek bir doğruluk seviyesine ulaştığını gösterir (75).

Aditif üretim, diş hekimliğinin özelleştirilmiş gereksinimlerini daha az zaman ve maliyetle karşılar. Aditif üretimin faydaları şunlardır (76,77):

- Daha hızlı ve doğru hizmet
- Uygun maliyet
- Üretim süresini azaltır
- Dijital depolamayla, fiziksel modellere gerek kalmaz, fiziksel modelleri saklamaya gerek kalmaz
- Hızlı ve kişiselleştirilmiş tasarım üretilir
- İmplantlar için doğru boyutlandırma yapılır

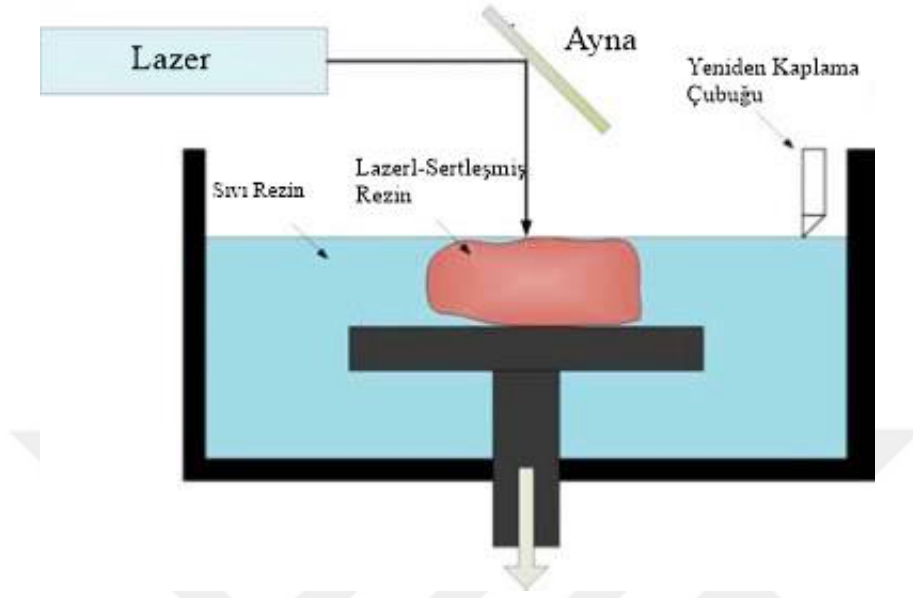
4.9.4.2.1. Stereolitografi (Stereolithography Apparatus – SLA)

Aditif teknikler içerisinde en yaygın kullanılan teknik SLA tekniğidir (78). Stereolitografinin (SLA) Tarihi 1986 yılına dayanır ve Charles Hull tarafından tanıtılmıştır (79). SLA fotosensitif sıvıyı içeren havuz, modelin üretildiği platform ve Ultraviyole (UV) lazer olmak üzere üç ana ekipmandan meydana gelmektedir (52,53,80,81). CAD ünitesinde üretilecek matertalin tasarımı yapılmaktadır. Oluşturulan CAD veri dosyası SLA cihazına aktarılarak üretimin yapılması sağlanmaktadır (79).

UV ışığına tabi tutulan fotopolimer rezinin belli bir kalınlıkta olan ilk tabakasında sertleşme meydana gelmektedir. İlk tabaka sertleştikten sonra platform seviyesi mevcut

havuz içersinde belli bir oranda alçaltılarak oluşan yeni fotopolimer rezin tabakası önceki tabakaya uygulanmaktadır. Üç boyutlu katı malzeme oluşan kadar temel işlemler uygulanmaktadır. Malzemenin sahip olduğu adeziv özelliği sonucunda tabakların birleşmesi sağlanmaktadır. Temel işlemlerin sonucunda oluşturulan yeni katı materyal havuz içerisinden çıkarılır. Bu süreçte malzemenin polimerizasyon aşamasının %80'i gerçekleştirilmiş olur. Üretilen yeni katı materyalin geriye kalan %20'lik kısmının polimerizasyonu tamamlanıncaya kadar UV kabini içinde tutulmaya devam edilir (53, 79,80-83).

SLA'nın cerrahi rehberlerin oluşturulmasında kullanılmasının nedenleri arasında yüksek mekanik direnç, iyi yüzey bitimi, detayların iyi yansıtılması, yüksek doğruluk ve şeffaf model üretimi yapılabilmesi bulunmaktadır (53, 84-86). SLA tekniği ile şeffaf üretilen cerrahi rehberler sayesinde tüm anatomik yapıların izlenebilmesi mümkün kılınmaktadır. SLA'nın dezavantajları arasında malzeme çeşidinin sınırlı, işlemin tamamlanmasından sonra malzemenin UV kabine yerleştirilmesi, materyal ve ekipman açısından pahalı olması bulunmaktadır (54,80,82,83,87,88).



Şekil 4.9.1. Stereolitografi Üretim Metodu (83)

4.9.4.2.2. Lamine obje üretim tekniği (*Laminated Object Manufacturing – LOM*)

LOM üretim tekniği ilk kez 1986 yılında Helisys tarafından ortaya konulmuştur. Bu teknik yaprak formunda olan ve ısıya duyarlı adeziv ile kaplanmış materyalin birbirine eklenmesi ve lazer kesici kullanılarak şekillendirilmesi şeklinde uygulanmaktadır (89,90). Bu teknikte plastikler, metaller, kompozitler, kağıtlar ve sentetik materyallerin kullanımı bulunmaktadır (53,88,89).

LOM tekniği subtraktif ve aditif teknikleri içermektedir (Wong ve Hernandez, 2012). Katmanlar, ısı ve basınç uygulaması altında termal adeziv kullanılarak birbirine bağlanır. Tabakalar termal adeziv kullanılarak basınç ve ısı uygulaması ile birbirine eklenmektedir. Oluşturulan malzeme 25-50 Watt karbondioksit lazer ışını ile 3 boyutlu CAD verisi ve STL dosyası kullanılarak istenilen şekil elde edilene kadar frezeleme işlemi uygulanmaktadır. Adeziv, sıcak silindir etkisiyle aktifleşerek tabakaların birbirine yapışmasını sağlamaktadır. İşlem tamamlandığında malzemenin distorsiyona uğramasını önlemek için yapılan mühürleme işleminde akışkan silikon, üretan lak veya epoksi rezin kullanılır (53,59,78,88,89).

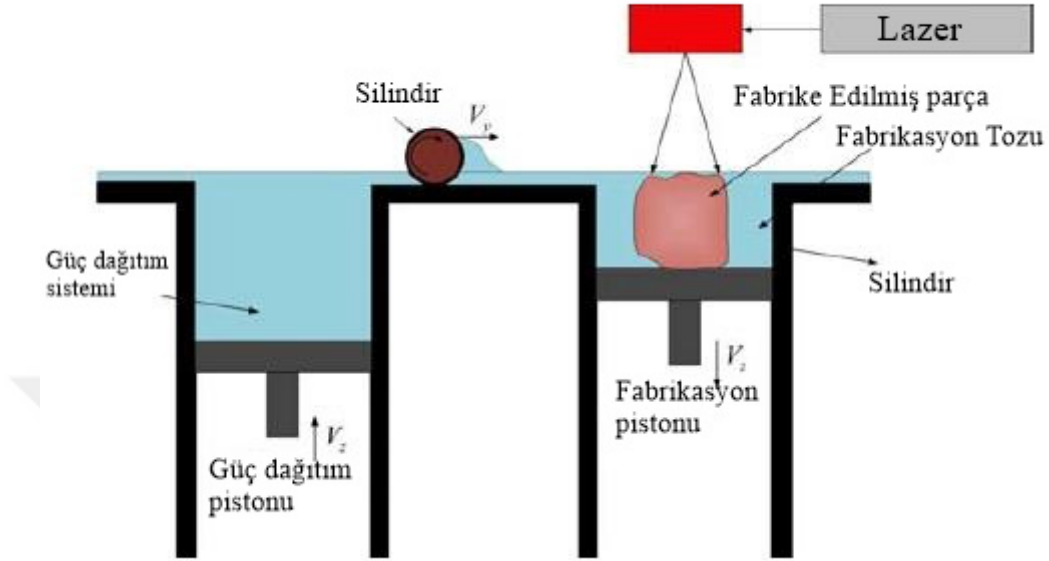
Bu teknikle frezeleme tekniğinin kullanılmasından dolayı materyal kayıpları yüksek orandadır. Bu teknik ile kompleks internal geometriye sahip materyallerin üretilmesi oldukça zordur. Sistemin avantajları arasında işlem sırasında deformasyon, maliyet düşüklüğü, ek işlem gerektirmemesi, faz değişiminin oluşmaması ve destekleme ünitesine gerek kalmaması bulunmaktadır (53,59,78,88).

4.9.4.2.3. Selektif lazer sinterleme (Selective Laser Sintering – SLS)

Selektif lazer sinterleme tekniği, ilk kez 1989 yılında Deckard tarafından ortaya konulmuştur. Bu teknik toz halindeki partiküllerin karbondioksit lazer kullanımıyla füzyonunu sağlamaktadır. Silindir kullanılarak dağıtılan toz durumundaki malzeme lazer ışını ile ekspoz olduğunda selektif olarak erimektedir (91). Daha sonra bir tabaka kalınlığında aşağıya inen platform üzerinde yeni tabaka dağıtılmakta ve lazer ışını ile selektif eritilen (sinterlenen) materyal önceki tabakaya bağlanmaktadır. Sonuç ürün elde edilene kadar aşamalar (Şekil 4.9.2) tekrarlanmaktadır (53,57,59,78,81,88, 92).

İşlem boyunca lazer tarafından uygulanan sıcaklık, materyalin erime noktasının altında tutulmalı ve ısı materyaldeki partiküllerin sinterlenmesini sağlayacak kadar olmalıdır (59,78,82). Materyal tam olarak eritilmeyip; sadece sinterlenmesi ciddi bir zaman tasarrufu sağlamaktadır. Geniş bir materyal yelpazesine sahip olan teknik, üretim esnasında destekleme ünitesine ihtiyaç duymamaktadır (78,88). Döküm mumları, metaller, seramikler ve termoplastik kompozitler gibi termoplastik materyaller selektif lazer sinterlemede kullanılabilir. En önemli özelliklerinden biri de artık materyalin geri dönüştürülebilir olması ve tekrar kullanılabilmesidir. Bu durum ise maliyeti ciddi olarak düşürmektedir (59,78,82). Objeler gözenekli olduğundan bu teknikte ekstra materyal infiltrasyonu gerekebilmektedir (78).

SLS, yüzey bitimi ve ürünün doğruluğu açısından stereolitografi kadar başarılı bir teknik olmasa da; objenin hızlı üretimine olanak tanımaktadır (78,93).



Şekil 4.9.2. Selektif Lazer Sinterleme Üretim Metodu (83)

Sistemde komplikasyonları minimize etmek amacıyla bir dizi önlemler alınmıştır. Söz konusu teknikte tüm üretim aşamaları vakumlanmış bir bölmede gerçekleştirilmektedir. Buradaki amaç nem ve oksidasyon gibi zorlukları elimine etmektir (94). Ayrıca lazer ışınının boyutu, hızı veya gücündeki dalgalanmalara bağlı olarak polimerin özelliklerinde bozulma meydana gelebileceği unutulmamalıdır. Lazerin kontrollü kullanımı bu noktada önem arz etmektedir (95).

Lazer sinterleme üretim tekniği ile mum modelleme (*waxing*), revetmana alma gibi birçok laboratuvar aşaması elimine edilmektedir (96). Böylece bu aşamalarda meydana gelebilecek teknik komplikasyonlar da ortadan kaldırılmıştır. İlâveten SLS fabrikasyon tozu içerisindeki partikülleri ara bağlayıcı olmadan birbirine bağlayabilmektedir.

4.9.4.2.4. Selektif lazer eritme (*Selective Laser Melting – SLM*)

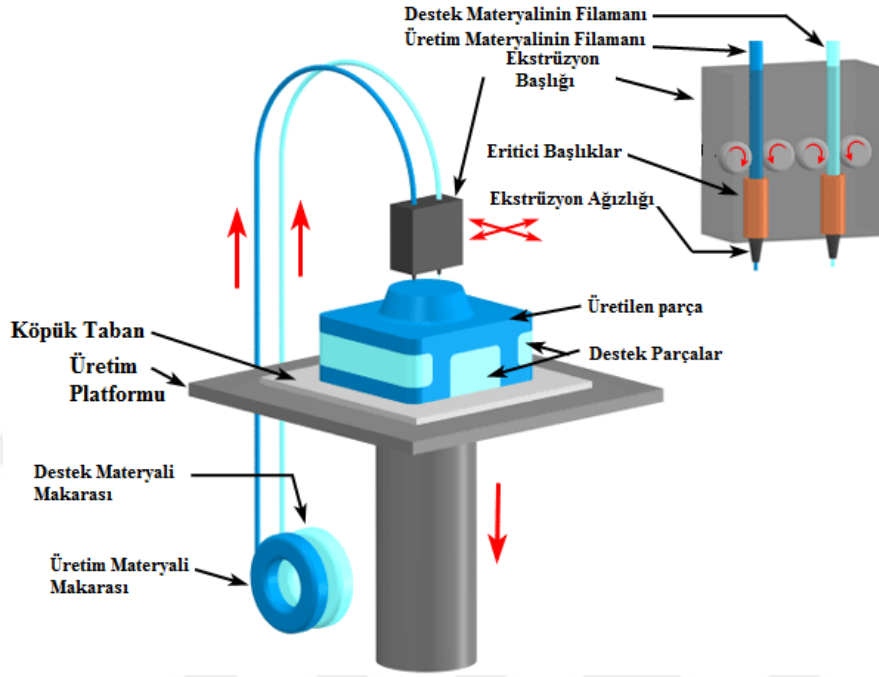
Selektif lazer eritme tekniğinde toz materyal sinterlenme işlemine tabi tutulmadan tamamen eritilmektedir (56). SLM, metal tozlarını eriten ve birbirine

kaynaştırılan bir lazer ışını kullanır. İnce bir toz tabakası, bir alt tabaka plakası üzerine veya önceden biriktirilmiş tabaka üzerine eklenir ve lazer ışını, CAD verilerinin belirttiği gibi toz parçacıklarını seçici olarak eritir ve birleştirir (97,98). Kusursuz bir parça üretmek için birçok işlem parametresinin dikkatli bir şekilde ayarlanması gerekir (99). Önemli proses parametrelerinden bazıları lazer gücü, lazer tarama hızı, tarama mesafesi, kapak örtüşmeleri, tarama stili vb. olup, bunlar da parçaların mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (10,102). İşlemin tamamı, kullanılacak metal tozunun reaktivitesine bağlı olarak, genellikle N₂ veya Ar gibi bir inert gazla doldurulmuş kapalı bir bölme içinde gerçekleşir. Ek olarak, yapı odası aşırı basınç koşullarına tabi tutulur. Haznede inert bir gazın varlığı ve aşırı basınç koşulları, işlem sırasında oksijen kontaminasyonunu en aza indirir. İstenirse, soğutma oranını en aza indirmek için her zaman bir substrat plakası ısıtması (200–500 °C) kullanılabilir (103). Alt tabaka ısıtması genellikle kırılma ve yüksek sıcaklıktaki malzemelerin işlenmesi katılaşma sırasında olası çatlama önlemek için soğutma oranını düşürmek için kullanılır (103). SLM işleminin yapım hızını iyileştirmek için birden fazla lazer kaynağı eklenebilir. Çalışmalar, tozların teorik olarak tekrar tekrar kullanılabilmesini göstermiştir (104). Bu, hammadde israfını azaltır. SLM'yi kullanmanın en büyük avantajların arasında geniş bir malzeme yelpazesinin kullanılması, parçaların işlenmesi sırasında özellikleri ayarlama yeteneği, artan işlevsellik, nispeten düşük maliyet ve kullanıma hazır kompleks şekilli bileşenlerin oluşturulması bulunmaktadır. Fakat nispeten yavaş bir süreç, yüksek güç kullanımı, yüksek başlangıç maliyetleri, işlem parametrelerinin optimizasyonun zaman alması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ek olarak, imalat işlemi sırasında yüksek iç gerilimi barındıramayan kırılma malzemeler ve yüksek sıcaklıktaki malzemeler parçaların çatlama yol açar. Bu duruma soğutma oranını düşürerek çözüm bulunmaktadır. Aynı zamanda yapı yönü boyunca malzemede anizotropik mikro yapı da oluşabilir (102).

4.9.4.2.5. Eritilmiş malzeme yığıma (Fused Deposition Modeling – FDM)

Eritilmiş malzeme yığıma tekniği stereolitografiden sonra kullanılan en yaygın tekniklerden biridir. Bu teknikte kontrol ısı ile sağlanmakta ve termoplastik malzemenin tabaka tabaka ekstrüzyonu meydana gelmektedir (53,78,80,82).

Ekstrüzyon başlığı ısı ile kontrol edilmekte ve termoplastik polimer materyalinin filamentini tarafından desteklenmektedir (89). Ekstrüzyon başlığına iletilen tel benzeri plastik materyal malzemeyi erimiş hale getirmektedir. Eriyik malzeme damla şeklinde ekstrüzyon başlığı yardımıyla ortama püskürtülerek materyalin ilk tabakasının oluşması sağlanır. Püskürtülmüş termoplastik materyalin sertleşmesini hızlandırmak için ortam düşük sıcaklıkta tutulmaktadır. Ürünün katmanlar halinde oluşabilmesi için üretim platformu adım adım aşağıya indirilmektedir (Şekil 4.9.3) (53,80,82,83). Tabakalar birbirine bağlandıktan 0,1 saniye sonra katılaşmakta ve katmanların yapımı tamamlandıktan oluşan katman platformdan çıkarılmaktadır. Bu teknikte oluşturulan restorasyonlarda metal-seramik bağlanma dayanımı konvansiyonel döküm tekniği ile oluşturulan restorasyonlara göre daha yüksektir (105). FDM ekipmanlarında bakım maliyeti düşüktür. Dezavantajları arasında destek ünitesine ihtiyaç duyulması, tabakalar arasında bağlantı izlerinin olması, üretim süresinin uzun olması ve sıcaklıkta meydana gelen değişiklikler sonucunda tabakaların birbirinden ayrılması bulunmaktadır (106).



Şekil 4.9.3. FDM üretim metodu

4.9.4.2.6. *Selektif elektron ışını ergitmesi (Selective Electron Beam Melting SEBM)*

Selektif elektron ışını ergitme tekniği, elektron demeti eritme yöntemi kullanılarak metal parçaların üretimini sağlayan bir tekniktir. Bu teknikte, metal tozun tabaka tabaka eritilmesi için vakum içerisinde elektron ışını kullanılmaktadır (53,59,87).

Bu teknikte de üç boyutlu parçaların iki boyutlu düzlemlere aktarılması için özel yazılımlar kullanılmaktadır (53). Sistem elektron ışın tabancası ve yüksek vakum içerisinde bulunan örnek üretim platformu olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir (53,59,87).

Sistematik olarak benzer olan SEBM ve SLM teknikleri arasında uygulama açısından önemli değişiklikler bulunmaktadır. SLM’de lazer ışını, SEBM de ise elektron ışını kullanılmaktadır. Üretim atmosferi SEBM de vakumlanmış, SLM de ise inert gazın bulunduğu ortamdan oluşmaktadır. SLM’de SEBM’ye göre daha yüksek enerji maliyetleri bulunmaktadır. SEBM’de çözünürlük özelliği sınırlıdır. SEBM sadece

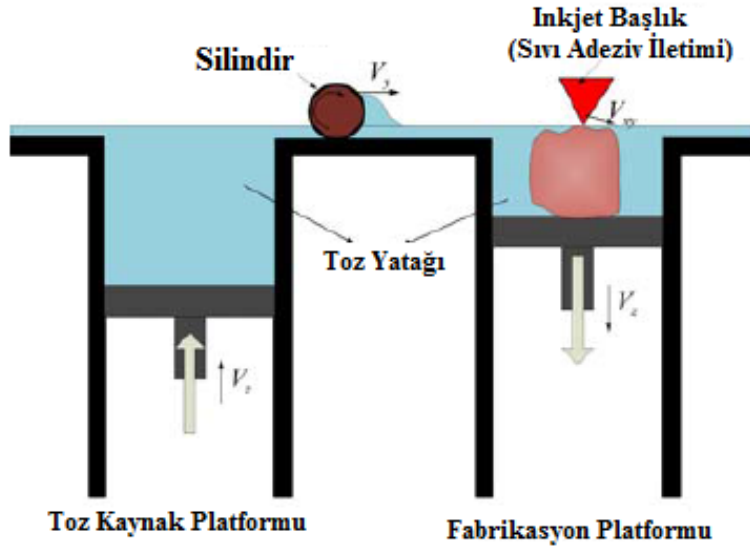
metalleri materyalleri, SLM ise metaller dahil olmak üzere birçok materyali kullanmaktadır (87).

Cihazda, vakum çemberinin en üst noktasında elektron demeti tabancası yer almaktadır. Elektron demetinin filamandan gönderilmesiyle başlayan sistemde bobinler yardımı ile demetlerin tarama ve kontrolleri yapılmaktadır. Tozların erimesi için gerekli olan enerji elektronların katot ve anot arasında hızlandırılması sonucunda elde edilmektedir. Vakum sistemi içinde buluna üretim platformu sayesinde kontaminasyon olmayan ortam oluşturulmaktadır (87).

SEBM sürecinde 45-100 µm boyutlarında küresel metal tozlarının platform üzerine gönderilmesi sonucunda ilk tabaka oluşmaktadır. Elektron demetleri yardımıyla eritilen katmana, ikinci katmanın oluşturulabilmesi için yeni materyal tozları gönderilmektedir. Katmanlar arasında yapılan ön ısıtma, tozların önceki katmanlara sinterlenmesini ve düşük ısıl gerilimi ile eklenmesini sağlamaktadır. İstenilen parça oluşturulana kadar döngü bu şekilde ilerlemektedir (53,87).

4.9.4.2.7. Multi-Jet katılaştırma (Multi-Jet Solidification – 3DP)

Bu yöntem iki aditif tekniği bir arada bulundurmaktadır. 3-boyutlu yazdırma (*3-dimensional printing*) teknolojisi dış hekimliğinde rutin olarak kullanılmaktadır (89). Toz şeklindeki materyal piston yardımı ile dağıtılmaktadır. Silindir kullanılarak toz şeklindeki materyal sistemin üst kısmına taşınmaktadır. Kanallı püskürtme (*jetting*) başlığı aracılığı sıvı adeziv toz materyal üzerinde dağıtılarak oluşturulacak materyalin ilk katmanı oluşturulmaktadır. Püskürtme (*jetting*) tekniği ile tüm tabakaları oluşturulan materyalde homojen bir kalınlık oluşturmak için frezeleme başlığı kullanılmaktadır. İşlem aşamasında oluşan partiküller vakum yardımıyla uzaklaştırılmaktadır. Bu tabaka bittiğinde, piston diğer toz tabakasının birleştirilmesine ve yayılmasına aracılık etmektedir. Ürün tamamen oluşana kadar bu işlem uygulanmaktadır (Şekil 4.9.4) (53,78, 80,82,83,106,107).



Şekil 4.9.4. 3D-P Üretim Tekniği (82)

Kullanılan mum materyali eritilip çözülerek oluşturulan materyalden ayrıştırılmaktadır. Yüksek derecede fırınlama işlemi üretilen materyalde bağlantı güçlendirme için uygulanmaktadır. Bu işlem seramik, metal ve metal/seramik kompozit ürünlerde kullanılabilir. 3D-P tekniğinde düşük bir malzeme maliyeti bulunmaktadır. Sistemin boyut limitasyonu ve kaba yüzey bitimi şeklinde dezavantajları bulunur (106).

4.9.5. Hibrit Üretim

1990'lı yıllarda Missouri Üniversitesi'nde Aditif ve subtraktif CAM tekniklerini birleştirme sistemi uygulanmıştır (108). Hibrit üretim hibrit aditif ve subtraktif tekniklerin hassas ve hızlı özelliklerinin biraraya getirilmesinden oluşmaktadır (108,109).

Hem aditif hem de subtraktif üretim tekniklerini bir arada bulunduran sınırlı sayıda cad/cam sistemleri bulunmaktadır. *Procera (Nobel Bio-Care, Göteborg, Sweden)* ve *Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany)* bu yaklaşıma verilebilecek ticari örneklerdendir (51). *Procera (Nobel Bio-Care, Göteborg, Sweden)* uygulanmasında preparasyon uygulanmış diş üzerinde subtraktif teknik yardımıyla frezeleme işlemi yapılmaktadır. Genişletme oranı final restorasyonun sinterlenmesi ile ilişkili büzülme

hesaplanarak uygulanmaktadır. Metal day üzerine yüksek basınç altında sıkıştırılan seramik tozu aditif teknik yardımıyla adapte edilmekte ve büyük boyutta bir yapının oluşması sağlanmaktadır. Dış konturların oluşturulması için restorasyona freze işlemi uygulanmaktadır. Restorasyona direnç kazandırmak için sinterizasyon işlemi yapılmaktadır. Restorasyonun büzülmesi ve orijinal boyutuna gelmesi için yüksek sıcaklıkta sinter fırınında uygulama yapılmaktadır. Bu teknikte çalışmanın hassas bir şekilde yapılması gerekmektedir. Toplam büzülme oranı ile genişleme oranının dengesinin korunması gerekmektedir (51,110). Bir diğer hibrit CAM sistemi olan *Wol-Ceram*, ana model üzerine direkt olarak yarı-sıvı haldeki alümina tozunu uygulamak için aditif elektroforez serpmeye metodu (*additive approach-electrophoretic dispersion*) kullanan bir tekniktir. Fazla materyalin uzaklaştırılabilmesi için frezeleme işlemi uygulanır. Koping day modelinden çıkarılmakta ve yapıya cam partikülleri infiltre edilmektedir (51,110).

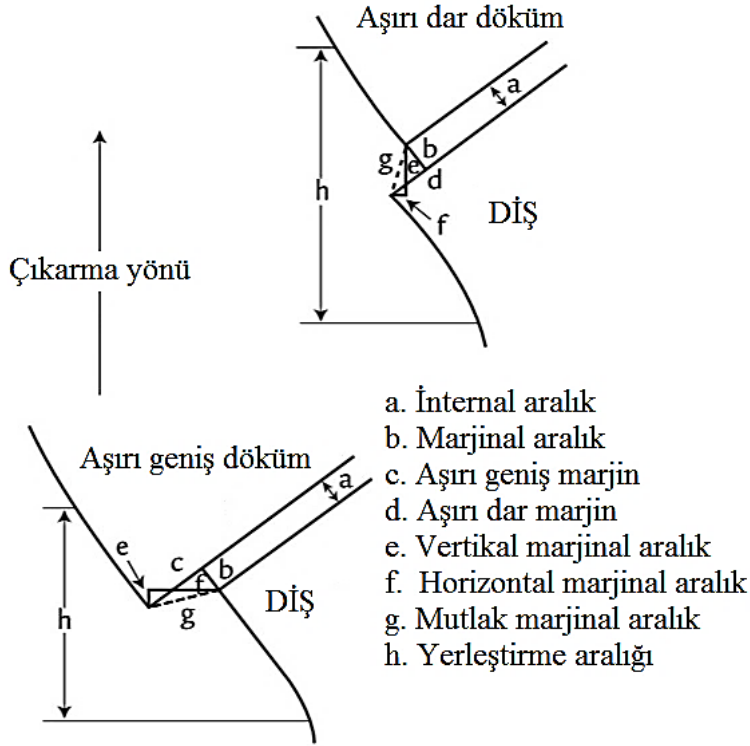
4.9.6 Soft Metaller

Soft metaller, nikel krom veya krom kobalt olarakta üretilen pre-sinterize, sinterlenmemiş metal bloklardır, diğer metallere göre daha homojen olarak yayılmış bir mikro altyapıya sahiptir

Üretici firmadan elde edilen bilgilere göre (Dentindex, İstanbul, Türkiye), CAD/CAM teknolojisi ile üretilen bu alt yapılar, biyoyumlu ve hızlı bir şekilde elde edilmektedir. Korozyona karşı direnci yüksek, ve diğer metal alt yapılara oranla daha hafiftir, bir diğer avantajı ise üretim sırasında frezlerin daha tasarruflu kullanılmasına olanak sağlamaktadır.

4.10. Protetik Restorasyonların Marjinal ve İnternal Uyumu

Protetik restorasyonların uzun dönem başarısı hem de çevre dokuların prognozu için marjinal ve internal uyum önemli bir faktördür. Bu durumun açıklanmasında kavram kargaşası bulunmaktadır. Holmes et al. (111) kavram kargaşasının değiştirilebilmesi için terminolojik bir çalışma yapmıştır (Şekil 4.9.5).



Şekil 4.9.5. Holmes tarafından geliştirilen terminoloji (111)

Kabul edilebilir aralık değerinin tanımlanmasında da belirsizlik bulunmaktadır. Kabul edilebilir azami marjinal açıklık oranının klinik olarak 120 µm olması gerektiği belirtilmiştir (112). Teknik olarak marjinal açıklık olmaması gerekirken, yapıştırma ajanı için bir miktar aralık (sıman aralığı) varlığının bulunması gerekmektedir (113). *American Dental Association (ADA)*'nın hazırladığı kılavuzda (*ADA Specification No:8*) tip 1 simanlarda yapıştırma ajanının kalınlığının 25 mikrometreden az; tip 2 simanlarda ise yapıştırma ajanının kalınlığının 40 mikrometreden az olması gerektiği belirtilmiştir.

4.10.1. Marjinal ve internal uyumu etkileyen faktörler

Literatürde birçok çalışmada protetik restorasyonların uyumu ile ilgili faktörler araştırılmıştır. Aşağıdaki tablo da mevcut çalışmalar ve faktörler belirtilmiştir (Tablo 4.10.1):

Tablo 4.10.1. Protetik restorasyonların uyumunu etkileyen faktörler

	Faktörler	Mevcut çalışmalar
1	Diş preparasyonu açısı (Taper)	(48)
2	Diş preparasyonunda bitiş	(114,115)
3	Simantasyon	(116,117)
4	Siman tipi	(118)
5	Tercih edilen yazılım ve üretim parametreleri	(119)
6	Restorasyonun üretim tekniği	(49, 56, 113, 120-122)
7	Mum modelin üretim tekniği	(123,124)
8	Metal üzerindeki düzensizlikler	(125)
9	Tercih edilen ölçü materyali / tekniği	(126)
10	Die spacer uygulaması	(127)
11	Çalışmalarda belirlenen örnek boyutu ve sayısı	(128,129)
12	Çalışmalarda gerçekleştirilen ölçüm sayısı	(130)
13	Marjinal ve internal aralığı ölçmek amacıyla kullanılan teknik	(121)
14	Porselen fırınlama siklusu ve veneer porselen uygulaması	(131)
15	Kullanılan alaşım tipi	(120)
16	In vivo / In vitro	(132,133)

4.10.2.Uyumun ölçülmesinde kullanılan yöntemler

Protetik restorasyonların uyum değerlendirilmesinde geliştirilen birçok yöntem bulunmaktadır. Yöntemler aşağıda belirtilmiştir (49,57,130,131):

- Restorasyonun master model üzerine yerleştirildikten sonra ışık mikroskobu veya mikrofotografi yardımıyla uyumun kontrolü (direkt- görüş tekniği)

- Silikon replika yöntemi
- Restorasyonun master model üzerine simante edilmesinden sonra kesit alınarak elektron ya da ışık mikroskobu kullanımı ile kontrol edilmesi
- Silikon ağırlığının ölçülmesi
- Spesifik yazılım ve üçlü-tarama (3D) ile kontrolün yapılması
- Micro-CT teknolojisinin kullanılması

Direkt-görüş tekniği (%47.5) en sık kullanılan yöntem olarak belirtilmiştir. Kesit alma tekniği (%23,5) ve silikon replika tekniği (%20,2) direkt-görüş tekniğinden sonra en sık kullanılan tekniklerdendir (134).

4.10.2.1. Mikrofotografi veya ışık mikroskobu ile uyumun değerlendirilmesi

Master model üzerine yerleştirilen restorasyon ışık mikroskobu yardımıyla değerlendirilmektedir. Bu teknikle restorasyonun sadece marjinal uyumu incelenebilmektedir. Bu yöntem sadece *in-vitro* çalışmalar için uygundur. Avantajları arasında noninvaziv, hata riskinin düşük olması ve ucuz bir ölçüm yöntemi olması bulunmaktadır (134).

4.10.2.2. Silikon replika ile uyumun değerlendirilmesi

Simantasyon işleminin simülasyonu restorasyon master model üzerinde yapılmakta ve restorasyonun içerisine *light-body* silikon ölçü materyali konulmaktadır. Siman kalınlığının replike edilmesi sağlanmaktadır. Materyal sertleşince ana model üzerinden ayırma işlemi uygulanmaktadır. Yapının ince olması bistüri yardımıyla yapılacak incelemeye için yetersizdir. Bundan dolayı stabilizasyonun artırılması için *heavy-body* silikon ölçü materyali kullanılmaktadır (57, 113,120,123,130,131).

Restorasyonların hem marjinal hem de internal uyumların incelenmesi için silikon replika tekniği uygun bir yöntemdir. Ayrıca yöntem farklı noktalardan doğru, incelemeye izin veren, invaziv olmayan, tekrarlanabilir ölçümler yapılmasını sağlayan ucuz bir teknik olarak belirtilmektedir (49,121,131). Yöntem indirekt protetik restorasyonların *in-vivo* incelemelerinde de kullanılmaktadır. Teknikte parmak basıncı standardize edilememektedir.

Kesitlerin doğru şekilde alınamaması, elastomerik film tabakasının restorasyondan uzaklaştırılması esnasında zarar görebilmesi ve bitiş çizgisinin tanımlanması gibi zorluklar bulunmaktadır (134). Boyutsal stabilite ölçü materyali için önemli bir faktördür. *Light-body* silikon ölçü malzemesinin oranı uygulamada önemli bir faktördür. Materyalin restorasyon içine aşırı miktarda yüklenmiş olması restorasyonun abutment dişler üzerine tam yerleşmemesine ve hidrostatik basınç oluşumuna neden olmaktadır (134,135).

4.10.2.3 Kesit alma yöntemi ile uyumun değerlendirilmesi

Bu teknikte restorasyonlar master modelde duplike edildikten sonra duplike modeller ile simante edilir. Modeller epoksi reçine ile stabilize edilir, sonrasında restorasyondan kesit alınarak mikroskopta inceleme yapılır (131). Alınan kesitlerden hassas ölçümler gerçekleşir (49,134).

Bu teknikte örnekten kesit alındığından restorasyonda deformasyonlar oluşmaktadır. Örneklerin değerlendirilmesinde uygun yöntemin tercih edilmesi restorasyonların korunması açısından önem arz etmektedir. Çok sayıda örneğe ihtiyaç olması ve Bu teknik restorasyonların farklı noktalarının değerlendirilmesine izin vermemesi önemli dezavantajlarıdır. (49, 57,120,121,131).

4.10.2.4 Silikon ağırlığının ölçülmesi ile uyumun değerlendirilmesi

Silikon replika tekniğine benzer, silikon ağırlığının ölçülmesiyle değerlendirme yapılır. *Light-body* silikon materyali yeterli oranda baz ve katalizör karıştırıldıktan sonra, restorasyon kron üzerine yerleştirilerek, silikon polimerize olana kadar parmak basıncı uygulanmaktadır. Silikon replika sertleştikten sonra yüzeyden ayrıştırılarak, ağırlığın ölçülmesi için cihazdan yardım alınır. Aralık değerlerinin fazla olması, yüksek ağırlık değerlerinden tahmin edilmektedir. Bu teknikte, göreceli olarak aralık ölçümü yapılabilmektedir (134).

4.10.2.5. 3D ölçüm teknolojisi ile uyumun değerlendirilmesi

Son yıllarda geliştirilen teknikler arasında 3 boyutlu ölçüm teknolojisi bulunmaktadır. Model taraması, dijital tarayıcı yardımı ile yapılmaktadır. Nokta bulut modeli (*point-cloud model*) olarak adlandırılan bu yöntemin elde edilmesi için dış modellerden ayrılmadan tarayıcı yardımıyla taranır. İşlemler sonucunda elde edilen veriler dijital veri yazılım aracılığı ile çakıştırılarak (*superimposition*) ve noktalar arası değişikliklere dayalı değerlendirme yapılır. Bu yöntem 3-boyutlu ve güvenilir bir ölçüm avantajı sağlamaktadır. Bu yöntem ile farklı alanlarda ölçüm yapılabilmektedir. Ölçüm farklı noktalardan yapıldığından sonuçlar güvenilirdir (121,122).

4.10.2.6 Micro-CT teknolojisi ile uyumun değerlendirilmesi

Restorasyonun iç yapısını incelemek için bu yöntem kullanılmaktadır (57,121,131). Restorasyonun iç yüzeyine *light-body* silikon uygulaması yapılmaktadır. Fazla materyal alındıktan sonra aralık değerlendirilmesi için *micro-CT* ile görüntüler alınmaktadır. Noninvaziv bir yöntem olması bu yöntemin avantajlarından. Araştırmalarda aralık ölçümleri için sadece 1 adet master model kullanılmaktadır. Bu yöntemde kesitlere ayırma (*discrimination*) kapasitesi (1.8 μm) ışık ve elektron mikroskopisine göre daha düşük bir orandadır. Materyaller arasındaki çizgileri ayırt etmek materyallerin farklı absorpsiyon katsayılarına sahip olmalarından dolayı zordur (56).

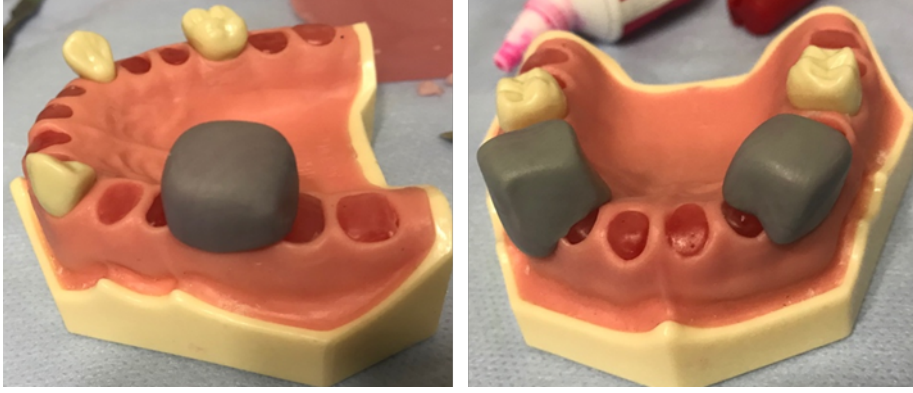
5.METOT VE MATERYAL

Sabit protezlerde kullanılan metal alt yapılar, teknolojinin gelişmesiyle beraber farklı üretim teknikleriyle üreilmeye başlamıştır. Farklı tekniklerle üretilen bu metal alt yapıların, üye sayısının değişimiyle beraber marjinal ve iç uyumlarının incelendiği bu araştırmada, ana model frasco (*AG-3; Frasco GmbH, Tettang, Almanya*) modelde yapılan modifikasyonlar sonucu oluşmuştur.



Şekil 5.1. Ana model

Oluşturulan ana modelde sadece 13, 23, 26 ve 27 numaralar bırakılmış, diş boşlukları mum ile kapatılarak gövde altı dizaynı için hazır hale getirilmiştir. Preparasyonlara başlamadan önce kondansasyon silikonu ile kesim öncesi küp şeklinde indeksler alınarak böylelikle kontrollü bir preparasyon yapılması planlanmıştır.



Şekil 5.2. Kesim öncesi indekslerin alınması

Hazırlanan silikon indeksler yatay ve dikey eksenlerde tam ortasından bistüri yardımı ile kesilmiştir. Hazırlanan silikon indeksler, preperasyon sırasında iki düzlemde kontrollü bir şekilde periodontal sond yardımıyla kesim miktarı ölçülmek üzere hazırlanmıştır.



Şekil 5.3. Periodontal sond yardımıyla kesim miktarının ölçülmesi

Marjinal kenarlarda yapılan preparasyonlar, destek dişler arasındaki yeterli paralelliği sağlamak amacıyla Bego Paraskop freze cihazı (*Bremen, Almanya*) ile 3 dereceli açılı elmas frezlerle, toplamda 6 derece taper açısıyla beraber basamaklar hazırlanmıştır.



Şekil 5.4. Bego Paraskop freze cihazı

Yapılan marjinal preparasyonlar kontrol edilmek üzere Trios 4 3 Shape (Kopenhak, Danimarka) ile tarama yapılarak paralellik ve basamakların genişlikleri ölçüldü. Destek dişlere 360 derece 1.0 mm chamfer basamak ve 1,5-2,0 mm lik oklüzal redüksiyon uygulanmıştır.



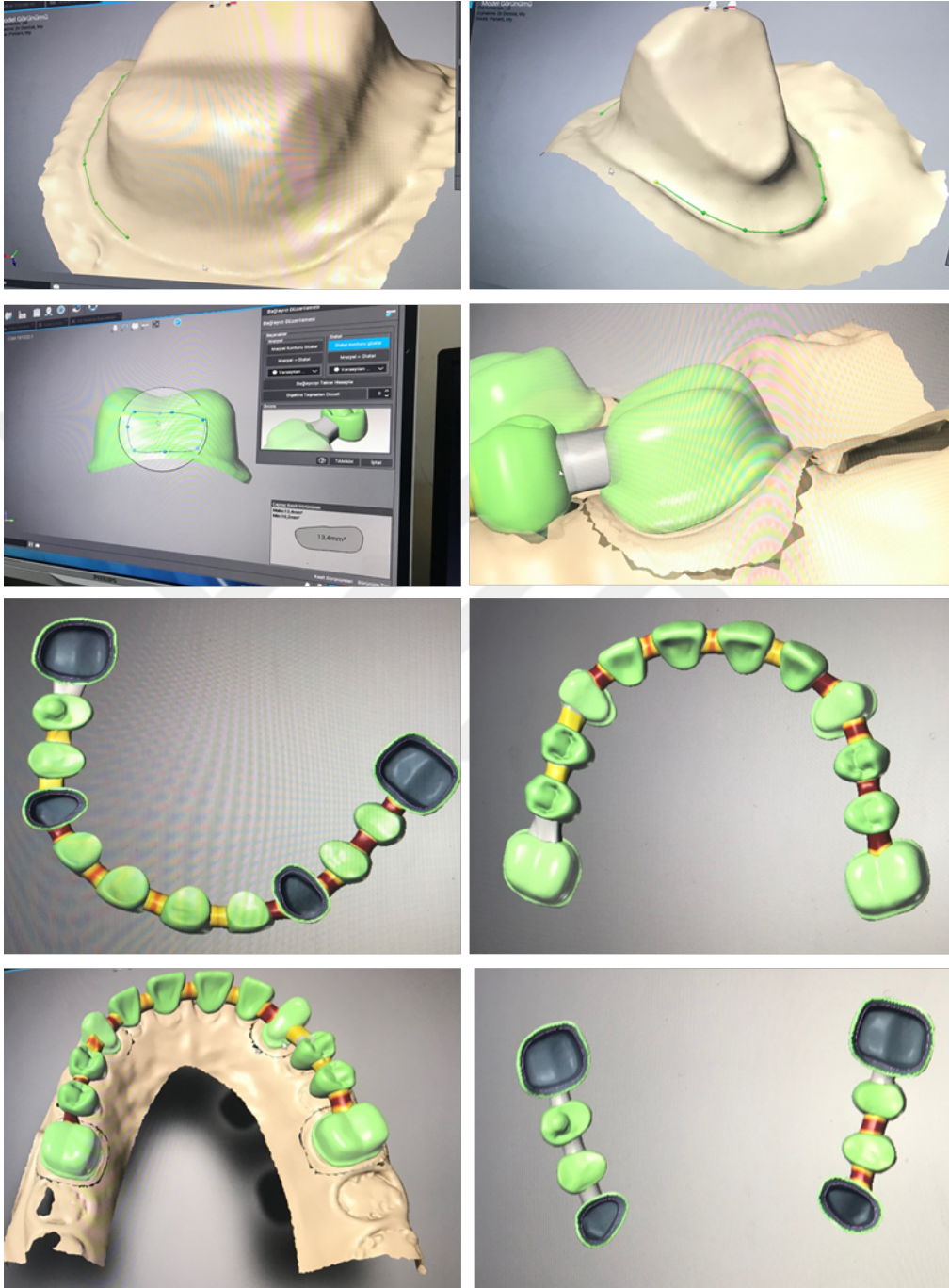
Şekil 5.5. Trios 4 3 Shape (Kopenhak, Danimarka) ile tarama yapılarak paralellik ve basamakların genişliklerinin ölçülmesi

Destek dişlerin hazırlıkları tamamlanan, ana model, Dentalwings 3Series (Montreal, Kanada) tarayıcı ile beraber STL (*standard tessellation language* – STL) formatında dijital olarak elde edilmiştir.



Şekil 5.6. Ana modelin Dentalwings 3Series (Montreal, Kanada) tarayıcı ile beraber STL (standard tessellation language – STL) formatında elde edilmesi

CAD programının (DWOS S.3.0, Dental-Wings) yardımıyla alt yapıların üretim parametreleri; 500 µm alt yapı kalınlığı ve 50 µm internal aralık olacak şekilde ayarlanmıştır. Ölçü aşamasındaki olası hata ihtimalini ortadan kaldırmak ve üretimin standardizasyonunu sağlamak amacıyla tüm örnekler taramada elde edilmiş aynı dijital veri üzerinden üretilmiştir.



Şekil 5.7. CAD programı yardımıyla alt yapıların üretimi

Yapılan güç analizi sonucunda elde edilen verilere göre, Marginal discrepancy değerleri dikkate alındığında %95 güven ($1-\alpha$), %80,1 test gücü ($1-\beta$) ve $d=0,763$ etki büyüklüğü ile toplam en az 22 gözlem alınması gerekmektedir.

Internal discrepancy değerleri dikkate alındığında %95 güven ($1-\alpha$), %80,4 test gücü ($1-\beta$) ve $d=0,550$ etki büyüklüğü ile toplam en az 42 gözlem alınması gerekmektedir.

Marginal discrepancy için GPOWER PROTOKOLÜ

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input:

Tail(s)	=	One
Effect size d	=	0.7633863
α err prob	=	0.05
Power ($1-\beta$ err prob)	=	0.80
Allocation ratio N2/N1	=	1

Output:

Noncentrality parameter δ	=	2.5318659
Critical t	=	1.6819524
Df	=	42
Sample size group 1	=	22
Sample size group 2	=	22
Total sample size	=	44
Actual power	=	0.8011913

Internal discrepancy için GPOWER PROTOKOLÜ

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input:

Tail(s)	=	One
Effect size d	=	0.5499469
α err prob	=	0.05
Power ($1-\beta$ err prob)	=	0.80
Allocation ratio N2/N1	=	1

Output:

Noncentrality parameter δ	=	2.5201733
Critical t	=	1.6636492
Df	=	82
Sample size group 1	=	42
Sample size group 2	=	42
Total sample size	=	84
Actual power	=	0.8035689

Bu bilgiler ışığında, çalışmanın grupları: kazıma ile üretilen soft metal grubu (deney grubu), Lazer sinterleme ile elde edilen alt yapı grubu ve döküm ile elde edilen (kontrol grubu) şeklinde oluşturulmuştur. Ölçümler standartzasyonu sağlamak amacıyla 26 numaralı dişten yapılmıştır.

Konvansiyonel (Döküm yolu ile) Marjinal uyum	Deney Grubu :Soft Metal blok Marjinal uyum	Lazer Sinterleme yöntemi ile elde edilen marjinal uyumlar
12 üye köprülerde (Molar dişten) = 1 diş için 1 noktadan ölçüm	12 üyeli köprülerde (Molar dişten) = 1 diş için 1 noktadan ölçüm	12 üyeli köprülerde (Molar dişten) = 1 diş için 1 noktadan ölçüm
4 üye köprülerde (Molar dişten) = 21 diş için 1 noktadan ölçüm	4 üye köprülerde (Molar dişten) = 1 diş için 1 noktadan ölçüm	4 üye köprülerde (Molar dişten) = 1 için diş 1 noktadan ölçüm
1 üye kronlarda (Molar dişten) = 1 diş için 1 noktadan ölçüm	1 üyeli kronlarda (Molar dişten) = 1 diş için 1 noktadan ölçüm	1 üye kronlarda (Molar dişten) = 1 diş için 1 noktadan ölçüm

Konvansiyonel (Döküm yolu ile) İnternal Uyum	Deney Grubu :Soft Metal blok İnternal Uyum	Lazer Sinterleme yöntemi ile elde edilen protezlerde İnternal Uyum
12 üye köprülerde (Molar dişten) = 1 diş için 3 noktadan ölçüm	12 üyeli köprülerde (Molar dişten) = 1 diş için 3 noktadan ölçüm	12 üye köprülerde (Molar dişten) = 1 diş için 3 noktadan ölçüm
4 üye köprülerde (Kanin,Molar) = 1 diş için 3 noktadan ölçüm	4 üye köprülerde (Kanin,Molar) = 1 diş için 3 noktadan ölçüm	4 üye köprülerde (Kanin,Molar) = 1 için diş 3 noktadan ölçüm
1 üye kronlarda (Molar dişten) = 1 diş için 3 noktadan ölçüm	1 üyeli kronlarda (Molar dişten) = 1 diş için 3 noktadan ölçüm	1 üye kronlarda (Molar dişten) = 1 diş için 3 noktadan ölçüm

5.1. Metal Alt Yapıların üretilmesi

Dijital ortamda elde edilen ana model üzerinde 3 farklı yöntemle metal alt yapılar elde edilmiştir. Bunlardan biri kontrol grubu olan döküm yoluyla hazırlanan metal alt yapılar, lazer sinterleme ile elde edilen alt yapılar ve deney grubu olan soft metal blokların kazınması ile oluşturulmuş Cr-Co metal alt yapılarıdır.

5.1.1.Döküm

Gruplar arası standartizasyonu sağlamak için, CAD yazılımında yapılan tasarımlar, her grupta kullanılmak üzere hazırlanmıştır. Kontrol grubunu oluşturan döküm yolu ile üretilecek alt yapılar, mum bloklara yapılan frezeleme işlemi ile üretilmiştir.



Şekil 5.1.1. Mum bloklar

Döküm ile elde edilen alt yapılarda sıkça karşılaşılan problemlerden biri olan uyum problemini engellemek ve teknisyenin çalışma hassasiyetine bağlı olarak değişebilecek mum replikaların hazırlanması işlemi bilgisayar ortamında hazırlanarak standardizasyon sağlanmıştır. Mum örneklerin hazırlanması ile beraber iş akışı konvansiyonel olarak kayıp mum tekniği ile devam edilmiştir.

Üretilen mum alt yapılar ana modele yerleştirilmiştir. Mum alt yapıların revetmana alma (Cergo fit Degudent, Almanya) işlemleri gerçekleştirilmiştir. Daha sonra replikalar mum uzaklaştırma işlemi için fırın (MFX-1010, Mikrotek Dental, Türkiye) içerisine yerleştirilmiştir. Döküm, elektrik indüksiyon fırınında (INF-2010, Mikrotek Dental, Türkiye) Aliminyum oksit partikül abrazyonu ve düşük hızda karbit diskler döküm sonucu oluşan kalıntıları gidermek amacıyla kullanılmıştır.

5.1.2. Selektif lazer sinterleme

Tasarım, ISO 22674 nolu standartta uygun olacak şekilde STL formatlı dosya kullanılarak, EOSINT M 270 (EOS GmbH, Mönih, Almanya) cihazına veri girişi olarak yapılmıştır. EOSINT M 270 cihazında kullanılan üretim parametreleri sırası ile; lazer gücü 200W, lazer demetinin çapı 0.200 mm, tarama hızı; 7.0 m/s, üretim hızı; 2-20 mm³/s, katman kalınlığı; 0.020 mm ve koruyucu atmosfer max 1.5% oksijen olacak şekilde ayarlanmıştır.



Resim 5.1.2. EOSINT M 270 (EOS GmbH, Mönih, Almanya) cihazı

Elde edilen alt yapıların kalınlıkları kumpasla ölçülerek, standartlara uymayanlar çalışmaya dahil edilmeyip, yerlerine yenileri yapıldı.

5.1.3. Soft metal bloklar

Çalışmanın deney grubunu oluşturan Co-Cr soft metaller, CASTCO 45 98x12 (Dentindex, İstanbul, Türkiye) blokların kazınmasıyla üretilmiştir. Kazıma işlemi üretici firma önerisiyle beraber Zahntech 3D (Dentindex, İstanbul, Türkiye) cihazında gerçekleştirilmiştir.



Resim 5.1.3. Zahntech 3D (Dentindex, İstanbul, Türkiye) cihazında CASTCO 45 98x12 blokların kazınması

Üretim işleminden sonra, metal alt yapılar üreticinin tavsiyeleri doğrultusunda bir argon gazı atmosferi altında sinterleme işlemine tabi tutulmuştur. Sinterleme işlemi, üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda Sinter M&F fırınında (Dentindex, İstanbul, Türkiye) tamamlanmıştır.



Resim 5.1.4. Sinter M&F fırını

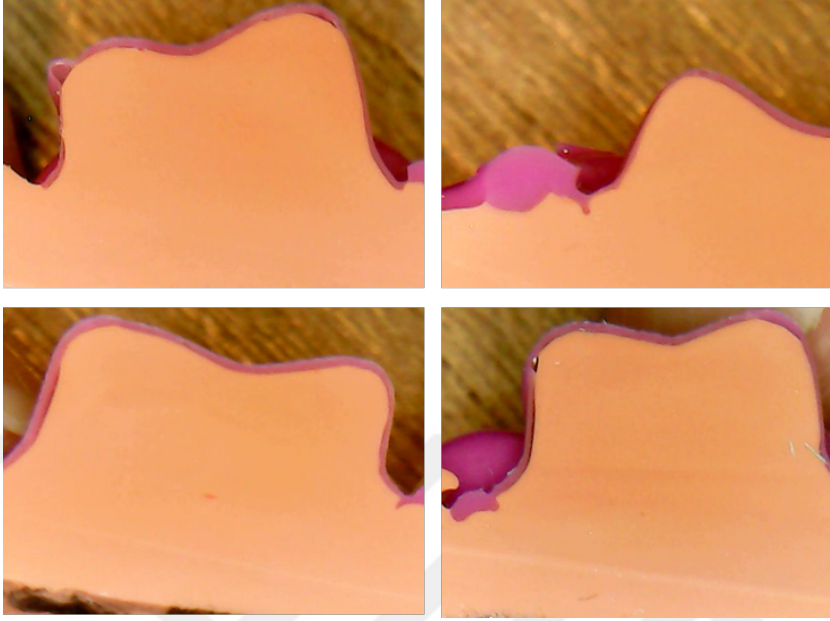
5.1.4.Silikon örneklerin elde edilmesi

Üretimi tamamlanmış metal alt yapılar buhar ile temizlenerek, tesviyeleri yapılmıştır. Alt yapıların uyumları, silikon replika yöntemi ve dijital video mikroskop eşliğinde ölçülmüştür.

Silikon replika tekniği için *light-body* silikon malzeme (Elite HD + Lightbody Fast Setting, Zhermack, İtalya, siman boşluğunu simule etmesi için tabanca (Applyfix 4, Kettenbach GmbH & Co KG, Almanya) yardımıyla alt yapıların içerisine uygulanmıştır. Alt yapılar ana modeldeki destek dişler üzerine yerleştirilmiştir. Bu aşamada, standart olmayan parmak basıncı yerine düzenli aralıklarla kalibre edilerek uygulanan parmak basıncı ile 50 Newton (≈ 5 kg) oklüzal kuvvet yaklaşık her örnek için beş dakika uygulanmıştır. Kalibrasyon düzenli aralıklarla hassas tartı ile yapılmıştır.

Light-body silikon malzemesinin sertleşmesi için 5 dakika bekledikten sonra alt yapılar ana modelden çıkarılmıştır. *Light-body* replikayı desteklemek ve ölçüm öncesi örneklerin düzlemlerde kolayca kesilmesi amacıyla alt yapının içerisi *heavy-body* silikon malzemesi (Elite HD + Putty Soft Fast Setting, Zhermack, İtalya) ile doldurulmuştur.

Daha sonra hazırlanan silikon replika örnekleri bukkolingual yönde iki eşit parçaya ayıracak şekilde bistüri yardımıyla kesilmiştir. Bukkolingual yönde iki eşit parçaya bölünmüş silikon replika örneklerinin, dijital mikroskop altında, X25 büyütme eşliğinde, fotoğraf kayıtları alınmıştır. Örneklerden alınan görüntüler, mikroskop sabitlenerek, aynı açı ve yükseklikten çekilmiştir.



Resim 5.1.5. Bukkolingual yönde iki eşit parçaya bölünmüş silikon replika örnekleri

Çekilen fotoğraflarda, internal ve marjinal uyumlar, Image J yazılımı ile beraber iki nokta ölçüm yöntemi kullanılarak ölçülmüştür. ImageJ yazılımındaki kalibrasyon ise universal scale şablonundan alınan görüntü ile ölçeklenerek yapılmıştır.



Resim 5.1.6. universal scale şablonu görüntüsü

5.2. İstatistiksel Yöntem

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Üretim, üye sayısına göre internal ve marjinal uyuma ait uzunluk değerlerinin karşılaştırılmasında İki yönlü varyans analizi kullanıldı. Üretim, üye sayısına ve yüzeye göre internal uyuma ait uzunluk değerlerinin karşılaştırılmasından Üç yönlü varyans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırma için Tukey HSD testi ve Duncan testi kullanıldı. Analiz sonuçları nicel veriler için ortalama \pm s. sapma şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,050$ olarak alındı.

6.BULGULAR

Tablo 6.1. İnternal uyum sonuçlarına ait iki yönlü varyans analizi sonucu

	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Üretim	0,008	2	0,004	22,999	<0,001
Üye sayısı	0,027	2	0,014	83,939	<0,001
Üretim * Üye sayısı	0,010	4	0,002	15,103	<0,001

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği

Ölçümler, hazırlanan silikonlar arasındaki iki nokta arasındaki uzunluk ölçülerek elde edilmiştir. Çalışmamızda uzunluk olarak belirtilen kavram, uyumu değerlendirmek için ölçülmesi gereken iki nokta arasındaki uzunluğu belirtmektedir.

Üretim yöntemlerinin, uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$). Soft metal ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,110 mm, lazer sinter ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,096 mm ve döküm ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,107 mm olarak elde edilmiştir. Üretim gruplarına göre metallerin uzunluk ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Bu farklılık lazer sinter metalinin ortalamasının soft metal ve döküm gruplarının ortalamalarından düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır. Üye sayıları ana etkisinin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$) (Tablo 6.1).

Bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm, dört üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm ve on iki üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,120 mm olarak elde edilmiştir. Üye sayılarına göre metallerin uzunluk ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Bu farklılık on iki üyeli olanların bir üyeli ve dört üyeli olanların uzunluk ortalamasından yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır. Üretim ve üye sayısı etkileşiminin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$) (Tablo 6.1).

Soft metal ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm, dört üyeli olanların ortalaması 0,105 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,127 mm, lazer sinter metal ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm, dört üyeli olanların ortalaması 0,092 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,100 mm ve döküm ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm, dört üyeli olanların ortalaması 0,092 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,133 mm olarak elde edilmiştir. En yüksek ortalama değer döküm ile üretilen on iki üyeli olanlardan elde edilmişken en düşük ortalama değer ise Lazer sinter ve döküm ile üretilen dört üyeli olanlardan elde edilmiştir (Tablo 6.1).

Tablo 6.2. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

	Soft metal	Lazer sinter	Döküm	Toplam
1	0,096 ± 0,015 ^{AB}	0,096 ± 0,013 ^{AB}	0,096 ± 0,013 ^{AB}	0,096 ± 0,014 ^a
4	0,105 ± 0,012 ^B	0,092 ± 0,016 ^A	0,092 ± 0,010 ^A	0,096 ± 0,015 ^a
12	0,127 ± 0,012 ^C	0,100 ± 0,008 ^{AB}	0,133 ± 0,014 ^C	0,120 ± 0,018 ^b
Toplam	0,110 ± 0,019 ^b	0,096 ± 0,013 ^a	0,107 ± 0,022 ^b	0,104 ± 0,019

a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, A-C: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında fark yoktur

Tablo 6.3. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait Üç yönlü varyans analizi sonucu

	Kareler Toplamı	S d	Kareler Ortalaması	F	p
Üretim	0,00700	2	0,00300	21,76 7	<0,00 1
Üye sayısı	0,02600	2	0,01300	83,74 3	<0,00 1
Yüzey	0,00006	2	0,00003	0,198	0,820
Üretim * Üye sayısı	0,01100	4	0,00300	18,39 8	<0,00 1
Üretim * Yüzey	0,00000	4	0,00008	0,513	0,727
Üye sayısı * Yüzey	0,00100	4	0,00000	1,555	0,188
Üretim * Üye sayısı * Yüzey	0,00300	8	0,00000	2,761	0,007

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği

Üretim ana etkisinin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi vardır ($p<0,001$). Soft metal ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,110 mm, lazer sinter ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,096 mm ve döküm ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,107 mm olarak elde edilmiştir. Üretim gruplarına göre metallerin uzunluk ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Bu farklılık lazer sinter metalinin ortalamasının soft metal ve döküm gruplarının ortalamalarından düşük olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır. Üye sayıları ana etkisinin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi vardır ($p<0,001$) (Tablo 6.3).

Bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm, dört üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm ve on iki üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,120 mm olarak elde edilmiştir. Üye sayılarına göre metallerin uzunluk ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Bu farklılık on iki üyeli olanların bir üyeli ve dört üyeli olanların uzunluk ortalamasından yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır. Yüzey ana etkisi uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur ($p>0,050$). Üretim ve üye sayısı etkileşiminin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi vardır ($p<0,001$) (Tablo 6.3).

Soft metal ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm, dört üyeli olanların ortalaması 0,105 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,127 mm, lazer sinter metal ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096, dört üyeli olanların ortalaması 0,092 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,100 mm ve döküm ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,096 mm, dört üyeli olanların ortalaması 0,092 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,133 mm olarak elde edilmiştir. En yüksek ortalama değer döküm ile üretilen on iki üyeli olanlardan elde edilmişken en düşük ortalama değer ise Lazer sinter ve döküm ile üretilen dört üyeli olanlardan elde edilmiştir (Tablo 6.3).

Üretim, üye sayısı ve yüzey etkileşiminin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi vardır ($p=0,007$). En yüksek ortalama uzunluk değeri döküm ile üretilen metalin on iki üyeli x yüzeyinde elde edilmişken en düşük ortalama uzunluk döküm ile üretilen metalin bir üyeli x yüzeyinden elde edilmiştir (Tablo 6.3).

Tablo 6.4. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Üye sayısı	Yüzey	Soft metal	Lazer sinter	Döküm	Toplam
1	x	0,094 ± 0,019 ^{AB}	0,100 ± 0,006 ^{ABC}	0,080 ± 0,010 ^A	0,091 ± 0,014
	y	0,100 ± 0,007 ^{AB}	0,095 ± 0,016 ^{AB}	0,096 ± 0,012 ^{AB}	0,097 ± 0,012
	z	0,094 ± 0,018 ^{AB}	0,095 ± 0,013 ^{AB}	0,102 ± 0,011 ^{ABCD}	0,097 ± 0,014
	Toplam	0,096 ± 0,015 ^{AB}	0,096 ± 0,013 ^{AB}	0,096 ± 0,013 ^{AB}	0,096 ± 0,014 ^a
4	x	0,101 ± 0,017 ^{ABCD}	0,096 ± 0,014 ^{AB}	0,096 ± 0,017 ^{AB}	0,097 ± 0,014
	y	0,106 ± 0,009 ^{ABCD}	0,085 ± 0,016 ^{AB}	0,090 ± 0,01 ^{AB}	0,094 ± 0,015
	z	0,107 ± 0,013 ^{BCD}	0,095 ± 0,017 ^{AB}	0,092 ± 0,009 ^{AB}	0,098 ± 0,014
	Toplam	0,105 ± 0,012 ^B	0,092 ± 0,016 ^A	0,092 ± 0,01 ^A	0,096 ± 0,015 ^b
12	x	0,136 ± 0,026 ^E	0,092 ± 0,009 ^{AB}	0,149 ± 0,023 ^E	0,126 ± 0,032
	y	0,126 ± 0,011 ^{CDE}	0,100 ± 0,003 ^{AB}	0,134 ± 0,010 ^E	0,12 ± 0,017
	z	0,126 ± 0,004 ^{DE}	0,104 ± 0,007 ^{ABCD}	0,126 ± 0,005 ^{DE}	0,119 ± 0,012
	Toplam	0,127 ± 0,012 ^C	0,100 ± 0,008 ^{AB}	0,133 ± 0,014 ^C	0,12 ± 0,018 ^{ab}
Toplam	x	0,11 ± 0,027	0,096 ± 0,01	0,108 ± 0,035	0,105 ± 0,026
	y	0,11 ± 0,014	0,093 ± 0,014	0,107 ± 0,022	0,103 ± 0,019
	z	0,109 ± 0,018	0,098 ± 0,013	0,107 ± 0,017	0,104 ± 0,017
	Toplam	0,11 ± 0,019 ^b	0,096 ± 0,013 ^a	0,107 ± 0,022 ^b	0,104 ± 0,019

a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, A-E: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında fark yoktur

Tablo 6.5. Marjinal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait İki yönlü varyans analizi sonucu

	Kareler Toplamı	Sd	Kareler Ortalaması	F	p
Üretim	0,007	2	0,003	12,346	<0,001
Üye sayısı	0,002	2	0,001	3,661	0,039
Üretim * Üye sayısı	0,004	4	0,001	3,573	0,018

Sd: Serbestlik derecesi, F: Varyans analizi test istatistiği

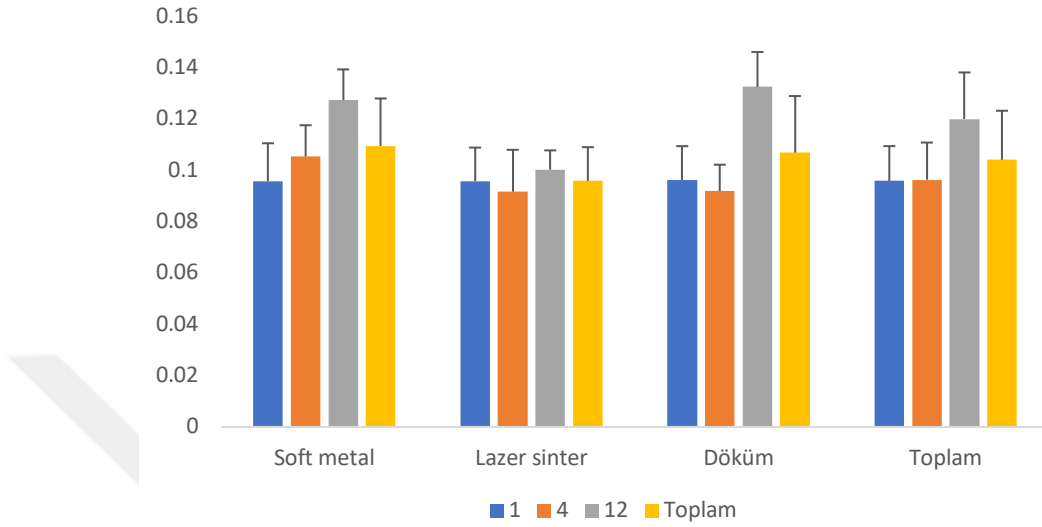
Marjinal uyum sonuçlarına ait üretim ana etkisinin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi vardır ($p < 0,001$). Soft metal ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,092 mm, lazer sinter ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,106 mm ve döküm ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması 0,125 mm olarak elde edilmiştir. Üretim gruplarına göre metallerin uzunluk ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Bu farklılık döküm metalinin ortalamasının diğer grupların ortalamalarından yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır. Üye sayıları ana etkisinin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi vardır ($p = 0,039$). Bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,104 mm, dört üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,102 mm ve on iki üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,118 mm olarak elde edilmiştir. Üye sayılarına göre metallerin uzunluk ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. Bu farklılık on iki üyeli olanların bir üyeli ve dört üyeli olanların uzunluk ortalamasından yüksek olarak elde edilmesinden kaynaklanmaktadır (Tablo 6.5).

Üretim ve üye sayısı etkileşiminin uzunluk değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi vardır ($p = 0,018$). Soft metal ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,079 mm, dört üyeli olanların ortalaması 0,091 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,107 mm, lazer sinter metal ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,121 mm, dört üyeli olanların ortalaması 0,097 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,101 mm ve döküm ile üretilen metallerin bir üyeli olanların uzunluk ortalaması 0,111 mm, dört üyeli olanların ortalaması 0,118 mm, on iki üyeli olanların ortalaması 0,148 mm olarak elde edilmiştir. En yüksek ortalama değer döküm ile üretilen on iki üyeli olanlardan elde edilmişken en düşük ortalama değer ise soft metal ile üretilen bir üyeli olanlardan elde edilmiştir (Tablo 6.5).

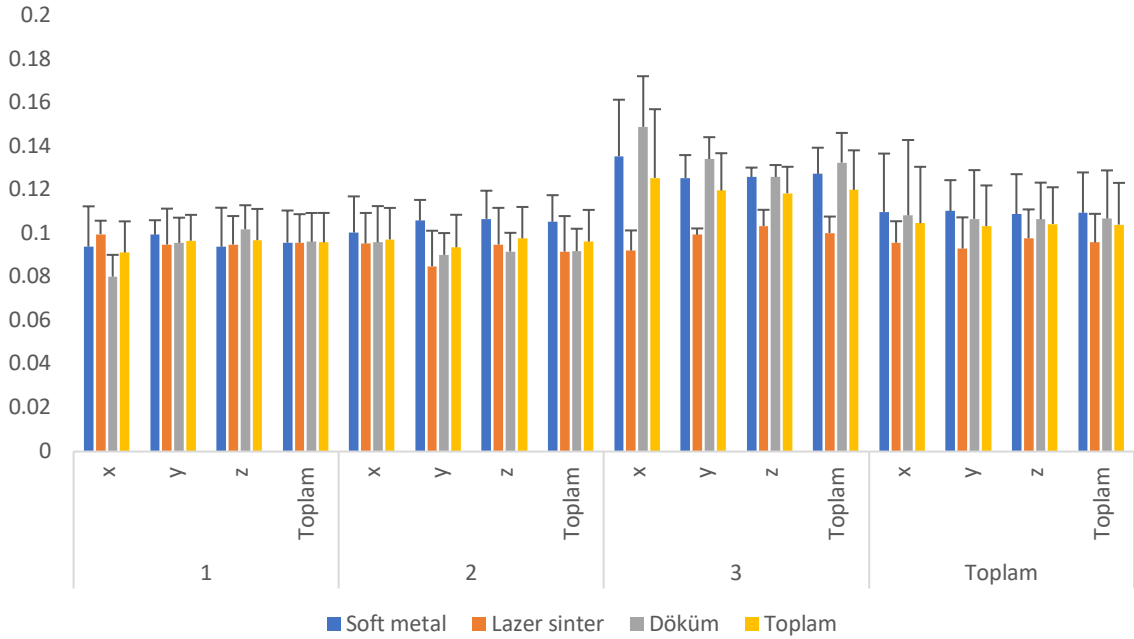
Tablo 6.6. Marjinal uyum sonuçlarının length değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

	Soft metal	Lazer sinter	Döküm	Toplam
1	0,079 ± 0,007 ^A	0,121 ± 0,02 ^{BC}	0,111 ± 0,017 ^{ABC}	0,104 ± 0,023 ^b
4	0,091 ± 0,005 ^{AB}	0,097 ± 0,009 ^{AB}	0,118 ± 0,012 ^{ABC}	0,102 ± 0,015 ^b
12	0,107 ± 0,012 ^{AB}	0,101 ± 0,013 ^{AB}	0,148 ± 0,033 ^C	0,118 ± 0,029 ^a
Toplam	0,092 ± 0,014 ^a	0,106 ± 0,017 ^a	0,125 ± 0,026 ^b	0,108 ± 0,024

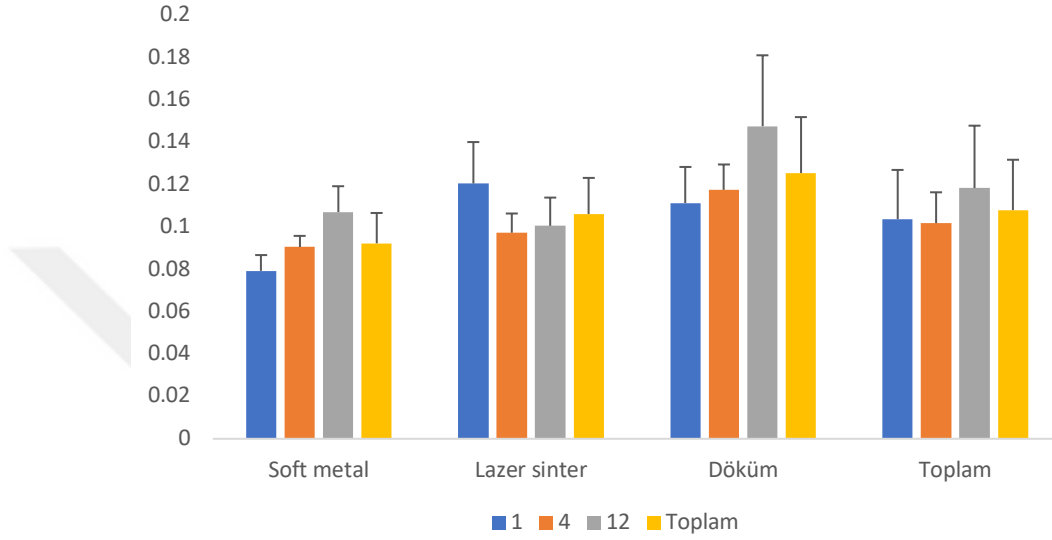
a-b: Aynı harfe sahip gruplar arasında fark yoktur, A-C: Aynı harfe sahip etkileşimler arasında fark yoktur



Şekil 6.1. İnternal uyum sonuçlarının lenght değerlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği (Tablo 2)



Şekil 6.2. İnternal uyum sonuçlarının lenth değ erlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği (Tablo 4)



Şekil 6.3. Marjinal uyum sonuçlarının lenth değ erlerine ait ortalama ve standart sapma grafiği (Tablo 6)

7.TARTIŞMA

Metal seramik restorasyonlar mekanik özellikleri nedeniyle sabit diş tedavilerinde kullanılan popüler bir uygulamadır. Metal-seramik restorasyonların tercih edilme sebepleri arasında posterior bölgedeki yüksek stresler bulunmaktadır. Metal seramik kronların uzun dönem klinik performanslarının memnun edici olduğu ortaya konulmuştur (137).

İn-vivo çalışmalar, klinik sonuçları doğru yansıtması açısından değerli olmasına rağmen; ortam faktörleri, kişisel çiğneme dinamikleri ve restorasyonların geometrisindeki farklılıklardan dolayı ölçümlerin standardize edilmesi zordur. İnvitro çalışmalar sonucundaki ölçümler kesin olarak doğru sonuçları yansıtılmakta fakat klinik çalışmalara rehber olabilmektedir. İn-vitro çalışmalar, klinik durumları olabildiğince taklit etmelidir (125).

Metal seramik restorasyonlar, geleneksel döküm yöntemiyle ya da gelişen teknolojiyle birlikte geliştirilen CAD/CAM, DMLS gibi yöntemlerle üretilebilmektedir. Geleneksel yöntem, mum modelajdan sonra yapılan döküm işlemleriyle elde edilen metal alt yapı üretimini içermektedir (138). Bu yöntem sık kullanılmasına rağmen bazı dezavantajlara da sahiptir. Bunlar; mum modelajın büzülmesi, metal alt yapının düzensizliği, karmaşık uygulama aşamaları ve zaman kaybıdır (137). Bu gibi dezavantajları nedeniyle son yıllardaki teknolojik gelişmelerle birlikte direkt metal lazer sinter (DMLS) ve CAD/CAM sistemleri uygulanmaya başlanmıştır.

DMLS yöntemleri geleneksel döküm yöntemleriyle kıyaslandığında; üretim zamanını azaltması, insan hatasını ve döküm hatalarının engellenmesi, tek seferde çok sayıda üretim gibi avantajlara sahiptir (113). Literatürde yapılan çalışmalar göz önüne alındığında, DLMS yöntemiyle üretilen kronlardaki marjinal açıklıkla ilgili farklı sonuçlar bulunmaktadır. Zeng ve ark. (131) lazer sinter kullanılan gruplarla geleneksel döküm olan gruplar arasında tekrarlanan fırınlamalar sonucu marjinal açıklığın değerlendirilmesini araştırdıkları çalışmada lazer sinter olan gruplarda daha az marjinal açıklık olduğunu bildirmişlerdir.

Araştırmalarda kullanılan basamak şeklinin marjinal uyum üzerine etkisini inceleyen çalışmalarda marjinal preperasyon tipi ile marjinal uyumunun ilişkili olduğu belirtilmiştir. Knife edge ve Chamfer basamak tipi karşılaştırmasında en iyi marjinal uyum Chamfer basamak tipinde elde edilmiştir (137). Yapılan bir çalışmada yuvarlatılmış shoulder ve shoulder basamağı ile 1 mm derin chamfer preperasyonu karşılaştırılmış ve en dūřuk marjinal açıklık değeri Chamfer basamak tipinde grldğu bildirilmiştir (139). Kane ve ark. (115)'nin anterior ve posterior bölgelerde shoulder ve chamfer basamak tipinin marjinal açıklığa etkisini incelenmiştir. Araştırma sonuçlarına göre, chamfer basamak tipinin shoulder basamak tipine göre daha iyi uyum gösterdiği belirtilmiştir. Dan Xu ve ark. (113) derin chamfer basamak tipini kullanarak lazer yöntemiyle üretimini yaptıkları restorasyonlarda marjinal açıklığı değerlendirmişlerdir. Araştırmamızda da literatüre uygun olarak en uygun marjinal uyumu sağlayan 1.0 mm chamfer basamak tipi kullanılmıştır.

Marjinal açıklığı ölçüm yöntemleri arasında, silikon replika yöntemi birçok çalışmada güvenilirlik ve doğruluk açısından kabul edilmektedir. Bu yöntemde bir protezin simantasyonu ile aynı protokol kullanılmaktadır. Bununla birlikte, yöntem, protez içine silikon enjekte etmeyi ve ölçüm için i ve marjinal uyumu kopyalamayı içerir. Bu, ölçümlerin doğrudan ağız boşluğunda yapılmasına izin veren nispeten basit, dūřuk maliyetli bir yöntem olduğundan, birçok çalışmada kullanılmıştır (140-145). Bununla birlikte, ölçü materyallerinde deformasyon ve yırtılma olasılığı vardır (146-149). Elde edilen replikalar istenilen yönlerde kesildikten sonra mikroskop altında replikanın kalınlığı analiz edilir (121). Literatürde yapılan araştırmalara bağlı olarak araştırmamızda da marjinal açıklığın ölçülmesi için silikon replika yöntemi kullanılmıştır.

Marjinal açıklığı ölçmek için farklı cihazlar kullanılmaktadır. Yapılan araştırmalarda scanning elektronik mikroskobu (SEM) sonuçlarının doğruluğu ve gvenirliiliği ortaya konulmuştur. Yapılan bir çalışmada stereomikroskop ve SEM sonuçları karşılaştırılmış, fakat farklılık bulunmadığı belirtilmiştir (150). Kaleli ve ark. (125) alışamasında marjinal açıklığı ölçmek için stereomikroskop kullanmışlardır. Kim ve ark. (121) araştırmasında, 3 boyutlu kopya yöntemi ile marjinal açıklığı lmūřlerdir.

Yapılan bir çalışmada döküm ve lazer yöntemlerinde marjinal açıklık ölçülmüş, fakat elde edilen oranlar yapılan literatür çalışmaları ile farklılık oluşturmuştur. Araştırmacılar farklılığın kullanılan marjinal açıklık ölçme yöntemlerinin farklılığından kaynaklandığını belirtmişlerdir (121). Bu konudaki karışıklıkları önlemek için, araştırmamızda silikon replikaların ölçümleri Image J yazılımı ile beraber iki nokta ölçüm yöntemi kullanılarak ölçülmüş ve Image J yazılımındaki kalibrasyon ise universal scale şablonu ile yapılmıştır.

Akçin (151)'in yapmış olduğu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar doğrultusunda kazıma yöntemi ile elde edilen metal altyapılar, marjinal uyum bakımından döküm, indüksiyon ve milling ve sinterleme yöntemine göre daha başarılı bulunmuştur. Bu çalışmada 3, 4, 5 üyeli implant üstü metal seramik kronlardaki marjinal açıklık miktarı değerlendirilmiştir. Tamac ve ark. (137) ise yapmış oldukları in vitro çalışmada, bilgisayar destekli üretilen metaller, lazer sinterleme ve komvansiyonel döküm yöntemlerini hakkında yaptığı çalışmada tek üyeli restorasyonlar üzerinde marjinal açıklık yönünden inceleme yapmıştır. Çalışmamızda ise tek üyeli, dört üyeli ve 12 üyeli restorasyonlar marjinal ve iç uyumu ölçmek üzere kullanılmıştır.

Joiias ve ark. (152) çalışmasında Co-Cr ve tek çeşit Au-Pd alaşımlarının yaptıkları bağlanma dayanımını karşılaştırdıklarında; Co-Cr alaşımlarının bağlanma dayanım değerlerinin önemli ölçüde Au-Pd alaşımından yüksek çıktığını bildirmişlerdir. Melo ve ark. (153) yapmış olduğu çalışmada, Co-Cr ve Ni-Cr alaşımı kullanmış ve bu alaşımların porselenle yaptıkları bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Gruplar arasında bağlanma yönünden anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Co-Cr alaşımlar, dental restorasyonlarda kullanılabilir kadar yüksek dayanıklılık, korozyon direnci ve elastisite modülü değerine sahiptir (152,154). Bundan dolayı bu araştırmada kullanılacak metal alt yapı olarak Co-Cr soft metaller tercih edilmiştir.

Literatürde yapılan çalışmalarda marjinal açıklık değeri ile ilgili farklı fikirler bulunmaktadır. American Dental Assosiation (ADA)'nın önerdiği, kabul edilen marjinal açıklık değeri 25 ve 40 µm arasındadır. Fakat bu değer her zaman elde edilememektedir.

Tek üyeli kronların marjinal bölgelerinden alınan sonuçların genellikle 150 µm'yi geçtiğini belirten araştırmalar bulunmaktadır (113). Bazı araştırmalarda üretimde lazer kullanılan örneklerde marjinal açıklığın 74-99 µm arasında değiştiği bildirilmiştir (113). Zeng ve ark. yaptıkları tekrarlanan fırınlama sonrası elde edilen sonuçlara göre, marjinal açıklık değerleri 100 µm ve daha az olan kronların kabul edilebileceği vurgulanmıştır, en yüksek buldukları marjinal açıklık değeri 73 µm olmuştur (131) .

Xu ve ark. (113) çalışmasında 18 adet tek üye döküm ve 18 adet tek lazer sinter ile üretilen kronların, marjinal açıklığını çalışmamızda kullanılan silikon replika tekniği ile değerlendirmiş ve yapılan ölçümler sonucu, lazer ile üretilen grupta marjinal açıklık değerini 102,86±40,54 µm olarak bulmuşlardır. Döküm ile üretilen grupta lazer ile üretilen gruba göre daha yüksek marjinal açıklık değeri bildirilmiştir.

Tamac ve ark. (137) araştırmasında 120 µm marjinal açıklığı olan kronları uzun dönemde başarılı olduklarını belirtmişlerdir. Araştırmada her bir grupta 20 adet örnek gelecek şekilde hazırlanan, CAD/CAM, döküm ve DLMS yöntemiyle oluşturulan örnekler değerlendirilmiştir. DLMS, CAD / CAM ve döküm sistemleri ile üretilen metal seramik kuronlar, kabul edilebilir bir aralıkta benzer klinik marjinal adaptasyon sergilemiştir. Örneklerin sayısı ve üye sayısından bağımsız olarak hazırlanan bu çalışmada yalnızca sinterleme gruplarında silikon replika üzerinden ölçülen bölgelere göre farklılıklar gözlenmiştir.

Örtrop ve ark. (155)'nin ürettiği 32 adet 3 üyeli restorasyonlar ile beraber, kayıp mum tekniği, mum kazıma tekniği ile, metal kazıma ve lazer sinterleme yöntemleri ile Cr-Co alt yapıları üretmişlerdir. Day yapının üzerine simante edilen bu kronlar, stereomikroskopunda incelenerek, elde edilen sonuçlara göre lazer sinter yöntemiyle üretilen kronların, diğer yöntemlerle üretilen kronlara göre daha düşük marjinal açıklığa

sahip olduklarını belirtmişlerdir. Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilen metal altyapılar çalışmayı örneklerin standartizasyonu açısından olumsuz etkilemiştir.

Sundar ve ark. (156)'nın döküm ve lazer sinterizasyon gruplarında seramik ilavesinin incelendiği çalışmada, stereomikroskop da imageJ programı eşliğinde yapılan ölçümler sonucunda, döküm yöntemiyle üretilen metal alt yapılarda marjinal açıklıktaki anlamlı artış olduğu, lazer sinter ile üretilen gruplarda ise marjinal açıklıkta anlamlı olarak azalma olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın limitasyonlarından olan, porselen ilaveleri sonucunda, tekrarlanan fırınlamalarda oluşabilecek marjinal ve iç uyum değişimleri gözlenebilir.

Araştırmamızda ise soft metal ile üretilen metallerin bir, dört ve on iki üyeli örneklerden elde edilen silikonlar arası, ölçülen mesafenin uzunluk ortalaması sırasıyla 0,079 mm, 0,091 mm ve 0,107 mm ; lazer sinter metal ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması sırasıyla 0,121 mm, 0,097 mm ve 0,101 mm; döküm ile üretilen metallerin uzunluk ortalaması sırasıyla 0,111 mm, 0,018 mm ve 0,148 mm olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre marjinal açıklık en yüksek döküm yönteminde en düşük ise soft metal üretim yönteminde bulunmuştur.

8.SONUÇ

Farklı üretim teknikleriyle, in vitro olarak hazırlanan, tek ve çok üyeli metal altyapıların, marjinal ve iç uyumlarının karşılaştırıldığı araştırma sonuçları aşağıda verilmiştir:

1. Araştırmamızdan elde edilen sonuçlara göre üye sayısı arttıkça marjinal ve iç uyumda değişimler meydana gelmektedir, üye sayısı arttıkça restorasyonların uyumları azalmaktadır.
2. Tek üyeli üretilen metal alt yapıların marjinal uyumu dikkate alındığında, soft metal ile üretilen metal alt yapıların uyumu daha başarılıdır.
3. Dört üyeli üretilen metal alt yapılar incelendiğinde ise, soft metal ve lazer sinterleme ile elde edilen metallerin kendi aralarında uyum açısından herhangi bir fark bulunmazken, döküm yöntemi ile elde edilen metallere göre uyumlarının daha yüksek olduğu bulunmuştur.
4. On iki üyeli üretilen metal alt yapılar incelendiğinde ise, soft metal ve lazer sinterleme ile elde edilen metallerin kendi aralarında uyum açısından herhangi bir fark bulunmazken, döküm yöntemi ile elde edilen metallere göre uyumlarının daha yüksek olduğu bulunmuştur.
5. Lazer sinter yöntemi ile elde edilen metalin uyumu, soft metal ve döküm yöntemi ile elde edilen gruplarının ortalamalarından daha yüksek saptanmıştır.
6. Lazer sinterleme yöntemi ile üretilen alt yapılar kendi aralarında kıyaslandığı zaman, istatistiksel olarak marjinal uyumun en yüksek olduğu değer tek üyeli alt yapılar, dört ve on iki üyeli alt yapılarda istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir.
7. Döküm yöntemi ile üretilen metal alt yapılar üye sayılarına göre kıyaslanıldığı zaman, tek ve dört üyeli metal alt yapılarda en yüksek uyum elde edilirken, bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. On iki üyeli metal alt yapılarda ise marjinal uyum, istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük elde edilmiştir.

8. Soft metallardan üretilen alt yapılar kendi aralarında kıyaslandığı zaman, istatistiksel olarak marjinal uyumun en yüksek olduğu değer tek üyeli alt yapılarırken, dört ve on iki üyeli alt yapılarda istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir. İç uyumlar incelendiği zaman uyumun en yüksek olduğu gruplar sırasıyla, tek üyeliler, dört üyeliler ve on iki üyeli alt yapılardır.
9. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre, kıyaslanılan tüm metal üretim teknikleri, restorasyon üye sayısı gözetmeksizin, klinik olarak kabul edilebilir değerlere sahiptir.



KAYNAKLAR

- (1). Guichet N. U.S. Patent No. 3,708,882. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office, 1973.
- (2). McCracken M, Louis R, Litaker MS, Minyé HM, Mungia R, Gordan VV. et al. Treatment recommendations for single-unit crowns: Findings from the national dental practice-based research network. *The Journal of the American Dental Association*, 147(11), 882-890, 2016.
- (3). Prakash P, D'Souza DSJ, Kumar M, Viswambaran M. Effect of firing cycle and surface finishing on the sag resistance of long-span metal ceramic framework using base metal alloys—an in vitro study. *Medical Journal Armed Forces India*, 68(2), 145-150, 2012.
- (4). Sailer I, Pjetursson E, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical oral implants research*, 18, 86-96, 2007.
- (5). Padbury A, Eber R, Wang HL. Interactions between the gingiva and the margin of restorations. *Journal of clinical periodontology*, 30(5), 379-385, 2003.
- (6). Hummert T, Barghi N, Berry T. Postcementation marginal fit of a new ceramic foil crown system. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(5):766-770.
- (7). Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 554-559, 2015.
- (8). Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56, 2009.
- (9). Craig RG. Review of dental impression materials. *Advances in dental research*, 2(1), 51-64, 1988.

- (10). Phillips B. U.S. Patent No. 2,453,696. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office, 1948.
- (11). O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection, 4th edition, Kanada, Quintessence Publishing Company, 168-240, 2008.
- (12). McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66, 2001.
- (13). Rosenstiel SF, Gupta PK, Van der Sluys RA, Zimmerman MH. Strength of a dental glass-ceramic after surface coating. *Dental Materials*, 9(4), 274-279, 1993.
- (14). Vamnes JS, Morken T, Helland S, Gjerdet NR. Dental gold alloys and contact hypersensitivity. *Contact dermatitis*, 42(3), 128-133, 2000.
- (15). Can G, Akpınar G, Aydın A. The release of elements from dental casting alloy into cell-culture medium and artificial saliva. *European journal of dentistry*, 1(2), 86, 2007
- (16). American Dental Association. CDT 2011-2012: current dental terminology: the ADA practical guide to dental procedure codes. Ingenix, 2010
- (17). Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology, Quintessence Publishing Co, Inc, Illinois; 1992.
- (18). Kelly Jr, Rose Tc. Non precious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review. *J Prosthet Dent*.49:363-70, 1983.
- (19). Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(2), 223-234, 2000.
- (20). American Dental Association, 1984.
- (21). American Dental Association, 2007.
- (22). Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *Journal of Prosthodontics, Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(2): 188-94, 2009.
- (23). Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials, 13th edn., Missouri: Mosby Company, 2011.

- (24). Pagnano VO, Esquivel MD, Leal MB, Felipucci DB, Bezzon OL. Effect of casting atmosphere on the shear bond strength of a ceramic to Ni-Cr and NiCr-Be alloys. *Brazilian Dental Journal*, 20(2), 138-42, 2009.
- (25). Naylor WP, King A. Introduction to metal-ceramic technology. 2nd edition Surrey, Quintessence Publishing Company, 9-41, 2009.
- (26). DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dental Materials*, 24(6), 744-752, 2008.
- (27). McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramics. Vol: I. Chicago, Quintessence Publishing Company, 1979.
- (28). Moya F, Payan J, Bernardini J, Moya EG. Experimental observation of silver and gold penetration into dental ceramic by means of a radiotracer technique. *Journal of dental research*, 66(12), 1717-1720, 1987.
- (29). Önorall Ö. Tekrarlanan fırınlamaların farklı teknikler ile üretilen metal destekli seramik restorasyonların marjinal, aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal adaptasyonu üzerine etkisi. Yakın Doğu Üniversitesi Doktora Tezi, 2018.
- (30). Prinz H. Dental formulary: a practical guide for the preparation of chemical and technical compounds and accessories as used in the office and laboratory by the dental practitioner, with an index to oral diseases and their treatment. Lea & Febiger, 1932.
- (31). Mc Cabe JF WA. Anderson's Applied Dental Materials. 9th edition Londra, Blackwell Scientific Publications, 89-100, 2008.
- (32). Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C RH. Phillips Science of Dental Materials, Elsevier Health Sciences, 2012.
- (33). Tholey MJ, Waddell JN, Swain MV. Influence of the bonder on the adhesion of porcelain to machined titanium as determined by the strain energy release rate. *Dental materials*, 23(7), 822-828, 2007.
- (34). Homann F., Waddell JN, Swai MV. Influence of water, loading rate and bonder on the adhesion of porcelain to titanium. *Journal of dentistry*, 34(7), 485-490, 2006.

- (35). Bower B. New bite to fossil analysis? *Sci. News* 128:260, 1985.
- (36). Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(1), 49-54, 1995.
- (37). Molin M, Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems: A clinical and in vitro study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(4), 201-206, 1993.
- (38). Chris M. Stojanowski, Center for Bioarchaeo-logical Research, School of Human Evolution and Social Change, Arizona State University, 1966.
- (39). Su TS, Sun J. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit ceramic fixed dental prostheses made with either a conventional or digital impression. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(3), 362-367, 2016.
- (40). Presswood RG, Skjonsby HS, Hopkins G, Presswood TL, Pendleton M. A base metal alloy for ceramo-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 44(6), 624-629, 1980.
- (41). Fairhurst CW, Anusavice KJ, Hashinger DT, Ringle RD, Warren Twigg S. Thermal expansion of dental alloys and porcelains. *Journal of Biomedical Materials Research*, 14(4), 435-446, 1980.
- (42). Nayır E. Diş hekimliği Maddeler Bilgisi. 7. baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul; 1999.
- (43). Yavuzyılmaz H. Metal Destekli Estetik Kronlar. Gazi kitapevi Yayınları, Genişletilmiş 3. baskı Ankara, 2013
- (44). Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*, 56, 97-106, 2011.
- (45). Yavuzyılmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 1. Baskı. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996: 2-15.
- (46). Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent*, 26(3), 115-20, 2013.
- (47). Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*, 2(1), 9, 1999.

- (48). Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511, 2008.
- (49). Park JY, Kim HY, Kim JH, Kim JH, Kim WC. Comparison of prosthetic models produced by traditional and additive manufacturing methods. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(4), 294–302, 2015.
- (50). Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289–1296, 2006.
- (51). Şeker E, Ersoy AE. Diş hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. *Ankara Dişhekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi*, 3(2), 243–254, 2010.
- (52). Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 29(3–4), 317–335, 2006.
- (53). Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12, 2012.
- (54). Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U. Et al. DIP-Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of Dental Research*, 88(7), 673–676, 2009.
- (55). Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 713–727, 2007.
- (56). Kim H, Jang SH, Kim Y, Son J, Min B, Kim KH, Kwon TY. Microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques. *Materials*, 9(7), 596, 2016.
- (57). Kocaağaoğlu H, Albayrak H, Kilinc H, Gümüş H. Effect of repeated ceramic firings on the marginal and internal adaptation of metal ceramic restorations fabricated with different CAD-CAM technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(5), 672-677, 2017.

- (58). Bindl A, Mörmann W. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 27(6), 567–575, 2007.
- (59). Wong KV, Hernande A. A review of additive manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*, 2012(2012), 1–10, 2012.
- (60). Centenero SA, Hernandez-Alfaro F. 3D planning in orthognathic surgery: CAD/CAM surgical splints and prediction of the soft and hard tissues results - our experience in 16 cases. *J Cranio-Maxillofacial Surg*, 40(2):162–168, 2012.
- (61). Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Makynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optic Laser Eng*, 54:203–221, 2014.
- (62). Zheng Y, Wang Y, Chen RK, et al. Tissue transformation mold design and stereolithography fabrication. *Rapid Prototyp J*, 23(1):162–168, 2017.
- (63). Mazzoli A, Ferretti C, Gigante A, Salvolini E, Mattioli-Belmonte M. Selective laser sintering manufacturing of polycaprolactone bone scaffolds for applications in bone tissue engineering. *Rapid Prototyp J*, 21(4):386–392, 2015.
- (64). Heras ES, Haro FB, Burgo JMA, Marcos MEI. Plate auto-level system for fused deposition modelling (FDM) 3D printers. *Rapid Prototyp J*, 23(2):401–413, 2017.
- (65). Alsalla HH, Smith C, Hao L. The effect of different build orientations on the consolidation, tensile and fracture toughness properties of direct metal laser sintering Ti6Al-4V. *Rapid Prototyp J*, 24(2):276–284, 2018.
- (66). Javaid M, Kumar L, Kumar V, Haleem A. Product design and development using Polyjet rapid prototyping technology. *Int J Control Theory Inf*, 5:12–19, 2015.
- (67). Begines B, Hook AL, Alexander MR, Tuck CJ, Wildman RD. Development, printability and post-curing studies of formulations of materials resistant to microbial attachment for use in inkjet-based 3D printing. *Rapid Prototyp J*, 22(5):835–841, 2016.
- (68). Kechagias J, Maropoulos S, Karagiannis S. Process build-time estimator algorithm for laminated object manufacturing. *Rapid Prototyp J*, 10(5):297–304, 2004.

- (69). Yuan J, Zhu M, Xu B, Chen G. Review on processes and color quality evaluation of color 3D printing. *Rapid Prototyp J*, 24(2):409–415, 2018.
- (70). Gardan J. Method for characterization and enhancement of 3D printing by binder jetting applied to the textures quality. *Assemb Autom*, 37(2):162–169, 2017.
- (71). Petrovic V, Niñerola R. Powder recyclability in electron beam melting for aeronautical use. *Aircraft Eng Aero Technol: Int J*, 87(2):147–155, 2015.
- (72). Bass L, Meisel NA, Williams CB. Exploring variability of orientation and aging effects in material properties of multi-material jetting parts. *Rapid Prototyp J*, 22(5):826–834, 2016.
- (73). Miyanaji H, Zhang S, Lassell A, Zandinejad A, Yang L. Process development of porcelain ceramic material with binder jetting process for dental applications. *Miner. Met.Mater.Soc*, 68(3):831–841, 2016.
- (74). Barone S, Neri P, Paoli A, Rationale AV. Design and manufacturing of patient-specific orthodontic appliances by computer-aided engineering techniques. *J Eng Med*, 232(1):54–66, 2018.
- (75). Milde J, Morovic L, Blaha J. Influence of the layer thickness in the Fused Deposition Modeling process on the dimensional and shape accuracy of the upper teeth model. *MATEC Web Conf*. 2017.
- (76). Chawla K. 3D bioprinting: technology in dentistry. *Int J Dent Res Oral Sci*. 2017;2(2):63–64.
- (77). Coachman C, Calamita MA, Coachman FG, Coachman RG, Sesma N. Facially generated and cephalometric guided 3D digital design for complete mouth implant rehabilitation: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 117(5):577–586, 2017.
- (78). Heynick M, Stotz I. Laminated object manufacturing. 3D CAD, CAM and Rapid Prototyping. *LAPA Digital Technology Seminar Booklet*, 2009.
- (79). Ruiz SI, Frias MA, Rider RM, Guillen AP, Rangel AG. Fundamentals of stereolithography, an useful tool for diagnosis in dentistry. *Odovtos International Journal of Dental Sciences*, 17(1), 15–21, 2015.
- (80). Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyping Journal*, 15(3), 216–225, 2009.

- (81). Günsoy S, Ulusoy M. Tek ve dört üyeli sabit restorasyonlarda farklı yöntemlerle elde edilen metal alt yapıların internal ve marjinal uyumlarının karşılaştırılması. Doktora Tezi, Yakın Doğu Üniversitesi, KKTC, 2015.
- (82). Madhav VNV, Daule R. Rapid prototyping and its application in dentistry. *Journal of Dental & Allied Sciences*, 2(2), 57–61, 2013.
- (83). Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *Journal of Dentistry (Shīrāz, Iran)*, 16(1), 1–9, 2015.
- (84). Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of the Royal Society Interface*, 10(84), 2013.
- (85). Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *International Journal of Dentistry*.2014.
- (86). Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 760-767,2016.
- (87). Bartolo P, Kruth JP, Silva J, Levy G, Malshe A, Rajurkar K. et al. Biomedical production of implants by additive electro-chemical and physical processes. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 61(2), 635–655, 2012.
- (88). Bhatnagar P, Kaur J, Arora P, Arora V. Rapid prototyping in dentistry - An update. *International Journal of Life Sciences*, 3(2), 50–53, 2014.
- (89). Mahamood RM, Akinlabi ET, Shukla M, Pityana S. Revolutionary Additive Manufacturing: An Overview. *Laser Engineering*, 27, 161–178, 2014.
- (90). Zandparsa R. Digital imaging and fabrication. *Dental Clinics of North America*, 58(1), 135–158, 2014.
- (91). Yıldırım MP, Bayındır F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 430–435, 2013.

- (92). Goswami R, Arora G, Priya A. CAD/CAM in restorative dentistry: A review. *British Biomedical Bulletin*, 2(4), 591-597, 2014.
- (93). Mitteramskogler G, Gmeiner R, Felzmann R, Gruber S, Hofstetter C, Stampfl J. et al. Light curing strategies for lithography-based additive manufacturing of customized ceramics. *Additive Manufacturing*, 1(4), 110–118, 2014.
- (94). Vaezi M, Seitz H, Yang S. A review on 3D micro-additive manufacturing technologies. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 67(5–8), 1721–1754, 2013.
- (95). Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64, 2016.
- (96). Lapcevic AR, Jevremovic DP, Puskar TM, Williams RJ, Eggbeer D. Comparative analysis of structure and hardness of cast and direct metal laser sintering produced Co-Cr alloys used for dental devices. *Rapid Prototyping Journal*, 22(1), 144–151, 2016.
- (97). Prashanth KG, Scudino S, Eckert J. Tensile properties of Al-12Si fabricated via selective laser melting (SLM) at different temperatures. *Technologies*, 4, 38, 2016.
- (98). Ma P, Jia YD, Prashanth KG, Scudino S, Yu ZS, Eckert J. Microstructure and phase formation in Al-20Si-5Fe-3Cu-1Mg synthesized by selective laser melting. *J. Alloys Compd*, 657, 430–435, 2016.
- (99). Attar H, Bönisch M, Calin M, Zhang LC, Scudino S, Eckert J. Selective laser melting of in situ titanium-titanium boride composites: Processing, microstructure and mechanical properties. *Acta Mater*, 76, 13–22, 2014.
- (100). Prashanth KG, Eckert J. Formation of metastable cellular microstructures in selective laser melted alloys. *J. Alloys Compd*, 707, 27–34, 2017.
- (101). Qui CL, Adkins NJE, Attallah, M. Selective laser melting of Invar 36: Microstructure and properties. *Acta Mater*, 103, 382–395, 2016.
- (102). Prashanth KG, Scudino S, Eckert J. Defining the tensile properties of Al-12Si parts produced by selective laser melting. *Acta Mater*, 126, 25–35, 2017.

- (103). Prashanth KG, Shakur Shahabi H, Srivastava VC, Ellendt N, Uhlenwinkel V, Eckert J. et al. Production of high strength Al85Nd8Ni5Co2 alloy by selective laser melting. *Addit. Manuf.* 6, 1–5, 2015.
- (104). Ardil LC, Garcandia F, Gonzalez-Diaz JB, Alvarez P, Echeverria A, Petite MM, et al. Effect of IN718 recycled powder reuse on properties of parts manufactured by means of selective laser melting. *Phys. Procedia*, 56, 99–107, 2014.
- (105). Xiang N, Xin XZ, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *Journal of Dentistry*, 40(6), 453-457, 2012.
- (106). Huang SH, Liu P, Mokasdar A, Hou L. Additive manufacturing and its societal impact: A literature review. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 67(5–8), 1191–1203, 2013.
- (107). Pan Z, Wang Y, Huang H, Ling Z, Dai Y, Ke S. Recent development on preparation of ceramic inks in ink-jet printing. *Ceramics International*, 41(10), 12515–12528, 2015.
- (108). Lorenz KA, Jones JB, Wimpenny D, Jackson M. A review of hybrid manufacturing [Bildiri]. 26th International Solid Freeform Fabrication Symposium, Austin. 2015.
- (109). Zhu Z, Dhokia V, Newman ST, Nassehi A. Application of a hybrid process for high precision manufacture of difficult to machine prismatic parts. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 74(5–8), 1115–1132, 2014.
- (110). Uzun G. An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, 22(1), 530–535, 2008.
- (111). Holme JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(4), 405-408, 1989.
- (112). McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*, 131(3), 107-111, 1971.
- (113). Xu D, Xiang N, Wei B. The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1437–1440, 2014.

- (114). Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M. The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence International*, 38(7), 425-432, 2007.
- (115). Kane LM, Chronaios D, Sierraalta M, George FM. Marginal and internal adaptation of milled cobalt-chromium copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 680–685, 2015.
- (116). Gonzalo E, Su´arez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(6), 378-384, 2009.
- (117). Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(3), 250-257, 2004.
- (118). Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 109-116, 2003.
- (119). Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *Journal of Applied Oral Sciences*, 23(5), 512-522, 2015.
- (120). Kim D, Kim C, Kim J, Kim H, Kim W. Evaluation of marginal and internal gaps of Ni-Cr and Co-Cr alloy copings manufactured by microstereolithography. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(3), 176–181, 2017.
- (121). Kim KB, Ki JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 179–86, 2013.
- (122). Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1432–1436, 2014.

- (123). Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi A. Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax up techniques. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 14(3), 118–129, 2013.
- (124). Farjood E, Vojdani M, Torabi K, Khaledi AAR. Marginal and internal fit of metal copings fabricated with rapid prototyping and conventional waxing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 164-170, 2016.
- (125). Kaleli N, Saraç D. Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal ceramic restorations prepared by different methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), 656-661, 2016.
- (126). Svanborg P, Långström L, Lundh RM, Bjerkstig G, Ortörp A. (2013). A 5-year retrospective study of cobalt-chromium-based fixed dental prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 26(4), 343–9, 2013.
- (127). Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. *Brazilian Dental Journal*, 18(3), 225-230, 2007.
- (128). Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 459-464, 2003.
- (129). Pettenuo D, Schierano G, Bassi F, Bresciano ME, Carossa S. Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, 13(5), 405-408, 2000.
- (130). Vojdani M, Torabi K, Atashkar B, Heidari H, Ardakani MT. A comparison of the marginal and internal fit of cobalt-chromium copings fabricated by two different CAD/CAM systems. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 17(4), 301-308, 2016.
- (131). Zeng L, Zhang Y, Liu Z, Wei B. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 135–139, 2015.
- (132). Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures generated with three different CAD/CAM systems

- before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *Journal of Prosthodontics*, 17(8), 621-626, 2008.
- (133). Good ML, Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *Journal of Dentistry*, 37(1), 65-75, 2009.
- (134). Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), 419–428, 2013.
- (135). Mou SH, Chai T, ve Wang JS. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(3), 248-255, 2002.
- (136). Şeker E, Ozcelik TB, Rathi N. ve Yilmaz B. Evaluation of marginal fit of CAD/CAM restorations fabricated through cone beam computerized tomography and laboratory scanner data. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 47-51, 2016.
- (137). Tamaç E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 112:909- 913,2014.
- (138). Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*, 24:1311-1315, 2008.
- (139). Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H. Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 95:237-242, 2006.
- (140). Han SH, Sadr A, Tagami J, Park SH. Non-destructive evaluation of an internal adaptation of resin composite restoration with swept-source optical coherence tomography and micro-CT. *Dent. Mater*, 2016.
- (141). Colpani JT, Borba M, Della Bona Á. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent. Mater*, 29, 174–180, 2013.
- (142). Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization—a laboratory study. *Dent. Mater*, 30, 400–407, 2014.

- (143). Piras F, Berro-Filho J, Rubo J, Ferruzzi F, Ferrairo B, Mosquim V. Marginal and internal space of metallic copings. *Dent. Mater*, 2016.
- (144). Schriwer C, Skjold A, Gjerdet NR, Øilo M. Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dent. Mater*, 33, 1012–1020, 2017.
- (145). Praça L, Pekam FC, Rego RO, Radermacher K, Wolfart S, Marotti J. Accuracy of single crowns fabricated from ultrasound digital impressions. *Dent. Mater*, 34, 2018..
- (146). Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J. Oral Rehabil*, 35, 116–122, 2008.
- (147). Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int. J. Prosthodont*, 17, 59–64, 2004.
- (148). Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int. J. Prosthodont*, 16, 587–592, 2003.
- (149). Park JY, Bae SY, Lee JJ, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental prostheses: Comparison of the silicone replica technique and three-dimensional superimposition analysis. *J. Adv. Prosthodont*, 9, 159–169, 2017.
- (150). Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent*, 83:40-49, 2000.
- (151). Akçin ET. Üç farklı yöntemle üretilen implant destekli sabit protezlerin internal ve marjinal uyumunun in vitro olarak incelenmesi (Uzmanlık Tezi, Hacettepe Üniversitesi), 2015.
- (152). Joias RM, Tango RN, de Araujo JEJ, de Araujo MAJ, Saavedra GdSFA, de Arruda Paes-Junior TJ, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(1): 54-9, 2008.

- (153). De Melo RM, Travassos AC, Neisser MP. Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1): 64-9, 2005.
- (154). Bagby M, Marshall S, Marshall JRG. Metal ceramic compatibility: A review of the literature. *Journal of prosthetic dentistry*, 63(1): 21-5, 1990.
- (155). Ortorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult Von Steyern P. The fit of cobaltchromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*, 27:356-363, 2011.
- (156). Sundar Mk, Chikmagalur Sb, Pasha F. Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings--an in vitro study. *J Prosthodont Res*, 58:252-8, 2014.