





KUZEY KIBRIS TÜRK CUMHURİYETİ

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**EKLEMELİ VE ÇIKARMALI TEKNOLOJİLERLE ÜRETİLEN  
İMLANT-DESTEKLİ VİDA-RETANSİYONLU 3-ÜYELİ METAL-SERAMİK  
RESTORASYONLARIN PASİF UYUMUNUN İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMİ AMR ABU GHOFA

DOKTORA TEZİ

YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

DOÇ. DR. ÖZAY ÖNÖRAL

2021-LEFKOŞA



## TEZ ONAYI

YDÜ lisansüstü Eğitim Enstitüsüne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Programında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı:** Prof. Dr. Oğuz OZAN  
*Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.*

**Üye:** Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU  
*Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.*

**Üye:** Prof. Dr. Hakan AKIN  
*Sakarya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.*

**Danışman:** Doç. Dr. Özay ÖNÖRAL  
*Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.*

**Üye:** Yrd. Doç. Dr. Burcu GÜNAL ABDULJALİL  
*Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi A.D.*

## ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hüsnü Can BAŞER  
*Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Başkanı*

## **BEYAN**

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

Amr ABU GHOFA

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca hem diş hekimliğine hem de hayata dair engin ve kıymetli tecrübelerini benimle paylaşan, insani ve ahlaki değerlerini hep örnek aldığım, yardımlarını bir an bile benden esirgemeyen, mesleğe dair ufkumu genişleten, saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Özay Önöral'a sonsuz teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunuyorum.

Doktora eğitimim boyunca klinik tecrübelerini benimle paylaşan, danışma ihtiyacı duyduğum her an kıymetli zamanlarını ayırıp sabırla ve ilgiyle beni dinleyen, her sorun yaşadığımda yanlarına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzlerini ve samimiyetlerini benden asla esirgemeyen, gelecekteki mesleki hayatımda da örnek almaktan büyük gurur ve onur duyacağım kıymetli hocalarıma sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Tez çalışmamın sorunsuz yürütülmesinde teknik desteği veren Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim dalı laboratuvarı çalışanlarına teşekkür ediyorum.

Tez çalışmamın sorunsuz yürütülmesinde teknik desteği veren Doğu Akdeniz Üniversitesi Fen ve Edebiyat Fakültesi Laboratuvarı sorumlu hocalarına teşekkür ediyorum.

Doktora eğitimim süresince yaşadığım tüm anlarımı benimle paylaşan, zorluklarla her karşılaştığımda hep bana destek olan, sahip olduğum en kıymetli hediye dostluklarını bana veren can arkadaşlarıma destekleri ve yardımları için minnettarım.

Uzakta oldukları halde her anımda yanımdaymış gibi hissettiren, bana inançlarını hiç kaybetmeyen, zorlukların üstesinden gelebilmem için her türlü maddi ve manevi destek veren, bugünlerimin en büyük pay sahibi babama ve anneme hoşgörülerini benden hiçbir zaman esirgemedikleri için minnettarım.

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEZ ONAYI.....	i
BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER .....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
RESİMLER DİZİNİ.....	xiv
TABLolar DİZİNİ .....	xvi
ÖZET.....	xvii
ABSTRACT .....	xix
1. GİRİŞ ve AMAÇ .....	1
2.1. İmplant-Destekli Sabit Restorasyonlar .....	4
2.1.1. Siman retansiyonlu implant-destekli sabit restorasyonlar.....	5
2.1.2. Vida retansiyonlu implant-destekli sabit restorasyonlar .....	6
2.2. İmplant-Destekli Sabit Restorasyonlarda Pasif Uyum Konsepti .....	9
2.3. İmplant-Destekli Sabit Restorasyonlarda Pasif Uyum İncelenmesi .....	11
2.3.1. İmplant-destekli sabit restorasyonlarda pasif uyumun <i>in vivo</i> incelenmesi.....	11

2.3.1.1. Dokusal his eşliğinde görsel değerlendirme .....	12
2.3.1.2. Sırayla parmak basısı uygulama.....	13
2.3.1.3. İntraoral radyografiler .....	14
2.3.1.4. Tek-vida ( <i>Sheffield</i> ) testi .....	14
2.3.1.5. Vida rezistans testi .....	15
2.3.1.6. Belirli materyaller ile uyumun değerlendirmesi .....	17
2.3.1.7. Üç boyutlu değerlendirme.....	18
2.3.2. İmplant-destekli sabit restorasyonlarda pasif uyumun <i>in vitro</i> incelenmesi.....	19
2.3.2.1. Gerilim ölçümleri.....	19
2.3.2.2. Boyutsal ölçümler .....	19
2.3.2.2.1. Mikroskopik ölçümler.....	20
2.3.2.2.2. Fotogrametrik teknik.....	23
2.3.2.2.3. Dijital boyutsal ölçümler.....	24
2.4. Dental Üretim Teknolojilerine Retrospektif Bakış .....	26
2.5. Subtraktif ve Aditif Üretim Teknolojileri .....	30
2.5.1. Subtraktif üretim tekniği .....	31
2.5.2 Aditif üretim tekniği.....	35
2.5.2.1. Aditif üretim teknikleri .....	37



2.5.2.1.1. Stereolitografi ( <i>Stereolithography</i> ) .....	39
2.4.2.1.2. Direkt ışık işleme ( <i>direct light processing</i> ).....	40
2.5.2.1.3. Çok jetli foto-polimerizasyon ( <i>polyjet photo-polymerization</i> ) .....	41
2.5.2.1.4. Hızlı dondurma prototipleme ( <i>rapid freeze prototyping</i> ) .....	42
2.5.2.1.5. Eritilmiş malzeme yığıma ( <i>fused deposition modelling</i> ).....	43
2.5.2.1.6. <i>Robocasting</i> .....	45
2.5.2.1.7. <i>Freeze-form extrusion fabrication</i> .....	46
2.5.2.1.8. Selektif lazer sinterleme ( <i>selective laser sintering</i> ) .....	47
2.5.2.1.9. Selektif lazer eritme ( <i>selective laser melting</i> ).....	49
2.5.2.1.10. Selektif elektron ışını eritme ( <i>selective electron beam melting</i> ).....	51
2.5.2.1.11. <i>Laser metal deposition</i> .....	52
2.5.2.1.12. Üç boyutlu yazdırma ( <i>three dimensional printing</i> ).....	53
2.5.2.1.13. Lamine obje üretim tekniği ( <i>laminated object manufacturing</i> ) .....	54
2.5.2.2. Aditif üretimde limitasyonlar.....	56
2.6. Protetik Diş Hekimliğinde Subtraktif ve Aditif Tekniklerin Uygulamaları.....	57
2.6.1. Dental modeller.....	57
2.6.2. Kişisel ölçü kaşıkları.....	58
2.6.3. Dental implantlar.....	59

2.6.4. Geçici dental restorasyonlar .....	61
2.6.5. Total protezler .....	62
2.6.6. Dökülebilir paternler .....	63
2.6.7. Metal alt yapılar .....	65
2.6.8. Tam-seramik sabit dental protezler .....	67
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	71
3.1. Tipodont Modelin Elde Edilmesi .....	71
3.2 Ana Modelinin Elde Edilmesi.....	73
3.3. Örneklerin Elde Edilmesi.....	76
3.4. Vertikal Marjinal Aralık Değerlerinin Elde Edilmesi .....	79
4. BULGULAR.....	81
4.1. İstatistiksel Analiz Yöntemi.....	81
4.2. İstatistiksel Analiz Sonuçları ve Bulgular.....	81
5. TARTIŞMA ve SONUÇ .....	85
6. KAYNAKLAR .....	100
ÖZGEÇMİŞ .....	132

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	Yüzdellik ( <i>Percentage</i> )
3D	Üç boyutlu ( <i>Three dimensional</i> )
3DP	Üç boyutlu yazdırma ( <i>Three-Dimensional Printing</i> )
AM	Aditif üretim ( <i>Additive manufacturing</i> )
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
CAD-CAM	Bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim ( <i>Computer aided design-Computer aided manufacturing</i> )
Cm	Santimetre ( <i>Centimetre</i> )
CMM	Koordinat ölçme makinesi ( <i>Coordinate measuring machine</i> )
CNC	Bilgisayarlı nümerik kontrolü ( <i>Computerized numerical control</i> )
Co-Cr	Kobalt-krom ( <i>Cobalt-chromium</i> )
CT	Bilgisayarlı tomografi ( <i>Computerized tomography</i> )
DAÜ	Doğu Akdeniz Üniversitesi
DLP	Direkt ışık işleme ( <i>Direct light processing</i> )
DMD	Doğrudan metal birleştirme ( <i>Direct Metal Deposition</i> )
E-PBF	<i>Electron Powder Bed Fusion</i>
FDP	Eritilmiş malzeme yığıma ( <i>Fused Deposition Modeling</i> )

FEF	<i>Freeze-form Extrusion Fabrication</i>
FFF	<i>Fusion Filament Fabrication</i>
GPa	<i>GigaPascal</i>
HAM	Sert alaşım frezeleme ( <i>Hard alloy milling</i> )
HDP	Yüksek yoğunluklu polimer ( <i>High density polymer</i> )
KT	Konvansiyonel teknik
LDM	Düşük sıcaklıkta biriktirme modellemesi ( <i>Low-temperature Deposition Modeling</i> )
LENS	lazerle tasarlanmış net şekillendirme ( <i>Laser Engineered Net Shaping</i> )
LMD	<i>Laser Metal Deposition</i>
LOM	<i>Laminated Object Manufacturing</i>
L-PBF	<i>Laser Powder Bed Fusion</i>
MJM	Çok jetli modelleme ( <i>Multi-jet Modelling</i> )
mm	Millimetre ( <i>Millimetre</i> )
N	<i>Newton</i>
Ncm	<i>Newton.Centimetre</i>
Nd:YAG	<i>Neodymium-doped yttrium aluminum garnet</i>
Ni-Cr	nikel-krom ( <i>Nickel-chromium</i> )

PEEK	polietereterketon ( <i>polyetheretherketone</i> )
PMMA	Polimetilmetakrilat ( <i>Polymethylmethacrylate</i> )
PPP	Çok jetli foto-polimerizasyon ( <i>Polyjet Photo-polymerization</i> )
RFP	Hızlı dondurma prototipleme ( <i>Rapid Freeze Prototyping</i> )
SAM	Yumuşak alaşım frezeleme ( <i>Soft alloy milling</i> )
SEBM	Selektif elektron ışını ergitme ( <i>Selective Electron Beam Melting</i> )
SEM	Tarayıcı elektron mikroskobu ( <i>Scanning electron microscope</i> )
SLA	Stereolitografi ( <i>Stereolithography</i> )
SLM	Selektif lazer ergitme ( <i>Selective Laser Melting</i> )
SLS	Selektif lazer sinterleme ( <i>Selective Laser Sintering</i> )
SM	Subtraktif üretim ( <i>Subtractive manufacturing</i> )
STL	<i>standard tessellation language</i>
Ti-6Al-4V	Titanyum-alüminyum-vanadyum ( <i>Titanium- aluminium-vanadium</i> )
Tmelt	Materyalin Ergime Sıcaklığı
UV	ultraviyole ( <i>Ultraviolet</i> )
VMA	Vertikal marjinal aralık
YDÜ	Yakın Doğu Üniversitesi
µm	Mikrometre ( <i>Micrometre</i> )

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Döküm potasında eritilen metal alaşımın döküm kavitesine sevk edilmesi .....	1
Şekil 1.2. Geleneksel yöntem ile CAD-CAM teknolojisinin karşılaştırılması .....	2
Şekil 2.1. İdeal olmayan uyumuna sahip vida retansiyonlu restorasyonlarda marjinal boşluğun oluşması.....	8
Şekil 2.2. <i>Nobel Biocare</i> 'ın altın protetik vidasının 2 yivi arasındaki mesafe.....	16
Şekil 2.3. <i>Torque-angle signature analysis</i> çizelgesi .....	17
Şekil 2.4. <i>Torque-angle signature analysis</i> çizelgeleri. A, Minimal uyumsuzluk derecesine sahip restorasyon. B, Uyumsuzluğu fazla olan restorasyon.....	17
Şekil 2.5. Silikon replika tekniği.....	21
Şekil 2.6. “ <i>Lofting method</i> ” CAD süreci. Sanal vida soldaki terminal abutmente uygulanmıştır .....	26
Şekil 2.7. Yapıların Subtraktif ve aditif yaklaşımla üretimi .....	29
Şekil 2.8. Frezeleme eksenleri (x-, y-, z-, $\alpha$ - ve $\beta$ - eksenleri).....	33
Şekil 2.9. Aditif üretimde aşamalar .....	37
Şekil 2.10. Aditif sistemlerde işleyiş siklusu .....	37
Şekil 2.11. Stereolitografi ünitesi.....	39
Şekil 2.12. DLP sistemi ve komponentleri .....	41

Şekil 2.13. SLA’da ve DLP’de kullanılan ışığa selektif olarak maruz bırakma teknikleri .....	41
Şekil 2.14. PPP sistemi ve komponentleri .....	42
Şekil 2.15. RFP sistemi ve komponentleri .....	43
Şekil 2.16. FDM sistemi ve komponentleri .....	44
Şekil 2.17. <i>Robocasting</i> tekniğinin aşamalarını .....	46
Şekil 2.18. FEF sürecinin işleyişi.....	46
Şekil 2.19. SLS sistemi ve komponentleri .....	47
Şekil 2.20. Katı hal sinterlemesinde boyun oluşumu .....	48
Şekil 2.21. SLM sistemi ve komponentleri.....	49
Şekil 2.22. <i>Balling</i> etkisi .....	50
Şekil 2.23. SEBM sistemi ve komponentleri .....	51
Şekil 2.24. LMD sistemi ve komponentleri .....	53
Şekil 2.25. 3DP sistemi ve komponentleri .....	54
Şekil 2.26. LOM sistemi ve komponentleri .....	55
Şekil 2.27. <i>Staircase Effect</i> .....	56
Şekil 2.28. 3D basılmış modeller .....	58
Şekil 2.29. İmplant ölçüsü için 3D basılmış bireysel kaşık .....	59

Şekil 3.1. Ölçüm noktalarının standardizasyonu.....79

Şekil 4.1. Üretim tekniği gruplarına göre premolar için ortalama VMA değerleri  
(mavi çizgi) ve molar için ortalama VMA değerleri (kırmızı çizgi).....82



## RESİMLER DİZİNİ

Sayfa

Resim 2.1. Dokusal his eşliğinde görsel değerlendirme tekniği .....	12
Resim 2.2 Sırayla parmak baskı yöntemi.....	13
Resim 2.3. İntraoral radyografi tekniği. A, Uyumsuzluğunun klinik görüntüsü (beyaz oka bakınız). B, İmplant ile röntgen filmi arasında açısal sapma olması sonucunda radyografide uyumsuzluk olduğu görünmemektedir .....	14
Resim 2.4. Tek-vida ( <i>Sheffield</i> ) testi. Bir taraftaki terminal abutmentteki vida sıkıldıktan sonra diğer implantta boşluk oluştuğu saptanmıştır (ok) .....	15
Resim 2.5. Elastomerik ölçü materyali uyum değerlendirmesinde sıklıkla kullanılmaktadır ve sağdaki silindirde beyaz ok ile uyumsuzluk gösterilmektedir .....	18
Resim 2.6. Mesio-distal yönde kesit alınmış örnek .....	20
Resim 2.7. Kameralı stereomikroskop yardımı ile elde edilen mikrografi .....	22
Resim 2.8. Restorasyon bir taraftaki terminal implanta vidalanarak sabitlendikten sonra diğer implantlardaki vertikal marjinal aralığın ölçülmesi .....	23
Resim 2.9. Reflektif aynalar sabitlendiği fotogrametrik kamera .....	23
Resim 2.10. Güncel fotogrametrik dijital kamera ve model üzerine yerleştirilmiş fotogrametrik <i>scan body</i> 'ler .....	24
Resim 2.11. Koordinat ölçme makinesi .....	25
Resim 3.1. Parsiyel dişsiz mandibular tipodont model .....	71
Resim 3.2. İki yuva arasındaki paralelizmi sağlamak amacıyla kullanılan paralelometre ve düzenek.....	72

Resim 3.3. Multiunit analogların yerleştirildiği tipodont model.....	73
Resim 3.4 Aljinat kullanılarak şahsi kaşık üretimi için alınan ilk ölçü .....	74
Resim 3.5. Üzerinde şahsi kaşık üretiminin yapılacağı çalışma modeli .....	74
Resim 3.6. Bireysel Kaşık.....	74
Resim 3.7. Multiunit ölçü kopinglerinin modeldeki analoglara vidalanması ve splintlenmesi .....	75
Resim 3.8. Polieter ölçüsü.....	75
Resim 3.9. Üzerinde restorasyonların üretileceği ana modelin temini .....	75
Resim 3.10. Silikon rehber.....	77
Resim 3.11. Kayıp-mum tekniği aşamaları.....	77
Resim 3.12. Döküm işlemi.....	78
Resim 3.13. Analoglara vidalanmamış alt yapının tipodont modelin üzerinde görüntüsü.....	78
Resim 3.14. İmaj analiz yazılımı ile yapılan VMA ölçümleri .....	80

## TABLolar DİZİNİ

Sayfa

Tablo 2.1. Frezeleme ünitelerinin sınıflandırılması .....	32
Tablo 2.2. Protetik restorasyonların üretiminde kullanılan materyallerin subtraktif üretim protokolleri .....	34
Tablo 4.1. 2-yönlü <i>ANOVA</i> test sonuçları.....	81
Tablo 4.2. <i>Tukey post hoc</i> test sonuçları ile birlikte her bir üretim tekniğinin ortalama VMA değerleri $\pm$ standart sapmaları.....	83
Tablo 4.3. <i>Tukey Honestly Significant Difference post hoc</i> çoklu karşılaştırma testi.....	84

## **Eklemeli ve Çıkarmalı teknolojilerle üretilen implant-destekli vida retansiyonlu 3-üyelı metal-seramik restorasyonların pasif uyumunun incelenmesi.**

Diş Hekimi Amr Abu Ghofa

Doç. Dr. Özay Önöral

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

### **ÖZET**

**Amaç:** Pasif uyum, İmplant-destekli vida retansiyonlu protetik restorasyonların başarısında kritik bir faktördür. Ancak vida retansiyonlu restorasyonlarda, tercih edilen üretim tekniğinin ve değerlendirme alanının protetik restorasyonların uyum hassasiyetini etkileyebileceği gerçeğini kanıtlayabilecek bilimsel dokümantasyon halen yetersizdir. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, farklı üretim tekniklerinin ve değerlendirme alanının çok üyelı vida retansiyonlu İmplant-destekli alt yapıların pasif uyumu üzerine etkisinin incelenmesidir.

**Gereç ve Yöntem:** Üç üyelı vida retansiyonlu restorasyonlar için beş farklı teknikle toplam 50 adet kobalt-krom metal alt yapı üretilmiştir. İndirekt üretim teknolojisi olarak (1) konvansiyonel teknik (KT), (2) polimetilmetakrilat (PMMA) frezeleme, (3) stereolitografi (SLA); direkt üretim teknolojisi olarak ise (4) selektif lazer ergitme (SLM) ve yumuşak alaşım frezeleme (SAM) teknikleri tercih edilmiştir. İndirekt yaklaşımla elde edilen paternlerin tamamı takiben döküm işlemine tabi tutulmuş ve metal alt yapılar elde edilmiştir. Pasif uyumun değerlendirilmesi aşamasında *Sheffield* testi uygulanmıştır. Alanların dijital görüntüleri  $\times 40$  magnifikasyonda kameralı stereomikroskop altında elde edilmiştir ve vertikal marjinal aralık (VMA) değerlerinin ( $\mu\text{m}$  cinsinden) ölçümü, standardize edilmiş noktalardan stereomikroskopun kendi bünyesinde barındırdığı ölçüm yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler 2-yönlü ANOVA ve *Tukey Post Hoc* testlerine tabi tutulmuştur ( $\alpha=0.05$ ).

**Bulgular:** Üretim tekniğinin (değişken 1) VMA değerleri üzerine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır ( $P<0,001$ ). Bununla birlikte, değerlendirme alanının (değişken 2) ( $P=0,097$ ) ve 2 değişkenin interaksiyonunun VMD değerleri üzerindeki etkisinin ( $P=0,960$ ) istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gösterilmiştir. En düşük VMA değerleri SLM grubunda ( $74,2 \pm 20,5 \mu\text{m}$ ) tespit edilmiş, bunu SLA ( $92,8 \pm 23,9 \mu\text{m}$ ), SAM ( $108,4 \pm 12,0 \mu\text{m}$ ), PMMA frezleme ( $116,7 \pm 17,0 \mu\text{m}$ ), ve CT ( $137,5 \pm 18,9 \mu\text{m}$ ) grupları takip etmiştir. SLM grubunun VMA değerlerinin diğer tüm gruplara göre anlamlı biçimde daha düşük olduğu da kanıtlanmıştır ( $P<0,05$ ).

**Sonuçlar:** Üretim tekniği pasif uyum üzerinde anlamlı derecede etkilidir. SLM ile üretilmiş alt yapılar üstün adaptasyon göstermiştir. İndirekt teknikler arasında, SLA ile üretilmiş alt yapılar en düşük VMA değerlerini göstermiştir. Tüm grupların VMA değerlerinin klinik olarak kabul edilir sınırlar ( $\leq 150 \mu\text{m}$ ) içinde olduğu bulunmuştur.

**Anahtar Sözcükler:** CAD-CAM, subtraktif üretim, aditif üretim, stereolitografi, selektif lazer ergitme, dental implant, vida retansiyonlu sabit dental protezler.

## **An assessment of the passivity of the fit of multi-unit screw-retained 3-unit implant frameworks manufactured by using additive and subtractive technologies.**

Amr Abu Ghofa, DDS

Assoc. Prof. Dr. Özey Önöral

Near East University Faculty of Dentistry, Department of Prosthetic Dentistry

### **ABSTRACT**

**Purpose:** Passive fit is a critical factor in the success of implant-supported screw-retained prosthetic restorations. However, there is still insufficient scientific documentation to support the fact that the fabrication technique and evaluation site can affect the fit accuracy of prosthetic restorations in screw-retained implant restorations. The aim of this in vitro study is to examine the influence of different fabrication techniques and the evaluation site on the passive fit of multi-unit, screw-retained implant-supported frameworks.

**Material and methods:** A total of 50 cobalt-chrome three-unit screw-retained implant metal frameworks were fabricated by using five different techniques. As indirect fabrication technology (1) conventional technique (CT), (2) polymethylmethacrylate (PMMA) milling, (3) stereolithography (SLA); and as the direct fabrication technology (4) selective laser melting (SLM), and soft alloy milling (SAM) techniques were preferred. All patterns that were obtained with the indirect approach were subsequently cast and metal frameworks were obtained. Sheffield test was applied during the evaluation of passive fit. Digital images of the sites were obtained under a stereomicroscope with a camera at  $\times 40$  magnification, and the measurement of vertical marginal discrepancy (VMD) values (in  $\mu\text{m}$ ) was carried out from standardized points by using the in-built measurement software of the stereomicroscope. Obtained data were subjected to 2-way ANOVA and Tukey Post Hoc tests ( $\alpha=0,05$ ).

**Results:** The effect of manufacturing technique (variable 1) on VMD values was found to be statistically significant ( $P<0,001$ ). However, the effect of the evaluation site (variable

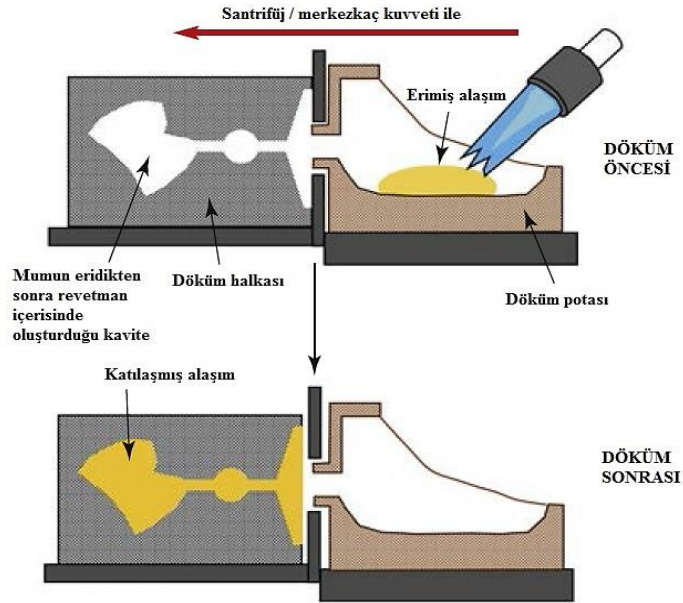
2) ( $P=0,097$ ) and the interaction of the 2 variables on VMD values ( $P=0,960$ ) was not statistically significant. The lowest VMD values were detected in the SLM group ( $74,2 \pm 20,5 \mu\text{m}$ ), followed by SLA ( $92,8 \pm 23,9 \mu\text{m}$ ), SAM ( $108,4 \pm 12,0 \mu\text{m}$ ), PMMA milling ( $116,7 \pm 17,0 \mu\text{m}$ ), and CT ( $137,5 \pm 18,9 \mu\text{m}$ ) groups. The VMD values of the SLM group were found to be significantly lower than those of all other groups ( $P<0,05$ ).

**Conclusions:** The fabrication technique had a significant effect on passive fit. frameworks produced with SLM have shown superior adaptability. Among the indirect techniques, frameworks produced with SLA indicated the lowest VMD values. The VMD values of all groups were found to be within the clinically acceptable limits ( $\leq 150 \mu\text{m}$ ).

**Keywords:** CAD-CAM, subtractive manufacturing, additive manufacturing, stereolithography, selective laser melting, dental implant, screw-retained fixed dental prostheses.

## 1. GİRİŞ ve AMAÇ

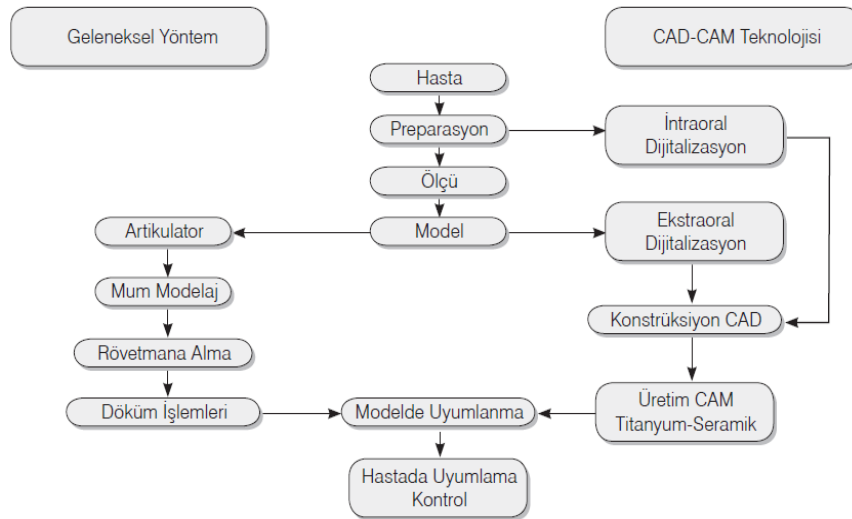
Metal-seramik restorasyonlar, üstün mekanik özellikleri, kabul edilebilir estetik özellikleri ve makul maliyetleri nedeniyle çağdaş diş hekimliğinde en sık tercih edilen protetik yaklaşımlardan biridir (Gemalmaz ve Alkumru, 1995; Kaleli ve Saraç, 2016; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Prakash ve diğerleri, 2012). 1950’li yıllarda *Brecker* altın üzerine porselen pişirilmesi tekniğinden bahsetmiş ve Metal-seramik restorasyonlar bu tarihten itibaren diş hekimliğine giriş yapmıştır (Brecker, 1956). 1960’lı yıllarda ise *Weistein*’ın metal-porselen bağlantısını geliştirmesiyle Metal-seramik restorasyonlar daha popüler hale gelmiş; metal alt yapı üzerine çok katmanlı seramik uygulamasıyla üretilen bu restorasyonlar geçmişte sıklıkla tercih edilmiştir. Üretimleri için uzun yıllar boyunca kayıp mum ve konvansiyonel döküm tekniği kullanılmıştır (Şekil 1.1) (Kim ve diğerleri, 2013a; Quante ve diğerleri, 2008; Tamac ve diğerleri, 2014). Bu teknik halen bu alanda hizmet sunsa da oldukça fazla ara aşama içeren bir yöntem olduğundan üretim esnasında hata olasılığını artırmaktadır (Kim ve diğerleri, 2014; Kim ve diğerleri, 2018a; Kocaağaoğlu ve diğerleri, 2016; Prabhu ve diğerleri, 2016).



**Şekil 1.1.** Döküm potasında eritilen metal alaşımın döküm kavitesine sevk edilmesi (Powers ve Wataha, 2013, s.156).



Oral rehabilitasyonun İmplant-destekli metal-seramik restorasyonlar ile temin edilmesi, çağdaş diş hekimliğinin oldukça popüler tedavi yaklaşımlarındadır. Söz konusu restorasyonlar siman retansiyonlu veya vida retansiyonlu olabilmektedirler. Çok üyeli restorasyonlar hem kolay bakım hem de komplikasyona yatkınlık açısından tercihen vida retansiyonlu olmalıdır. Vida retansiyonlu metal-seramik restorasyonların üretiminde de konvansiyonel teknik (KT) kullanılabilir. Bu amaçla, öncelikle dökülebilir silindirik abutmentler (*burn-out abutment/castable abutment*) modelde bulunan implant analoglarına vidalanmaktadır. Ardından, silindirik abutmentler üzerinde teknisyen inlay mumunu kullanarak alt yapıyı şekillendirmektedir ve hazırlanan patern kayıp mum tekniği vasıtasıyla dökülmektedir. Elde edilen metal alt yapı üzerine feldspatik seramik kullanılarak veneerleme işlemi yapılmaktadır. Ancak, genel hatlarıyla konvansiyonel sistemi yansıtan bu yöntem ile ilgili sorunlar da literatürde etraflıca rapor edilmiştir (Mitha ve ark., 2009; Önöral ve ark., 2018; Papadiochou ve Pissiotis, 2018). Araştırmacılar, konvansiyonel tekniğin doğasından köken alabilecek sorunları minimize etmek, insan-hata faktörünü ortadan kaldırmak ve üretimde standardizasyonu yakalamak için bilgisayar destekli üretim teknolojilerine yönelmişlerdir (Şekil 1.2).



**Şekil 1.2.** Geleneksel yöntem ile CAD-CAM teknolojisinin karşılaştırılması (Ersu ve ark., 2008).

Dental materyal ve üretim teknolojileri alanlarında gerçekleşen dikkat çekici gelişmeler daha özgün ve sofistike üretim teknolojilerinin diş hekimliği alanına entegre edilmesine zemin hazırlamıştır (Miyazaki ve ark., 2009). Konvansiyonel üretime alternatif olarak geliştirilen bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim (*Computer aided design-Computer aided manufacturing [CAD-CAM]*) teknolojileri kabaca subtraktif, aditif ve hibrit yaklaşımla restorasyonların üretimini gerçekleştirmektedir. Başta hassas ve standart üretim olmak üzere sundukları avantajlardan ötürü CAD-CAM teknolojileri, günümüz diş hekimliğinde oldukça popüler hale gelmiştir.

Vida retansiyonlu implant restorasyonları, diş kaybına uğrayan hastaların tedavisinde uzun vadeli ve başarılı bir çözüm olduğundan standart tedavi yaklaşımı haline gelmiştir. Söz konusu restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri ise implant-restorasyon ara yüzeyinde pasif uyumun teminidir (Sailer ve ark., 2012; Wittneben ve ark., 2017). Tercih edilen üretim tekniğinin diş destekli sabit restorasyonların uyumu üzerinde etkili bir parametre olduğu literatürde açıkça bildirilmiştir (Arora ve ark., 2018; Fathi ve ark. 2016; Khaledi ve ark., 2020; kim ve ark., 2014; Kim ve ark., 2018b; Munoz ve ark., 2017; Nesse ve ark., 2015; Örtorp ve ark., 2011; Park ve ark., 2015). Ancak, üretim tekniğinin ve/veya değerlendirme alanının İmplant-destekli sabit restorasyonların pasif uyumu üzerine etkisini inceleyen çalışmalar azdır ve konu ile ilgili çelişkili veriler mevcuttur (Akçin ve ark., 2018; Presotto ve ark., 2017; Presotto ve ark., 2019; Taşın ve ark., 2019). Dolayısıyla, bu *in vitro* çalışmanın amacı, 5 farklı teknikle üretilen İmplant-destekli vida retansiyonlu 3-üyelı metal-seramik restorasyonların pasif uyumunun incelenmesidir. Bu çalışmada test edilen boş hipotezler, üretim tekniğinin ve değerlendirme alanının vertikal marjinal aralık (VMA) üzerine etkisinin bulunmadığı yönündedir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. İmplant-Destekli Sabit Restorasyonlar

Dental implanların orta ile uzun vadeli sağkalım oranına sahip olması ve İmplant-destekli restorasyonların yüksek sağkalım oranları sunması, bu tedavi yaklaşımının protetik diş hekimliğinde standart bir tedavi protokolü olarak kabul edilebileceğini desteklemektedir. Literatür verileri bu bulguyu güçlendirmektedir. Buser ve arkadaşlarının (2012) yaptıkları retrospektif bir çalışmada, yüzeyi kumlanmış ve asitlenmiş 511 implantın 10 yıllık sağkalım oranını değerlendirmişlerdir. Üç yüz üç parsiyel dişsiz hastanın klinik ve radyolojik olarak incelenmesi sonucunda implantların sağkalım oranının yüzde (%) 98,9 olduğu rapor edilmiştir. İmplant-destekli sabit restorasyonları baz alarak, Wittneben ve arkadaşlarının (2014a) yürüttükleri retrospektif bir çalışmada 303 hastanın 367 İmplant-destekli sabit restorasyonun 10 yıllık sağkalım oranını değerlendirmişler; bu oranın %95,5 olduğunu rapor etmişlerdir. Pjetursson ve arkadaşlarına (2007) ait sistematik derlemenin sonuçları, İmplant-destekli sabit restorasyonların sırasıyla %95'e ve %89'a kadar varan 5 yıllık ve 10 yıllık sağkalım oranları sunduklarını göstermiştir. Wittneben ve ark. (2014b) da İmplant-destekli sabit restorasyonların %96'ya kadar varan 5 yıllık sağkalım oranına sahip olduklarını bulgulamıştır. Tüm bunların ışığında yine de bir tedavi seçeneğinin klinik başarısı, sadece yüksek sağkalım oranları ile kavramsallaştırılamayacak kadar geniş ve kapsamlı bir konsepttir. Bir oral rehabilitasyon modelini değerlendirirken dental protezlerin intraoral performansı ve mekanik/biyolojik komplikasyonların tekrarlanması da göz önünde bulundurulmalıdır.

İmplant-destekli sabit restorasyonlarda klinik performans değerlendirilirken protezin retansiyon şekli de oldukça önemlidir. Daha önce belirtildiği gibi İmplant-destekli sabit restorasyonlar vida veya siman retansiyonlu olabilmektedir. Wittneben ve ark., (2014b) vida retansiyonlu sabit restorasyonların %96 sağkalım oranı gösterdiğini; siman retansiyonlu sabit restorasyonların ise %95,5 sağkalım oranı sunduğunu rapor etmişlerdir. Benzer sağkalım oranları sunmalarına rağmen; siman retansiyonlu sabit restorasyonların

mekanik ve biyolojik komplikasyonların tekrarlanması daha sıktır. Millen ve ark., (2015) yürüttükleri sistematik derlemede, komplikasyonların tekrarlanmasının retansiyon şekli ile ilişkili olduğunu ve siman retansiyonlu sabit restorasyonlarda biyolojik komplikasyonlara daha fazla rastlanıldığını rapor etmişlerdir. Bir başka sistematik derlemede de siman retansiyonlu sabit restorasyonlarda biyolojik komplikasyonlara daha büyük ölçüde rastlanırken; vida retansiyonlu sabit restorasyonlarda mekanik komplikasyonlara daha fazla rastlanıldığını rapor etmişlerdir (Sailer ve ark., 2012).

### **2.1.1. Siman retansiyonlu implant-destekli sabit restorasyonlar**

Protetik diş hekimliğinde daha popüler seçenek olan siman retansiyonlu restorasyonlar birçok avantaj ve endikasyon sahası sunmaktadır. Genel olarak 2 parça implantlarda restorasyon implanta vidalanmış abutmentler üzerine simante edilmektedir. Tek parça implantlar kullanıldığında ise siman retansiyonlu restorasyonlar direkt olarak implanta simante edilmektedirler. Fakat bu tip implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi açıl limitasyonlar sunan bazı vakalarda oldukça zahmetlidir (Michalakis ve ark., 2003; Wittneben ve ark., 2017).

Siman retansiyonlu restorasyonların retansiyon kuvveti birkaç faktör ile ilişkilidir. Diş destekli restorasyonlarda olduğu gibi İmplant-destekli restorasyonlarda da retansiyon kuvveti abutmentin *taper* derecesi, yüzey alanı ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörlerden etkilenmektedir. Ancak, bu faktörler implant abutmentlerde çok daha kolay kontrol edilir. Genelde, implant abutmentlerin maksimum retansiyon sağlayabilmesi için 6 derece *taper*'e sahip olacak şekilde üretilmektedirler. Ekstra retansiyonu gerektiren durumlarda ise kumlama veya elmas frez ile pürüzlendirme teknikleri kullanılarak abutmentin yüzey pürüzlülüğü artırılmaktadır. Artan yüzey pürüzlülüğü ise yüzeyin enerjisini artırmakta; simanın oluşan mikropörozitelere infiltre olmasına olanak tanımaktadır. İmplant-abutment marjini normalde 2-3 mm subgingival olarak planlanmaktadır. Bu durum implant abutmentin, tüm doğal dişlere göre daha fazla yüzey alanına sahip olmasını sağlamaktadır. Ancak, yeterli retansiyonu sağlamak için abutmentin uzunluğu en az 5 mm olmalıdır. İnteroklüzal mesafenin yeterli olduğu vakalarda uzun, açılı ve değişik *taper*

derecelerine sahip abutmentler kullanılabilir ve böylece prepare edilmiş dişlerin sağlayabileceği retansiyonun 3 veya 4 katı retansiyon elde edilebilir. Bu yüksek retansiyon derecesi, restorasyonun çıkarılabilir bir kimlik kazanması adına geçici simanlarla simante edilmesine izin vermektedir. Ancak, geçici simanların kullanımı ile birlikte ortaya çıkan marjinal kapanmanın yetersizliği, mikrosızıntı, mikrohareket, siman çözünmesi, bakteri akümülyasyonu ve retansiyon kaybı gibi riskler mevcuttur (Hebel ve Gajjar, 1997; Chee ve Jivraj, 2006; Lee ve ark., 2010; Michalakı ve ark., 2003; Shadid ve Sadaqa, 2012; Wittneben ve ark., 2017).

Siman retansiyonlu restorasyonlar, implantların uygun olmayan eğimlerinin kompanse edilebilmesi, alt yapı-implant arayüzeyinde siman tabakasının olması ve böylece az miktardaki uyumsuzluğu kompanse edilebilmesi, posterior vakalarda erişimin daha kolay sağlanabilmesi ve vida giriş deliğine ihtiyaç duyulmadığından düzgün estetik görünümün ve oklüzyonun sağlanabilmesi gibi birçok avantajı beraberinde getirmektedirler. Siman-retansiyonlu restorasyonların çıkarılabilir olmaması dışındaki diğer bir dezavantajı ise özellikle subgingival seviyede kalan simanın temizlenmesindeki zorluktur. Subgingival bölgede artık siman bulunmasının tüm tedaviyi tehlikeye atan peri-implantitis tablosunun gelişmesine zemin hazırladığı ispatlanmıştır (Hebel ve Gajjar, 1997; Chee ve Jivraj, 2006; Lee ve ark., 2010; Michalakı ve ark., 2003; Shadid ve Sadaqa, 2012; Wittneben ve ark., 2017).

### **2.1.2. Vida retansiyonlu implant-destekli sabit restorasyonlar**

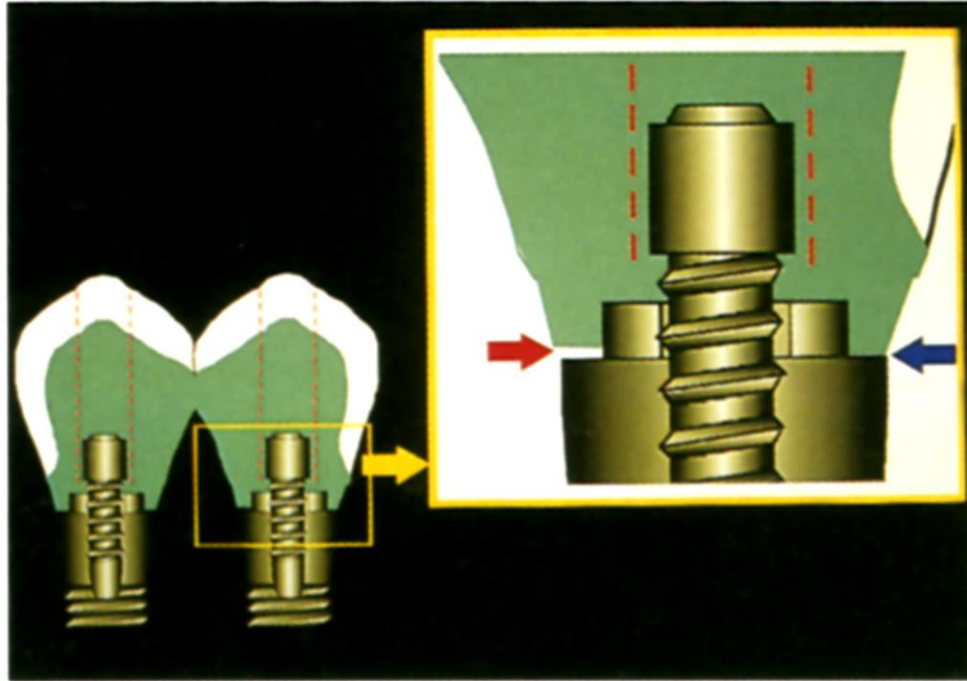
İmplantların dental rehabilitasyonda kullanılmasının ilk yıllarında başarı oranlarının düşük olmasından ve komplikasyon riskinin yüksek olmasından ötürü İmplant-destekli sabit protetik restorasyonların istenildiğinde çıkarılabilir olması fikri önem kazanmıştır. Böylece hekim tarafından çıkarılabilir olan ve bu noktada büyük avantaj sunan vida retansiyonlu sabit restorasyonlar ortaya çıkmıştır. Estetik başarıyı (vida girişinin yeri ve açısı) tehlikeye atma riski doğurabilse de bu durum açılı abutmentlerin kullanımı ile kısmen ortadan kaldırılmıştır. Dolayısıyla oldukça başarılı sonuçlar sunan söz konusu protetik yaklaşımın popülaritesi çağdaş diş hekimliğinde ciddi oranda artmıştır (Hebel ve

Gajjar, 1997). Vida retansiyonlu restorasyonların çıkarılabilir olması şu klinik durumlarda tercih sebebi olmalarını sağlamaktadır (Chee ve Jivraj, 2006; Lee ve ark., 2010; Sailer ve ark., 2012; Shadid ve Sadaqa, 2012; Wittneben ve ark., 2017):

- Yaşlı ve özel ihtiyaçları olan hastaların ağız hijyeni sağlayamayabileceği durumlarda temizlemek amacıyla restorasyonun çıkarılması gerektiği durumlarda vida retansiyonlu restorasyonlar tercih edilir.
- Mukozit ve peri-implantitis tedavisinde restorasyonun çıkarılması gerektiği durumlarda vida retansiyonlu restorasyonlar tercih edilir.
- Estetik bölgenin İmplant-destekli restorasyon ile tedavi edileceğinde, implant çevresindeki diş etinin şekillendirilmesi ve komşu dişlerin çıkış profiline benzer bir şekil alması için geçici restorasyonun kullanılması mecburidir. Bu durumda süreci kolaylaştırmak ve restorasyonun çıkarılabilir olmasını sağlamak amacıyla vida retansiyonlu restorasyonların kullanılması tercih edilir.
- Estetik bölgenin İmplant-destekli restorasyon ile tedavi edileceğinde, implantın alveolar kemik seviyesinde konumlandırılması, artık simanın temizlenmesini zorlaştırır. Bu durum ise peri-implantitis olgusunu tetikler. Dolayısıyla bu noktada daimî restorasyonların vida retansiyonlu olması tercih edilir.
- İmmediyat yüklemde implant çevresinde artık simanın kalması iyileşme sürecini ve osseointegrasyonu olumsuz olarak etkileyebilir. Ayrıca vida retansiyon mekanizmasının siman kullanımına bağlı gelişebilecek riskleri elimine etmesi ve daha efektif splintleme etkisi yaratması nedeniyle immediyat yüklemde vida retansiyonlu restorasyonlar tercih edilir.
- Uzun, tam ark ve kantileverli sabit restorasyonların uygulanacağı olgularda komplikasyon riski daha yüksek olduğundan vida retansiyonlu restorasyonlar tercih edilir. Ayrıca, vida retansiyonlu restorasyonlarda bakım daha kolaydır.

Vida retansiyonlu restorasyonlarda retansiyon mekanizması esas olarak tork derecesine bağlıdır. Genelde, ideal sıkma kuvveti (*clamping force*) için vidanın akma dayanımının (*yield strength*) %50-75'ine kadar sıkılması gerekmektedir. Bu nedenle vida, üretici firmanın talimatı dikkate alınarak torklanmalıdır. Çünkü farklı vidalar farklı akma

dayanımı değerlerine sahiptir. Torklama esnasında uygulanan ana kuvvetin çoğu eklem parçalarının arasında oluşan sürtünme kuvvetini (*friction forces*) karşılamak için harcanmaktadır. Ana kuvvetten arda kalan küçük kuvvet bileşeni ise *preload* olarak adlandırılmaktadır. Bu kuvvet, ekleme elastik deformasyonunun oluşmasından sorumlu olan sıkıştırıcı kuvvettir (*compressive force*). Söz konusu elastik deformasyon vida eklemine kapalı kalması için gerekli olan sıkma kuvvetini meydana getirmektedir. Restorasyonun tüm vidaları sıkıldıktan sonra, alt yapı-implant arayüzeyinde marjinal alanındaki tüm kontakt noktalarında pivotlar/dayanma noktaları oluşmaktadır. İdeal durumda, arayüzeyde sıkı uyum olduğu için marjin etrafında pivot noktaların sürekliliği oluşmakta ve restorasyona uygulanan tüm vertikal kuvvetler implantın uzun eksenine doğrultusunda aktarılmaktadır. Böylece vidanın gevşemesine ya da kırılmasına neden olan stresler oluşmamaktadır. Ancak alt yapı-implant arayüzeyinde boşluk olduğu durumlarda boşluğa doğru gelen kuvvetler vidanın esnemesine, gevşemesine ve kırılmasına neden olan lateral kuvveti oluşturmaktadır (Şekil 2.1). (Hebel ve Gajjar, 1997; Hjalmarsson ve Smedberg, 2005; Michalakis ve ark., 2003).



**Şekil 2.1.** İdeal olmayan uyumuna sahip vida retansiyonlu restorasyonlarda marjinal boşluğun oluşması (Hebel ve Gajjar, 1997).

Vida retansiyonlu restorasyonların çıkarılabilir olmalarının yanı sıra bir başka avantajı da 4 mm civarında minimal interoklüzal mesafeyi gerektirmesidir. Ancak vida retansiyonlu restorasyon tasarlanırken implantlara göre protezin ideal konumlandırılması, vida giriş deliğini uygun olarak tasarlayabilmek noktasında göz önünde bulundurulması gereken birincil şarttır. Ancak implantın ideal olarak konumlanması, alveolar kemiğin dikte ettiği lokasyon/açısal limitasyonlar yüzünden her zaman mümkün olmamaktadır. Vida retansiyonlu restorasyonların daha karmaşık ve zaman alıcı üretim sürecine sahip olması, daha pahalı olması ve estetiği ile oklüzyonu riske atan vida giriş deliğine ihtiyaç duyması bu tür restorasyonların dezavantajlarından birkaç tanesidir (Hebel ve Gajjar, 1997; Chee ve Jivraj, 2006; Lee ve ark., 2010; Michalakakis ve ark., 2003; Shadid ve Sadaqa, 2012; Wittneben ve ark., 2017).

## **2.2. İmplant-Destekli Sabit Restorasyonlarda Pasif Uyum Konsepti**

İmplant-destekli sabit restorasyonun pasif uyumu, alt yapı-implant arayüzeyinde eşzamanlı ve eşit kontakt olması sonucunda fonksiyonel yüklemeye önce alt yapı-implant-kemik komponentlerinde herhangi bir gerilimin olmaması olarak tarif edilebilir. Pasif uyum konsepti klinik olarak hala tam anlamıyla gerçekleştirilebilecek bir konsept değildir, çünkü üretime ilişkin kaçınılmaz hatalar alt yapı-implant arayüzeyinde sıkı temasın oluşmasını her zaman engelleyecektir. Pasif uyumun yokluğu, şiddetli mekanik (vidaların gevşemesi, protezin komponentlerinin kırılması, implantın kırılması) ve biyolojik (ağrı, plak akümülyasyonu, marjinal kemik kaybı, peri-implantitis, mukozit ve osseointegrasyon kaybı) komplikasyonlara neden olabilmektedir (Abduo, 2014; Abduo ve ark., 2010; Buzayan ve Yunus, 2014). Ayrıca, alt yapı-implant arayüzeyinde uyumsuzluğun varlığı, implant komponentlerinde ve implant-kemik arayüzeyinde stres birikimini artırmaktadır (Presotto ve ark., 2017; Presotto ve ark., 2019; Taşın ve ark., 2019). Ancak, biyolojik tolerans bahsedilen komplikasyonların ortaya çıkmasını bir dereceye kadar engelleyebilmektedir. Ayrıca restorasyonların uyumsuzluğunun implant başarısızlığına direkt olarak neden olması hala ispatlanmış bir durum değildir (Buzayan ve Yunus, 2014; Jokstad ve Shokati, 2015). Literatürde pasif uyumu niceleyen birkaç çalışma mevcuttur. Brånemark (1983) uyumsuzluk değerlerinin 10 µm'den fazla



olmaması gerektiğini önermiştir. Klineberg ve Murray (1985), 30 µm'ye kadar marjinal aralık varlığının kompanse edilebileceğini belirtmiştir. Jemt (1991), 150 µm'ye varan marjinal uyumsuzluk değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir. Kabul edilebilir uyumsuzluk değerine ilişkin net bilimsel kanıt veya konsensusun olmamasının, pasif uyumun önemini bir şekilde azalttığı iddia edilebilir. Ayrıca, mevcut üretim teknolojilerinin uzun vadeli başarılı tedavi için yeterli doğrulukta restorasyon üretimini mümkün kıldığı düşünülebilir. Yine de hekimler protezin uyumsuzluğu ile ilişkili stres değerlerini minimumda tutabilmek adına yüksek adaptasyona sahip restorasyonlar üretmeye çalışmalıdır (Abduo ve ark., 2010; Katsoulis ve ark., 2017).

İmplant-destekli restorasyonlarda, alt yapı-implant arayüzeyinde yüksek adaptasyon sağlamanın daha önemli olduğu; vida retansiyonlu restorasyonlarda ise bunun mecburi olduğu bildirilmiştir. Doğal dişler 100 ile 150 µm arasında periodontal ligament sınırında hareket edebilmekte; siman retansiyonlu restorasyonlar ise 25 ile 50 µm arasında boşluk şeklinde siman alanı gerektirmektedir. Bu faktörler daha az doğruluğa sahip restorasyonların oluşturduğu stresleri kompanse edebilmektedir. Ancak, vida retansiyonlu restorasyonlar ne siman alanı boşluğundan ne de periodontal ligamentten yararlanmaktadır. Bu durumda implant komponentleri maruz kaldığı yüksek statik stresleri periodontal ligament olmadığından direkt olarak kemiğe doğru aktarılır ve böylece strese ilişkin komplikasyonlar şiddetlenir. Bu nedenle, alt yapı-implant-kemik arayüzeyi alanlarında stres yaratan faktörlerin fonksiyonel yüklemmeden önce elimine edilmesi gerekir (Katsoulis ve ark., 2017).

İmplant-destekli restorasyonların uyumunu arttırmak için iki yaklaşım mevcuttur: İlk yaklaşım uyumun düzeltilmesini sağlayan etapları kullanmaktır (bölme ve lehimleme/lazerli kaynaklama [*laser welding*], kıvılcım aşındırması [*spark erosion*], alt yapıyı prefabrike silindirlere bağlama). İkinci yaklaşım ise modern CAD-CAM teknolojileri kullanılarak hata oluşumuna elverişli üretim etaplarını elimine etmektir. CAD-CAM tekniğinin kullanılmasının en büyük avantajı, mum modelaj, mum modelin revetman materyali ile çevrenmesi ve döküm gibi konvansiyonel üretim tekniğinin bazı aşamalarını elimine/modifiye ederek üretimin hassasiyetini arttırmaktır. Önceki

çalışmalarda CAD-CAM tekniği ile üretilen restorasyonların konvansiyonel üretim tekniği ile üretilen restorasyonlara göre daha başarısız oldukları bildirilirken; güncel çalışmalar CAD-CAM ile üretilen restorasyonların üretim hassasiyeti ve uyumlarının hızla geliştiğini ve artık konvansiyonel teknikten çok daha başarılı olduklarını göstermektedir (Abduo, 2014).

### **2.3. İmplant-Destekli Sabit Restorasyonlarda Pasif Uyum İncelenmesi**

İmplant-destekli restorasyonların pasif uyumunu incelemek için genel olarak *in vivo* ve *in vitro* olarak sınıflandırılan değerlendirme metotları literatürde önerilmiştir. Vida retansiyonlu restorasyonlarda uyumsuzluk derecesi, aşağıda belirtilen 3 aşamada değerlendirilebilmektedir (Katsoulis ve ark., 2017):

- Vidayı sıkmadan önce: Restorasyonun uyumu lineer, volumetrik ve metrolojik metotlar eşliğinde tek-vida testi kullanılarak alt yapı-implant arayüzündeki boşluk ölçülerek değerlendirilmektedir.
- Vidaları sıkarken: Restorasyonun uyumu, her retansiyon vidasını sıkarken torklama profilini inceleyip tavsiye edilen tork derecesini gerçekleştirirken final rotasyondaki açısız yer değiştirmeyi (*angular displacement*) (derece) hesaplayarak değerlendirilmektedir.
- Vidaları sıktıktan sonra: Restorasyonun uyumu, tüm retansiyon vidalarını tavsiye edilen tork değerine kadar sıktıktan sonra alt yapı-implant seviyelerinde oluşan gerilimler ölçülerek değerlendirilmektedir.

#### **2.3.1. İmplant-destekli sabit restorasyonlarda pasif uyumun *in vivo* incelenmesi**

İmplant-destekli restorasyonların pasif uyumunu *in vivo* olarak incelemek için çeşitli yöntemler ileri sürülmüştür. Bunlar arasında (i) dokunsal his eşliğinde görsel değerlendirme, (ii) sırayla parmak basısı uygulama, (iii) intraoral radyografiler, (iv) tek-vida testi, (v) vida rezistans testi, (vi) belirli materyaller ile değerlendirme, (vii) Üç boyutlu değerlendirme mevcuttur.

### 2.3.1.1. Dokunsal his eşliğinde görsel değerlendirme

Görsel değerlendirme İmplant-destekli restorasyonlarda uyumsuzluğun varlığını ortaya çıkaran değerlendirme metotları arasında en basit olanıdır. İnsanın gözü birbirinden en az 100  $\mu\text{m}$  uzaktaki 2 noktayı 25 cm mesafeden inceleyince iki farklı nokta olarak ayırabilmektedir. Ayrıca,  $\times 2$  magnifikasyona sahip lens kullanıldığında ayırt edebilme mesafesi 50  $\mu\text{m}$ 'ye kadar artabilmektedir. Görmenin zor olduğu durumlarda ise dental sond bir dereceye kadar kullanılabilir (Resim 2.1). Ancak bu metotun birkaç kusuru vardır. Marjinal boşluğun kabul edilebilir olup olmamasını belirlemek klinisyenin tecrübesine ve yeteneğine bağlıdır. Çünkü aralık miktarı hakkında sayısal bir veri temin edilmemektedir. Kullanılmamış yeni dental sondların ucunun çapı 40 ile 60  $\mu\text{m}$  arasında olduğu için daha küçük boşlukların saptanamaması söz konusudur. Ayrıca, derin subgingival olarak konumlanan marjinlerin doğru olarak değerlendirilmesi neredeyse imkansızdır. Bu nedenlerden ötürü bu teknik başka teknikler ile güçlendirilmelidir (Abduo ve ark., 2010; Kan ve ark., 1999; Katsoulis ve ark., 2017).



**Resim 2.1.** Dokunsal his eşliğinde görsel değerlendirme tekniği (Kan ve ark., 1999).

### 2.3.1.2. Sırayla parmak basısı uygulama

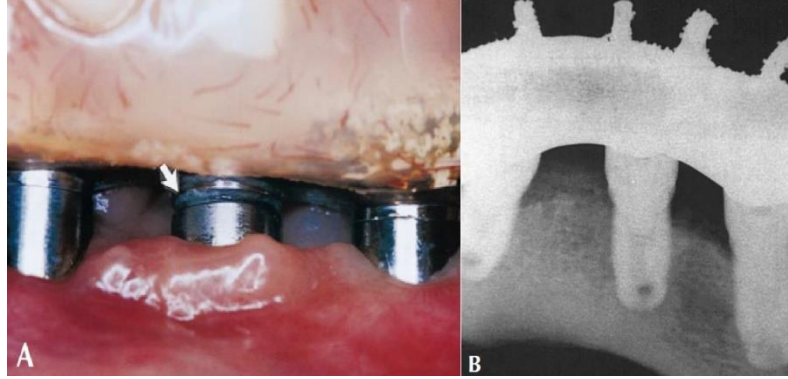
Sırayla parmak basısı uygulama yöntemi, implant-destekli restorasyonlarda uyumsuzluğun varlığını tespit etmek için hızlı ve basit bir metottur. Restorasyon implantlar üzerine düzgün olarak yerleştirildikten sonra iki taraftaki terminal abutmentler üstüne sırayla parmak basısı uygulanırken yalpalama hareketi oluşması veya alt yapı-implant seviyesinde tükürük akışının saptanması uyumsuzluğun varlığına kanıt olarak sayılabilmektedir. Bu yöntem kısa restorasyonlarda yorumlanabilir sonuçlar elde edilemeyeceği için daha uzun restorasyonlarda kullanımı tercih edilir. Ayrıca, marjinlerin subgingival olarak konumlanması bu yöntemin etkinliğini kısıtlamaktadır (Resim 2.2) (Abduo ve ark., 2010; Kan ve ark., 1999; Katsoulis ve ark., 2017).



**Resim 2.2** Sırayla parmak baskı yöntemi (Kan ve ark., 1999).

### 2.3.1.3. İnaoral radyografiler

İnaoral radyografiler implant-destekli restorasyonların uyumunu klinik olarak değerlendiren metotlar arasında en güvenilebilir olarak sayılmaktadır. Özellikle alt yapı-implant arayüzeyi subgingival olarak konumlandığı durumlarda diğer yöntemler etkili değilken; innaoral radyografiler oldukça yararlıdır. Ancak, implant ile röntgen filmi arasında angulasyon olması değerlendirmenin doğruluğunu riske atabilmektedir (Resim 2.3) (Abduo ve ark., 2010; Kan ve ark., 1999; Katsoulis ve ark., 2017).

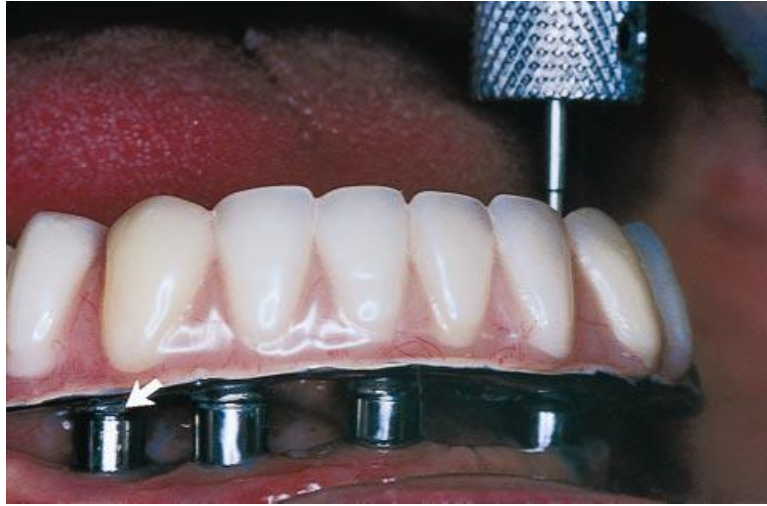


**Resim 2.3.** İnaoral radyografi tekniği. **A,** Uyumsuzluğunun klinik görüntüsü (beyaz oka bakınız). **B,** İmplant ile röntgen filmi arasında açısal sapma olması sonucunda radyografide uyumsuzluk olduğu görünmemektedir (Kan ve ark., 1999).

### 2.3.1.4. Tek-vida (*Sheffield*) testi

Tek-vida testi ilk olarak Jemt (1991) tarafından tanıtılmıştır ve daha sonra Tan ve ark. (1993) tarafından detaylandırılmıştır. İsminden anlaşıldığı gibi bu test bir tarafta konumlanan terminal abutmentteki vidayı sıkıp diğer abutmentlerde uyumsuzluk olup olmadığının saptanması ile gerçekleştirilmektedir (Resim 2.4). Genellikle, bu test diğer değerlendirme metotları ile güçlendirilerek alt yapı-implant arayüzeyinde uyumsuzluk olup olmadığının saptamak için kullanılmaktadır.

*Sheffield* testi uyumsuzluk daha iyi tanımlanabildiği için özellikle uzun restorasyonlarda tercih sebebidir. İncelenen implantlarda görülebilir boşlukların bulunmaması restorasyonun klinik olarak kabul edilir uyuma sahip olduğu anlamına gelmektedir. Tek-vida testinin en büyük dezavantajı uyumsuzluğu 3 boyutta gösterememesidir. Metotun doğası yüzünden horizontal uyumsuzluklar genel olarak maskelenmektedir (Abduo ve ark., 2010; Kan ve ark., 1999; Katsoulis ve ark., 2013).

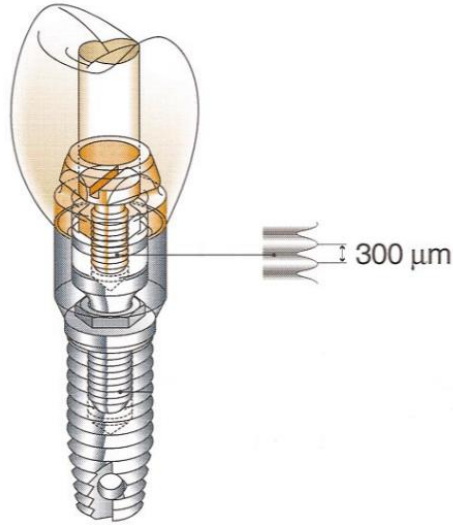


**Resim 2.4.** Tek-vida (*Sheffield*) testi. Bir taraftaki terminal abutmentteki vida sıkıldıktan sonra diğer implantta boşluk oluştuğu saptanmıştır (ok) (Kan ve ark., 1999).

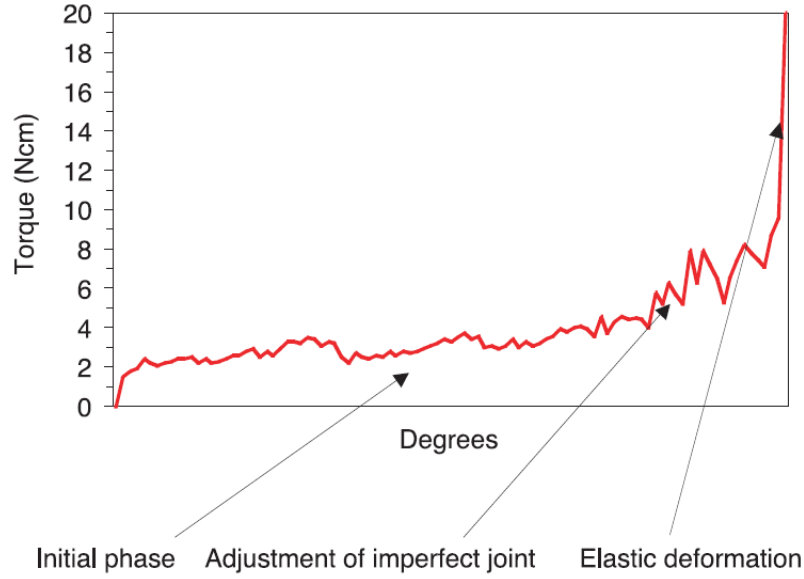
### 2.3.1.5. Vida rezistans testi

Vida rezistans testi vidaların tek tek önceden belirlenmiş maksimum torqa kadar sıkılması prensibine dayanmaktadır. Bu test ilk olarak Jemt (1991) tarafından tanıtılmıştır ve 150  $\mu\text{m}$ 'ye kadar vertikal uyumsuzluğun kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir. Bu değer, *Nobel Biocare* 'ın altın protetik vidasının 2 yivi arasındaki mesafenin yarısına karşılık gelmektedir (Şekil 2.2). Jemt'e göre, vidanın uygun olarak yerleşmesi ve 10 ile 15 Ncm arasında tork değerine varılabilmesi için yarım turdan daha fazla rotasyon gerekiyorsa, restorasyon uyumsuz olarak kabul edilmektedir. Ayrıca, istenen torqa varana kadar vidanın mukavemeti, torklama-açı analizini (*torque-angle signature analysis*) gerçekleştiren cihazlar ile objektif olarak analiz edilebilir. Bu teknik, torklama sırasında

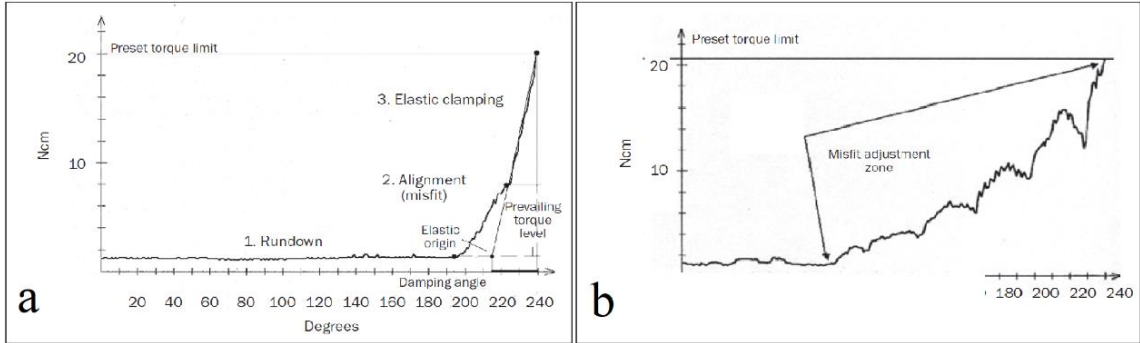
vidanın rotasyon derecesine ilişkin torktaki değişiklikleri görselleştirmeye dayanmaktadır. Çizelgedeki eğri 3 kısımdan oluşmaktadır. Lineer olmayan, neredeyse horizontal ilk kısım vidanın kendi deliği içerisinde yerleşmesini temsil etmektedir. Daha lineer ikinci kısım uyumlandırma fazı temsil etmektedir. Bu fazda, tork gücünün çoğu eklem parçaları birbirleriyle birleştirmek için harcanmakta olup eklem uyumsuzluğunu dengelemektedir. Eğrinin lineer üçüncü kısmı ise retansiyonu sağlayan elastik deformasyonun oluşmasını göstermektedir (Şekil 2.3). Torklama-yer değiştirme açısı (*torque-displacement angle*) eğrisindeki değişiklikleri inceleyerek vida retansiyonlu restorasyonların uyum derecesi hakkında iyi bir fikir elde edilebilmektedir. Minimal uyumsuzluk derecesine sahip restorasyonların torklama-yer değiştirme açısı çizelgesinde lineer olmayan, neredeyse horizontal ilk fazdan sonra istenen torka gelene kadar eğride ani artma görünmektedir (Şekil 2.4a). Uyumsuzluğu fazla olan restorasyonların torklama-yer değiştirme açısı çizelgesinde ise, tork gücünün çoğu eklem parçaları arasındaki uyumsuzluktan sonuçlanan malpozisyonu düzeltmek amacıyla harcadığı için eğride sabit fakat düzgün olmayan artma görünmektedir (Şekil 2.4b) (Abduo ve ark., 2010; Calderini ve ark., 2007; Hjalmarsson ve Smedberg, 2005).



**Şekil 2.2.** Nobel Biocare'ın altın protetik vidasının 2 yivi arasındaki mesafe (Kan ve ark., 1999).



Şekil 2.3. Torque-angle signature analysis çizelgesi (Hjalmarsson ve Smedberg, 2005).



Şekil 2.4. Torque-angle signature analysis çizelgeleri. **A**, Minimal uyumsuzluk derecesine sahip restorasyon. **B**, Uyumsuzluğu fazla olan restorasyon (Calderini ve ark., 2007).

### 2.3.1.6. Belirli materyaller ile uyumun değerlendirilmesi

Belirleyici mum, *fit checker*, baskı belirten macun ve elastomerik ölçü maddeleri gibi bir dizi materyal implant-destekli sabit restorasyonların uyumunu değerlendirmek amacıyla kullanılabilir. İntaglio yüzeylerde maddenin mevcut olması uyumsuzluk derecesini göstermektedir (Resim 2.5). Bu tekniğin avantajı marjinin hem supragingival hem de subgingival konumlandığı vakalarda efektif olmasıdır. Ancak, bu teknik



restorasyonun uyumsuzluğunun derecesini niceleyemeyen bir tekniktir (Abduo ve ark., 2010; Kan ve ark., 1999; Katsoulis ve ark., 2017).



**Resim 2.5.** Elastomerik ölçü materyali uyum değerlendirmesinde sıklıkla kullanılmaktadır ve sağdaki silindirde beyaz ok ile uyumsuzluk gösterilmektedir (Kan ve ark., 1999).

### 2.3.1.7. Üç boyutlu değerlendirme

İmplant-destekli sabit restorasyonların uyumsuzluğunun derecesini üç boyutlu (3D) olarak değerlendirip niceleyen birkaç sistem Jemt tarafından (1996) geliştirilmiştir. Bu sistemler arasında 3D fotogrametrik tekniği intraoral olarak kullanılabilir olması nedeniyle ön plana çıkmaktadır. Ayrıca, 3D fotogrametrik tekniğinde 10 µm'ye kadar küçük uyumsuzlukların ölçülebildiği rapor edilmiştir. Bu tekniğin bir avantajı da üç boyuttaki uyumsuzluğun olup olmadığı konusunda dijital veriler oluşturulabilmesi ve bu verilerin bilgisayar ile analiz edilebilmesidir. Ancak, bu metodun teknik-hassas olması, masraflı olması ve özel ekipmana ihtiyaç duyması klinik olarak uygulanabilirliğini sınırlandırmaktadır (Abduo ve ark., 2010; Kan ve ark., 1999).

### **2.3.2. İmplant-destekli sabit restorasyonlarda pasif uyumun *in vitro* incelenmesi**

*In vitro* değerlendirme, genellikle klinik değerlendirmeden önce gerçekleştirilmekte ve restorasyonun hasta ağızında denenmesinden önce, klinisyenin majör uyumsuzlukları saptayıp düzeltmesine yardımcı olmaktadır. Ayrıca, *in vitro* değerlendirme restorasyonun intraoral performansı hakkında da genel bir fikir vermektedir. Pasif uyumun *in vitro* olarak değerlendirilmesi için gerilim ölçümleri ve boyutsal ölçümler olmak üzere iki ana yöntem kullanılmaktadır (Abduo ve ark., 2010).

#### **2.3.2.1. Gerilim ölçümleri**

Bu metot, vidaların tavsiye edilen tork miktarına kadar sıkılmasından sonra uyumsuzluktan köken alan gerilimler ölçülerek İmplant-destekli restorasyonun uyumu değerlendirilmektedir. Uyumsuzluk varlığı sonucunda protezin komponentlerinde, implantta, ve implant çevresindeki kemikte gerilimler oluşmaktadır. Ayrıca, vertikal uyumsuzluk derecesi ile gerilim oluşması arasında lineer bir korelasyon tespit edilmiştir (Abduo ve Lyons, 2012). Gerilim ölçümlerinde klinik senaryolar simüle edilmekte ve uyumsuzluğun farklı dereceleri ile ilişkili olan gerilim seviyesini saptayıp ölçmek için özel ekipmanlar kullanılmaktadır. Fotoelastik stres (*photo-elastic stress*) analizi, gerilim ölçer (*strain gauge*) analizi ve sonlu elemanlar (*finite element*) analizi bu metotta kullanılan başlıca tekniklerdir. Söz konusu metotun iki limitasyonu mevcuttur: (i) İmplantı destekleyen yapı heterojen iken homojen olarak sayılmaktadır, (ii) İmplantın osseointegrasyonu tüm vakalarda %100 olmamasına rağmen her zaman %100 olarak sayılmaktadır (Abduo ve ark., 2010).

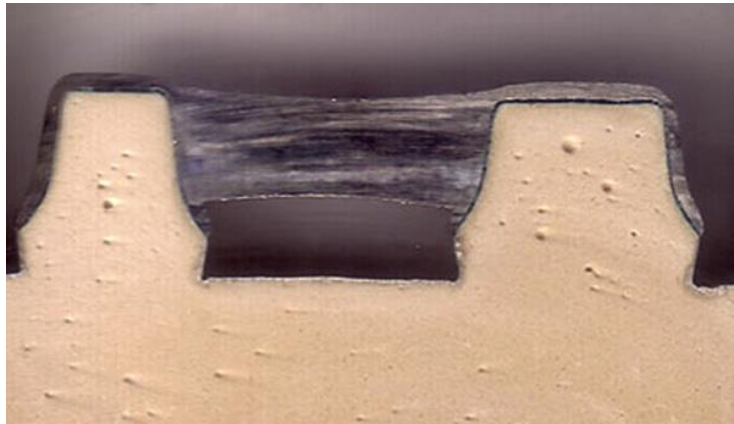
#### **2.3.2.2. Boyutsal ölçümler**

Bu metot, alt yapı-implant arayüzeyindeki boşlukları direkt olarak ölçüp sayısal değerler vererek restorasyonun uyumsuzluğunu nicelemektedir. Bu metotta mikroskoplar, fotogrametrik teknik ve dijital boyut ölçüm aletleri gibi birkaç aparat kullanılmaktadır (Abduo ve ark., 2010; Pan ve ark., 2021).

### 2.3.2.2.1. Mikroskobik ölçümler

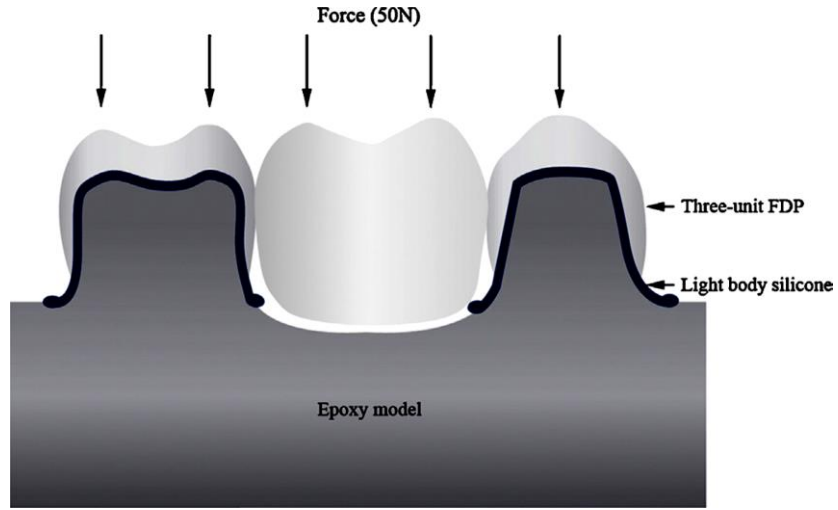
Farklı magnifikasyon gücüne sahip çeşitli mikroskoplar alt yapı-implant arayüzündeki aralıkları ölçmek için kullanılmaktadır. Dijital kameralı stereomikroskop ve tarayıcı elektron mikroskobu (*scanning electron microscope [SEM]*) *in vitro* uyumun değerlendirilmesinde en çok kullanılan mikroskoplardır. Bu tekniğin uygulanması nispeten kolaydır. Ancak, verilerin güvenilirliği uyumu değerlendirilen tüm örneklerde ölçümlerin standardize referans noktalarından yapılmasıyla yakından ilişkilidir. Mikroskobik ölçümler aşağıdaki teknikler eşliğinde yapılmaktadır: Örnekten kesit alma tekniği, silikon replika tekniği ve tek-vida tekniği (Abduo ve ark., 2010; Katsoulis ve ark., 2017; Laurent ve ark., 2008; Presotto ve ark., 2017; Taşın ve ark., 2019).

Örnekten kesit alma tekniğinde, örnek restorasyonlar kompresyon test cihazı yardımı ile 50 N baskıya maruz bırakılarak model üzerine simante edilmektedirler. Simantasyondan 24 saat sonra her örnek epoksi rezin veya sert alçı ile çevrelenmekte; spesifik doğrultuda kesitler alınmaktadır (Resim 2.6). Ardından siman kalınlığı önceden belirlenmiş noktalardan ölçülmektedir. Bu teknikte siman tabakasının kalınlığı direkt olarak ölçüldüğü için yüksek derecede doğru veriler elde edilebilir. Ayrıca, marjinal ve internal uyumsuzluğun değerlendirilmesi bu teknikle mümkündür. Ancak, örnekler süreç sırasında deforme olmaktadır ve kesit düzlemi dışındaki farklı düzlemlerde uyumsuzluk değerlendirilememektedir (Kim ve ark., 2014; Pompa ve ark., 2015).

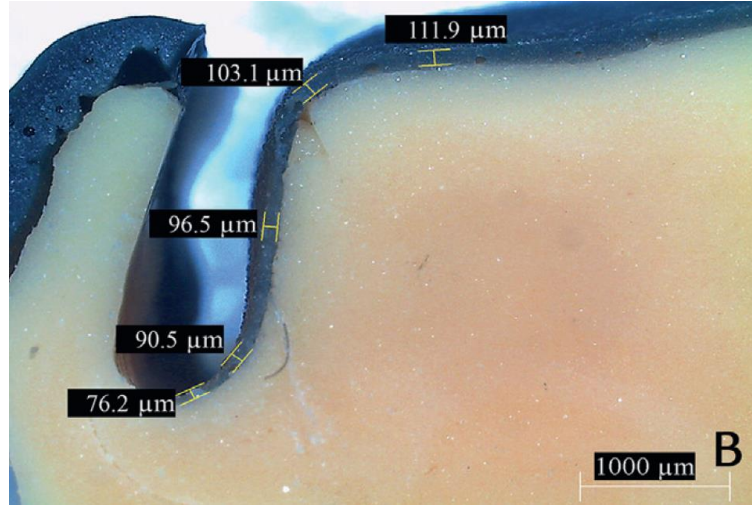


**Resim 2.6.** Mesio-distal yönde kesit alınmış örnek (Örtörp ve ark., 2011).

Silikon replika tekniğinde, *light-body* silikon ölçü materyali restorasyonun intaglio yüzeyine uygulandıktan sonra materyalin polimerizasyon süresi dolana kadar parmak baskısıyla veya özel aparat ile 50 N basınç kuvvetine maruz bırakılarak implant üzerinde bekletilir. Ardından restorasyon implantlardan uzaklaştırılır. Aralık miktarını temsil eden, restorasyon içinde kalmış ince *light-body* silikon tabakasını stabilize etmek için restorasyonun iç kısmı *medium body/putty* silikon ölçü materyali ile doldurulmaktadır. Daha sonra, elde edilen replikalardan farklı yönlerde kesitler alınıp önceden belirlenmiş birkaç noktada ölçüm yapılmaktadır (Şekil 2.5 ve Resim 2.7).



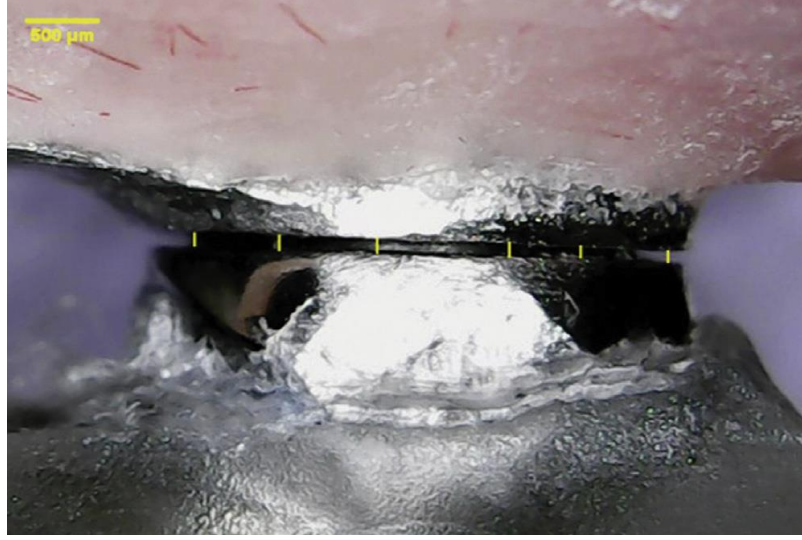
Şekil 2.5. Silikon replika tekniği (Kim ve ark., 2013b).



**Resim 2.7.** Kameralı stereomikroskop yardımı ile elde edilen mikrografi (Önöral ve ark., 2018).

Bu tekniğin en önemli avantajlarından biri marjinal ve internal uyumsuzlukların ölçülebilmesidir. Ayrıca, örnekler deforme olmamaktadır, siman alanının gerçek kalınlığı yansıtılmaktadır ve restorasyonun servikal, aksiyal ve oklüzal bölgelerdeki adaptasyonu yüksek hassasiyetle tespit edilebilmektedir (Abduo ve ark., 2010; Akçin ve ark., 2018; Kim ve ark., 2013b; Laurent ve ark., 2008; Önöral ve ark., 2018).

Tek-vida testi eşliğinde mikroskopik inceleme, tekrarlanabilir çok noktalı ölçümleri kolaylaştıran, invaziv olmayan, basit ve uygun maliyetli bir tekniktir. Bu nedenlerle pasif uyumu değerlendirmek için birçok çalışmada kullanılmıştır. Bu teknikte, restorasyon implantlar üzerine yerleştirilip sadece terminal implanta vidalanarak sabitlenir. Ardından diğer implantlardaki vertikal marjinal aralık önceden belirlenmiş noktalardan mikroskop ile elde edilmiş görüntüler üzerinden ölçülür (Resim 2.8) (Abduo ve ark., 2010; Katsoulis ve ark., 2013; Presotto ve ark., 2017; Taşın ve ark., 2019).



**Resim 2.8.** Restorasyon bir taraftaki terminal implanta vidalanarak sabitlendikten sonra diğer implantlardaki vertikal marjinal aralığın ölçülmesi (Taşın ve ark., 2019).

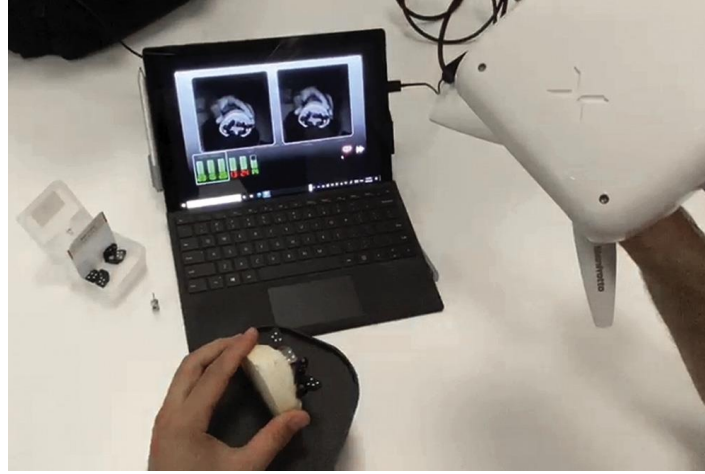
#### 2.3.2.2.2. Fotogrametrik teknik

Bu teknik ilk kez Lie ve Jemt (1994) tarafından İmplant-destekli sabit restorasyonların uyumsuzluğunu 3D olarak değerlendirebilmek amacıyla tanıtılmıştır. Reflektif aynalar sabitlendiği bir kamerayı kapsayan özel kurulum, alt yapı-implant arayüzünün üç adet fotoğrafını eşzamanlı olarak çekmek için kullanılmaktadır (Resim 2.9 ve 2.10).



**Resim 2.9.** Reflektif aynalar sabitlendiği fotogrametrik kamera (Lie ve Jemt, 1994).





**Resim 2.10.** Güncel fotogrametrik dijital kamera ve model üzerine yerleştirilmiş fotogrametrik *scan body*'ler (Revilla-León ve ark., 2021b).

Fotoğrafların işleme tabi tutulmasını takiben restorasyonun ve implantların imajları birbirine süperpoze edilip karşılaştırılmaktadır. Ancak, imajların ve kurulumun pozisyonunun standardizasyonu zordur (Abduo ve ark., 2010).

### **2.3.2.2.3. Dijital boyutsal ölçümler**

3D veri elde etme teknolojilerindeki devamlı gelişmeler sonucunda İmplant-destekli restorasyonların pasif uyumunu değerlendirmek için dijital boyutsal ölçümlerin kullanımı popüler hale gelmiştir. Bu teknik üç aşama içermektedir. Bunlar, dijital verilerin elde edilmesi, sanal superpozisyon, ve ölçümlerin gerçekleştirilmesidir. Alt yapı-implant intaglio yüzeylerinin 3D dijital verileri optik veya dokunsal tarama cihazları ile, koordinat ölçme makinesi (*coordinate measuring machine [CMM]*) ile, ve bilgisayarlı tomografi (*computerized tomography [CT]*) ile elde edilebilmektedir (Abduo ve ark., 2010; Pan ve ark., 2021).

CMM, mühendislik ve endüstri alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu aparat bir objenin boyutlarını ölçebilmek için 3 boyutta hareket edebilen prob içermektedir (Resim 2.11). Ayrıca, bu prob elde edilen verileri analiz etmeye yarayan programın bulunduğu bilgisayara bağlıdır. Bu makinanın esas avantajı 1  $\mu\text{m}$ 'ye kadar yüksek

hassasiyete sahip olmasıdır. Ancak zaman alıcı, pahalı ve piyasada satılmayan bir alettir (Abduo ve ark., 2010; Pan ve ark., 2021).



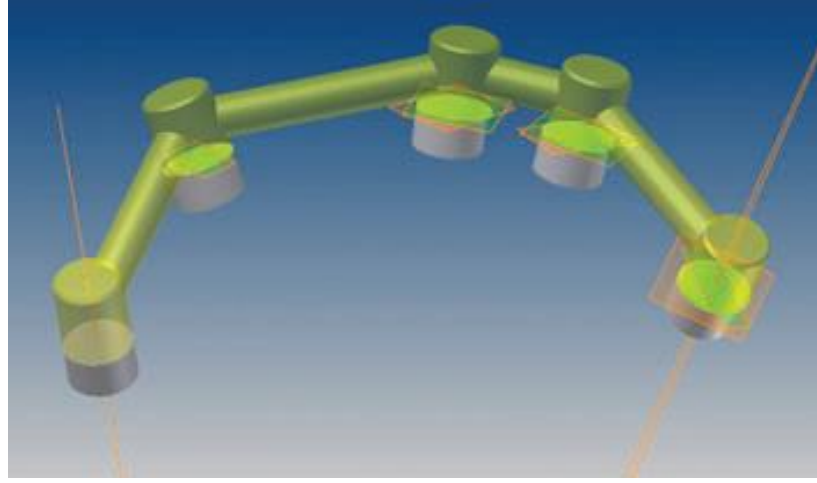
**Resim 2.11.** Koordinat ölçme makinesi (Revilla-León ve ark., 2021a).

CT tekniği, x-ışınını kullanarak implantlara vidalanmış restorasyonların 3D imajlarını çekmektedir. X-ışınının alt yapıya nüfuz edebilmesi sayesinde alt yapı-implant arayüzündeki boşluklar 9 ile 11,3  $\mu\text{m}$  hassasiyet ile ölçülebilmektedir. CT tekniğinin esas avantajı tekrarlanabilen ve protezi deforme etmeden ölçümler yapabilmesidir. Ancak, X-ışınının dağılması ve metalik kısımlar yüzünden oluşan artefaktlar, marjinin ve arayüzeyin doğru görselinin elde edilmesini engelleyebilir. Ayrıca, CT zaman alıcı ve pahalı bir süreçtir (Abduo ve ark., 2010; Pan ve ark., 2021).

Optik tarayıcılar restorasyonun ve implantların arayüzeylerinin 3D dijital modellerini ayrı ayrı oluşturmak için kullanılmaktadır. Optik tarayıcılar, laboratuvar tarayıcıları ve intraoral tarayıcılar olmak üzere iki kategoriye ayrılmaktadır. Laboratuvar tarayıcıları 5 ile 30  $\mu\text{m}$  arasında değişen yüksek hassasiyete sahip olduklarından uyumsuzluğu ölçmek için yeterli cihazlardır. Fakat intraoral tarayıcıların hassasiyeti 11,9 ile 304  $\mu\text{m}$  arasında olduğu için bu cihazlar küçük uyumsuzluk değerlerini saptamak için uygun değildir. Optik tarayıcıların esas dezavantajı andırkat alanlarının ve mat/parlak yüzeylerin taranmasının güç olmasıdır. Elde edilen 3D modellerin sanal olarak süperpoze edilmesi, en küçük kareler yöntemi (*least square method*), ortogonal 3-2-1 yöntemi (*orthogonal 3-2-1 method*) ve sıfır yöntemi (*zero method*) gibi birkaç algoritma kullanılarak yapılmaktadır.



Ancak, klinik uygulamada restorasyon yalnızca implantlar üzerine yerleştirilmez; aynı zamanda tavsiye edilen torka kadar implantlara vidalanır. Tek-vida testi restorasyonların uyumsuzluğunu değerlendirmek için standart bir metot sayıldığından, tek-vida testini simüle eden ve CAD sürecini yansıtan *lofting method* pasif uyumun sanal olarak değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (Şekil 2.6) (Abduo ve ark., 2010; Jokstad ve Shokati, 2015; Pan ve ark., 2021).



**Şekil 2.6.** “*Lofting method*” CAD süreci. Sanal vida soldaki terminal abutmente uygulanmıştır (Almasri ve ark., 2011).

#### **2.4. Dental Üretim Teknolojilerine Retrospektif Bakış**

CAD-CAM sistemleri ilk olarak birleşik devletlerin hava kuvvetleri tarafından hava taşıtı ve otomotiv üretimi amacıyla geliştirilmiştir. CAD-CAM sistemleri diş hekimliği alanına ise *Francois Duret* tarafından tanıtılmıştır. 1984 yılında *Duret*, destek dişten optik ölçü alabilen ve alınan ölçüye göre bir restorasyon frezeleyebilen cihazı geliştirmiştir. Piyasada satılan ve “*CEREC (Dentsply Sirona)*” ticari adına sahip olan ilk CAD-CAM sistemi, *Werner Mörmann* tarafından geliştirilmiş olup; ilk kez 1985 yılında Zürih Üniversitesi'nin Diş Hekimliği Koleji'nde bir klinik uygulamada kullanılmıştır. Bu sistemin ağız içi optik tarama ile elde edilen dijital veriden indirekt restorasyon üretebilmesi ve bu işlemi dental ofiste efektif olarak yerine getirilebilmesi dental

restorasyonların üretilme şeklinde köklü değişikliklere yol açmıştır (Blatz ve Conejo, 2019; Mörmann, 2005).

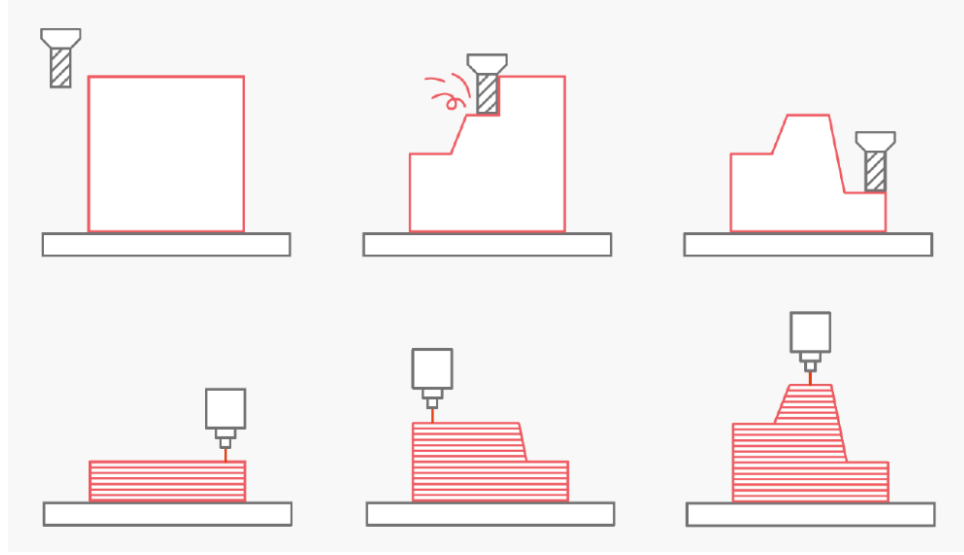
Protetik restorasyonların üretiminin otomasyonuna yönelik temeller, diş hekimliğine 1980'li yıllarda giriş yapmış CAD-CAM sistemleriyle atılmıştır. Hastaların restorasyonların ömrü, biyolojik uyumu ve estetik özellikleri ile ilgili beklentilerindeki artış, CAD-CAM sistemlerinin hızla gelişmelerini sağlamıştır (Beuer ve ark., 2008; Park ve ark., 2015; Strub ve ark., 2006). Bilgisayar destekli üretim mekanizması adı altında herhangi bir parça, bilgisayar destekli bir sistem üzerinden üretilmektedir. Bu amaçla, dental restorasyonların üretimi aşamasında birçok teknik geliştirilmiştir. Gerek endüstri gerekse tıp alanlarında, fiziksel bir prototipin üretimi için günümüzde üç farklı yaklaşım kullanılmaktadır: Eksiltme (subtraktif) yöntemi, ekleme (aditif) yöntemi, kombine (hibrit) yöntem (Şeker ve Ersoy, 2010).

Tüm CAD-CAM sistemlerindeki üretimin ilk aşaması sahanın verisini toplamaktır (*computer-aided scanning*). Çoğu sistemlerde restorasyonun üretilmesi için gerekli dijital veri final ölçüden elde edilmiş alçı modelin taranması ile temin edilmekteydi. Ancak, intraoral tarayıcıların boyutları, tarama hızı ve hassasiyeti ile ilgili hızlı gelişmeler, süreci gittikçe intraoral taramaya doğru yönlendirmiştir. Ayrıca, intraoral tarayıcıların tarama hassasiyeti artık klinik başarının sağlanması açısından yeterli hale gelmiştir (Cappare ve ark., 2019; Ender ve Mehl, 2015; Miyazaki ve ark., 2009; Patzelt ve ark., 2014b; SeelBach ve ark., 2013; Zaruba ve Mehl, 2017).

İkinci aşama ise elde edilmiş dijital model üzerinde 3D restorasyonun tasarlanmasıdır (*computer-aided design*). Bu amaçla çeşitli CAD yazılımları kullanılmaktadır. Tasarımı tamamlanan sanal restorasyon standart dosya formatında (*standard tessellation language [STL]*) kaydedilmektedir ve üçüncü aşamanın gerçekleştirilmesi ise CAM yazılımına aktarılmaktadır.

CAD-CAM sistemindeki üretimin üçüncü aşaması ise istenen restorasyonun tercih edilecek CAM tekniği (subtraktif/aditif) ile üretilmesidir. Diş hekimliğindeki kullanılan

CAD-CAM sistemlerin çoğu subtraktif yaklaşıma dayanmaktadır. Bu yaklaşımda, elde edilmiş dijital veriler bilgisayara aktarılmakta ve bilgisayar frezleme makinasının CAD-CAM bloktan istenen restorasyonu frezleyebilmesi için gereken bilgisayarlı nümerik kontrolü (*computerized numerical control [CNC]*) oluşturmaktadır (Lebon ve ark., 2016). Bu metot üretim sürecinin gerektirdiği süreyi oldukça azaltmakta ve konvansiyonel yöntemle üretilmesi zor veya imkânsız olan karmaşık modellerin üretilmesini mümkün kılmaktadır. Ancak, son zamanlardaki teknolojik gelişimler üretimin otomasyonunu daha ileri seviyeye taşımış, aditif üretim teknolojileri geliştirilmiş ve hatta aditif üretim teknolojisi çeşitli dental restorasyonların üretiminde subtraktif üretim teknolojilerinden daha popüler hale gelmiştir. “3D baskı (*3D printing*)” olarak da adlandırılan aditif üretim (*Additive manufacturing [AM]*), kompleks yapıları üretmek amacıyla bilgisayarlı 3D modele göre materyallerin tabaka üzerine tabaka eklenerek birleştirilmesi işlemi olarak tanımlanabilmektedir (Şekil 2.7). Bu tür üretim tekniği; subtraktif üretim (*Subtractive manufacturing [SM]*) süreci ile elde edilemeyecek geometrik açıdan kompleks objelerin üretimine olanak tanımaktadır. Ayrıca, bu tekniğin gösterdiği son gelişmeler sayesinde metaller, polimerler, seramikler, kompozitler ve hatta biyo-aktif materyaller bile üretim sürecinde kullanılabilir (Alghazzawi, 2016; Galante ve ark., 2019; Guo ve Leu, 2013).



**Şekil 2.7.** Yapıların Subtraktif ve aditif yaklaşımla üretimi

(<https://www.3dhubs.com/knowledge-base/3d-printing-vs-cnc-machining>, Erişim tarihi: 12 Temmuz 2021).

CAD-CAM teknolojilerinin diş hekimliği alanındaki uygulamaları, tek üyeli ve kısa çok üyeli sabit restorasyonların üretimi ile sınırlıydı. Ancak bu alandaki hızlı gelişmeler implant, implant komponentleri ve daha karmaşık protezlerin üretilebilmesini sağlamıştır. Bugünlerde, protetik diş hekimliğinde bilgisayarlı teknolojilerin kullanımı yaygın hale gelmiştir. Dental restorasyonların otomasyonlu üretiminin yanı sıra; dijital diş hekimliği klinisyenin diş preparasyonunu analiz ederek kusurların olup olmadığını tespit etmesine ve üretime başlamadan önce gerekli modifikasyonları yapmasına izin vermektedir. Böylece final restorasyonda olası komplikasyonlar önlenmiş olmaktadır. Dijital mum modelaj sayesinde diş hekimleri dijital ortamda tedavi planını şekillendirip konvansiyonel tekniklerle yapılamayacağı şekilde sonuçları üstün doğrulukla öngörebilmektedir. Ayrıca, dijital diş hekimliğindeki son gelişmeler sayesinde modellerin dijital ortamda analiz edilerek hareketli bölümlü protezlerin dijital tasarımı ve üretimi mümkün hale gelmiştir. Böylece destek dişlerdeki andırkat alanları tam olarak teyit edilerek; hareketli bölümlü protezin en mükemmel geçiş yolu ve farklı komponentlerinin ideal konumu ve şekli belirlenebilmektedir. Dijital teknolojilerin diğer uygulamaları farklı tedavi yöntemlerin

gerektirdiği implant boyutlarını ve konumlarını belirlemeyi ve maksillofasiyal protezlerin tasarımı ile üretimini içermektedir (Abduo ve ark., 2014).

Sistemlerdeki devamlı ilerlemeler ile birlikte dental materyallerdeki gelişmeler ve sanal değerlendirme imkânı sayesinde CAD-CAM teknolojinin protetik diş hekimliğinde uygulamaları yaygınlaşmıştır. Ayrıca, CAD-CAM sistemleri, tarama teknolojileri, tasarım yazılımları ve sistemin bütün olarak daha kullanıcı dostu hale getirilmesi gibi alanlarda geliştirilmeye devam edilmektedir. Konvansiyonel üretime kıyasla, CAD-CAM sistemleri ölçü, model elde etme, mum modelaj ve döküm gibi aşamaları elimine/modifiye ederek hata olasılığını oldukça azaltıp final restorasyonun doğruluğunu arttırabilmektedir. Ayrıca, restorasyon üretme süreci çoğunlukla makine eşliğinde olduğundan gereken toplam maliyet ve süre azalmaktadır (Abduo ve ark., 2014).

## **2.5. Subtraktif ve Aditif Üretim Teknolojileri**

Bilgisayar destekli sistemlerdeki hızlı ilerlemeler ile birlikte biyo-materyallerdeki gelişmeler hem dental kliniklerde hem de laboratuvarlarda CAD-CAM sistemlerinin kullanımını yaygınlaştırmıştır. CAD-CAM sistemlerinin ilk uygulamaları inlay, onlay ve tek-üyeli sabit restorasyonların üretimi ile sınırlıyken; günümüzdeki CAD-CAM sistemlerinin sunduğu çeşitli tarama sistemleri, tasarım yazılımları ve üretim makinaları sayesinde inlayler, onlaylar, sabit restorasyonlar, hareketli bölümlü protezler ve *full-mouth* restorasyonlar dahil olmak üzere neredeyse tüm dental restorasyon seçenekleri üretilebilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan bilgisayar destekli sistemler dijital verileri toplamak için hemen hemen aynı metotları kullanırken, üretim sürecinde SM ve AM olmak üzere iki ana yaklaşım kullanılmaktadır. CAD-CAM sistemler arasında en yaygın kullanıma sahip olanlar CNC frezeleme cihazlarıdır ve subtraktif yaklaşımla üretim yapmaktadırlar. Ancak, aditif yaklaşım, bireyselleştirme ve maliyeti azaltma gibi sunduğu birçok avantaj sayesinde gittikçe daha popüler hale gelmektedir (Blatz ve Conejo, 2019; Galante ve ark., 2019).

### 2.5.1. Subtraktif üretim tekniği

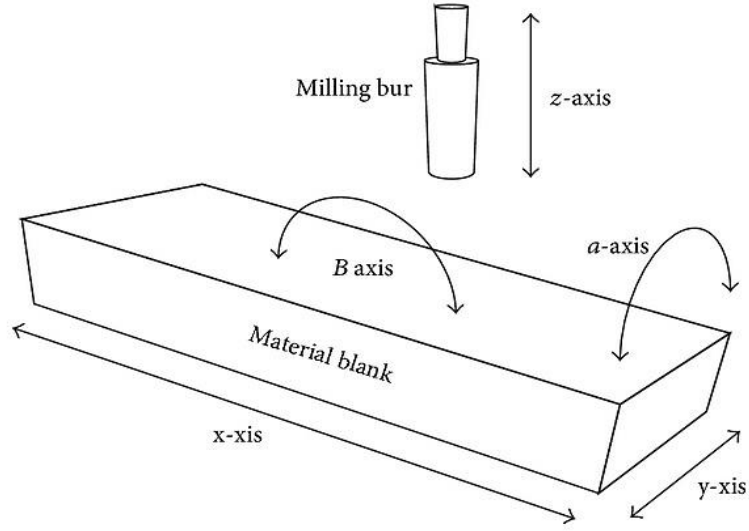
SM tekniğinde esas olarak CNC frezeleme teknolojisi kullanılmaktadır. Söz konusu yöntemde oluşturulmak istenen restorasyonun üretimi, bloktan kazınarak elde etme esasına dayanmaktadır. Kullanılan bloklar oldukça standardize koşullar altında endüstriyel olarak üretildiğinden yüksek kaliteye ve hassasiyete sahip restorasyonlar elde edilebilmektedir (Braian ve ark., 2018).

Şu anki mevcut frezeleme üniteleri frezeleme tekniğine göre ve sahip oldukları aks sayısına göre sınıflandırılmaktadır. Birinci sınıflama sert alaşım frezeleme (*hard alloy milling [HAM]*) ve yumuşak alaşım frezeleme (*soft alloy milling [SAM]*) olarak temelde 2 alt gruba ayrılmaktadır (Tablo 2.1). HAM esas olarak metal, sinterlenmiş zirkonya ve kompozit rezinlerin frezelenmesi için kullanılmaktadır. Bu teknik yüksek sertliğe sahip blokları frezeleme esasına dayandığından bloğu etkili olarak frezelemek için kullanılan makina şiddetli kesme kuvveti uygulayabilecek kadar güçlü olmalıdır. Bu süreçte uygulanan kuvvetin çoğu frezin ömrünü kısaltan ve restorasyona zarar veren termal enerjiye dönüşmektedir. Bu nedenle devamlı su soğutması uygulanmalıdır. Ayrıca, seramikler kırılğan oldukları için frezeleme esnasında mikro-kırık, çatlak ve bozulmuş yüzey niteliği gibi hasarlara yatkındırlar. Bu nedenle, HAM iki aşama olarak yapılmaktadır; birinci aşamada düşük hızla ve yüksek güçle kaba frezeleme uygulanırken, ikinci aşamada ise yüksek hızla ve düşük güçle hassas frezeleme uygulanmaktadır. Hassas frezeleme çatlak kalınlığını ve yüzey pürüzlülüğünü en aza indirecektir. HAM tekniğinin dezavantajları arasında frezeleme zorluğu, ekipmanın fazla ısınması, hızlı aşınması ve kısa ömrüdür. SAM tekniği HAM tekniğinin dezavantajlarının üstesinden gelmek için geliştirilmiş bir yaklaşımdır. Bu yöntemde, sinterlenmemiş yumuşak blokların istenen şekil ve morfolojide frezelenmesini takiben gözenekli yapının elimine edilebilmesi için üretilen restorasyonların sinterleme işlemine tabi tutulmaları gerekmektedir. Bu yaklaşım frezelemeyi kolaylaştırır, gereken kesme kuvvetini azaltır ve ekipmanın ömrünü uzatır. Ancak, frezeleme sonrasındaki sinterleme işlemi restorasyonun boyutlarında volumetrik değişiklikler meydana getirdiğinden frezeleme magnifikasyonu üretici firmanın talimatına göre uygun yüzdelerde yapılmalıdır (Abduo ve ark., 2014; Alghazzawi, 2016).

CAD-CAM sistemleri, sert ve yumuşak frezeleme yapan sistemler olarak sınıflandırılmalarının yanı sıra; sahip oldukları aks sayısına göre de kategorize edilebilmektedirler (Tablo 2.1). Sistemler 3-, 4- veya 5-eksenli olabilmektedir. Üç eksenli frezeleme sistemlerinde, frez hesaplanan yol değerlerine göre üç ekseninde (x, y ve z eksenleri) hareket eder. Bu nedenle, bu tür sistemler minimum çalışma süresi avantajına sahiptir. Ancak, yakınsama (*convergence*), ıraksama (*divergence*) ve yüksek tanım özelliklerine sahip üretim yapamamakta veya tüm yüzeyleri frezeleyememektedirler. Dört eksenli freze sistemleri, ilave ekseninde ( $\alpha$ -ekseni) de blok hareketlerine izin vermektedir. Bu özellik, 3 eksenli sistemlerdeki kısıtlamaları telafi etmekte ve uzun restorasyonların imalatına izin vermektedir. Beş eksenli freze ünitelerinde blok için ekstra bir dönme eksenini ( $\beta$ -ekseni) daha bulunmaktadır. Dört eksenli ve 5 eksenli frezeleme üniteleri arasındaki temel fark, ikincisinin artan hareket aralığı nedeniyle daha fazla hassasiyetle daha karmaşık restorasyonlar üretebilmesidir (Abduo ve ark., 2014; Alghazzawi, 2016) (Şekil 2.8).

**Tablo 2.1.** Frezeleme ünitelerinin sınıflandırılması (Alghazzawi, 2016).

Birinci Sınıflama			İkinci Sınıflama		
Sert Pürüzlendirme	Sert Frezeleme		Yumuşak Frezeleme	4 eksenli frezeleme	5 eksenli frezeleme
Sulu	Kuru	Sulu	Kuru		
-Rezin ile güçlendirilmiş feldspatik seramik -Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat -Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat -Lityum disilikat cam seramikler -Lityum silikat cam seramikler -Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler	-Kompozit rezinler -Poliüretan -Polimetil metakrilat	-Tam sinterlenmiş zirkonya -Titanyum -Kompozit rezinler -Poliüretan -Krom/Kobalt -Polimetil metakrilat	-Presinterize zirkonya -Krom/Kobalt -Mum	-Alt yapı/iskelet -Sabit bölümlü protez -İnlay, onlay -Veneer -Kron	-Abutmentler -Ataçmanlar -Dijital modeller -Splintler -Barlar



**Şekil 2.8.** Frezeleme eksenleri (x-, y-, z-,  $\alpha$ - ve  $\beta$ - eksenleri) (Abduo ve ark., 2014).

CAD-CAM teknolojisinin protetik diş hekimliği alanına tanıtılması ve alandaki devamlı gelişmeler sayesinde yeni geliştirilmiş materyaller protezlerin üretiminde kullanılabilir. Bugünlerde, modern frezeleme üniteleri metal, seramik ve rezin gibi geniş bir blok yelpazesine sahiptir. Metal içermeyen dayanıklı dental restorasyonların kullanımı sadece CAD-CAM tekniği ile üretebilen alümina ve zirkonya gibi yüksek dayanımlı seramikler sayesinde mümkün hale gelmiştir. CAD-CAM teknolojisinin tanıtılmasından önce, tam-seramik restorasyonlar zayıf mekanik özelliklere sahip olduklarından yüksek kırılma göstermekteydiler ve genellikle anterior tek-üyel restorasyonların üretimi için kullanılmaktaydılar. Ancak, yüksek dayanımlı seramiklerin tanıtılması ile artık tam-seramik restorasyonların kesin endikasyonları arasında posterior tek-üyel ve çok-üyel restorasyonlar da girmiştir. CAD-CAM frezeleme sistemlerinde üretilen restorasyonların sunduğu önemli bir diğer avantaj ise, endüstriyel kategorideki bloklardan yapıldığı için yüksek dayanıklılık değerleri sunmalarıdır (Tablo 2.2). Bu nedenle, gözenekli yapı ve homojen olmayan dağılım gibi sorunlar güncel bloklarda büyük ölçüde azaltılmıştır (Abduo ve ark., 2014).



**Tablo 2.2.** Protetik restorasyonların üretiminde kullanılan materyallerin subtraktif üretim protokolleri (Alghazzawi, 2016).

Materyal	Kullanım Alanı	Kesici Aparey	Frezeleme/ Pürüzlendirme (Sert/Yumuşak)	Kuru/Islak Pürüzlendirme-Frezeleme
Presinterize Zirkonya	Alt yapılar, iskeletler, inlay- onlay restorasyonlar, sabit bölümlü protezler, abutmentler	Elmas veya Karbit Frez	Yumuşak Frezeleme	Kuru, çünkü yumuşak frezeleme yumuşamaya neden olur.
Tam sinterize Zirkonya	Alt yapılar, iskeletler, inlay- onlay restorasyonlar, sabit bölümlü protezler	Elmas Frez	Sert Frezeleme	Islak, çünkü kuru frezeleme çatlaklara ve kırıklara neden olur
Krom Kobalt	Alt yapılar, iskeletler, kronlar, sabit bölümlü protezler	Karbit Frez	Yumuşak veya Sert Frezeleme	Freze tipine bağlı olarak kuru veya ıslak frezeleme
Titanyum	İmplant abutmentleri ve barlar	Karbit Frez	Sert Frezeleme	Aletlerin aşırı ısınmasını / kırılmasını önlemek için ıslak frezeleme
Polimetil metakrilat	Geçici restorasyonlar, dökülebilir modeller, splintler, total protezler	Karbit Frez	Sert Frezeleme	Islak / kuru frezeleme. Ancak kuru tercih edilir çünkü ıslak öğütme işlemi istenmeyen kalıntılara neden olur
Poliüretan	Dijital modeller	Karbit Frez	Sert Frezeleme	Islak / kuru frezeleme. Ancak kuru tercih edilir çünkü ıslak öğütme işlemi istenmeyen kalıntılara neden olur
Mum	Dökülebilir modeller, diagnostik mum modelaj	Elmas veya Karbit Frez	Yumuşak Frezeleme	Kuru frezeleme
Kompozit Rezin	Kronlar, inlay-onlay restorasyonlar, veneerler	Karbit Frez	Sert Frezeleme	Islak / kuru frezeleme. Ancak kuru tercih edilir çünkü ıslak öğütme işlemi istenmeyen kalıntılara neden olur
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat	Kronlar, inlay-onlay restorasyonlar, veneerler	Elmas Frez	Sert Pürüzlendirme	Islak çünkü kuru frezeleme ısı nedeniyle çatlaklara ve kırılmaya neden olur
Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler	Alt yapılar, iskeletler, kronlar, inlay- onlay restorasyonlar, anterior sabit bölümlü protezler	Elmas Frez	Sert Pürüzlendirme	Islak çünkü kuru frezeleme ısı nedeniyle çatlaklara ve kırılmaya neden olur
Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler	Kronlar, inlay- onlay restorasyonlar, veneerler	Elmas Frez	Sert Pürüzlendirme	Islak çünkü kuru frezeleme ısı nedeniyle çatlaklara ve kırılmaya neden olur
Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler	Kronlar, inlay- onlay restorasyonlar, veneerler	Elmas Frez	Sert Pürüzlendirme	Islak çünkü kuru frezeleme ısı nedeniyle çatlaklara ve kırılmaya neden olur
Rezin ile güçlendirilmiş feldspatik seramikler	Kronlar, inlay- onlay restorasyonlar, veneerler	Elmas Frez	Sert Pürüzlendirme	Islak çünkü kuru frezeleme ısı nedeniyle çatlaklara ve kırılmaya neden olur

SM tekniğinin esas dezavantajı ise restorasyondaki yüzey detaylarının en küçük frezin çapı ile ilişkili olmasıdır. Bu yüzden oklüzal anatomi gibi karmaşık geometrileri taklit etme noktasında zayıftır. Artık materyal miktarı ve geri-dönüştürülebilir olmaması SM tekniğinin diğer önemli dezavantajıdır. Frezeleme esnasında bloğun büyük miktarı ziyan olup artık kısımlar freze işleminden sonra kullanılamamakta ve söz konusu artık materyalin geri dönüşümü de mümkün olmamaktadır. Ayrıca, uzun frezeleme süreci frezlerin hızlı aşınmasına sebep olmaktadır (Braian ve ark., 2018; Alghazzawi, 2016).

Subtraktif yöntemler halen klinikte yaygın bir kullanıma sahiptir ve CAD-CAM sistemlerinin büyük bir çoğunluğu bu yaklaşımla üretim gerçekleştirmektedir. Ancak öte yandan, önemli avantajlara ve üstün özelliklere sahip olan aditif üretim teknikleri hızla gelişmeye devam etmektedir. Bu durum ise aditif yöntemin yakın zamanda freze tekniklerinin yerini alacağını en büyük göstergesidir.

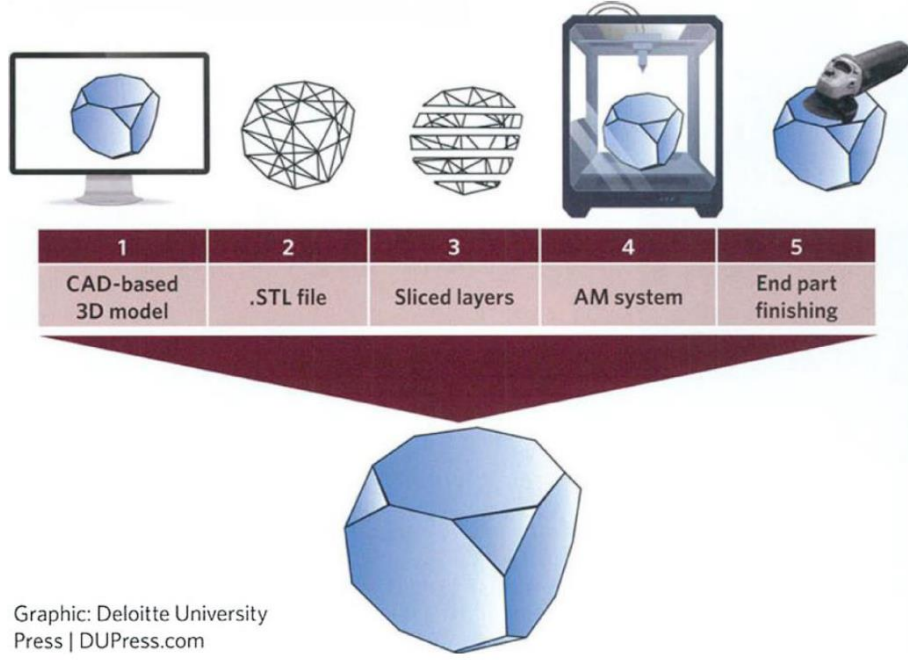
### **2.5.2 Aditif üretim tekniği**

AM sistemleri, bilgisayar desteği ile 3D dizaynı gerçekleştirilmiş bir objenin tabaka üzerine tabaka eklenerek üretilmesini sağlayan sistemler olarak tanımlanmaktadır. AM, *American Society for Testing and Materials (ASTM)* tarafından ise şu şekilde ifade edilmektedir: “Subtraktif üretim metotlarına zıt olacak şekilde, 3D modelin bilgisayar verilerinden objeler üretmek amacıyla, materyallerin katmanlanarak (tabaka üzerine tabaka eklenerek) birleştirilmesi işlemidir” (ASTM, 2012). Günümüzde diş hekimliğinde yaygın kullanıma sahip olan aditif üretim sistemi 3D basım (*3D Printing*), aditif fabrikasyon (*additive fabrication*), hızlı prototipleme (*rapid prototyping*), tabakalı üretim (*layered manufacturing*) veya katı serbest şekilli üretim (*solid freeform fabrication*) olarak da ifade edilebilmektedir. “Aditif üretim” terimi aditif teknoloji ile üretim sürecinin en kapsamlı formunu tanımlamaktadır. Aditif üretim 3 farklı üretim sürecini kapsamaktadır: (i) Hızlı prototipleme (*rapid prototyping*) - farklı amaçlarla prototiplerin ve paternlerin aditif olarak üretilmesi; (ii) Hızlı işleme (*Rapid Tooling*) - endüstriyel uygulamalarda kullanılan aletlerin ve konsept parçaların aditif olarak üretilmesi (Ör: Tıbbi enjeksiyonlar); (iii) Hızlı üretme (*Rapid Manufacturing*) - medikal alanda kullanılacak,

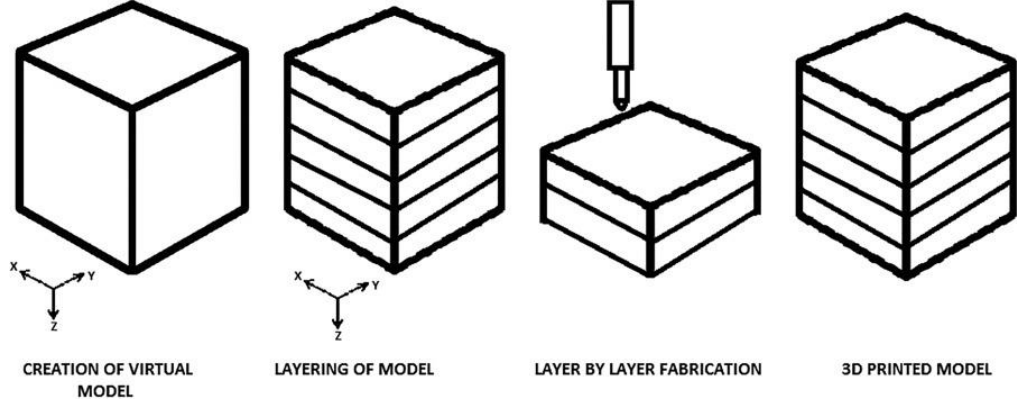
özelleştirilmiş, fonksiyonel ve belirlenmiş özelliklere sahip parçaların aditif olarak üretilmesi (Ör: Dental implantlar) (Guo ve Leu, 2013; Kruth ve ark., 2005).

AM teknolojisi ilk kez *Charles Hull* tarafından 1980'lerde prototiplerin, modellerin ve döküm elemanlarının üretimi amacıyla kullanılmak üzere önerilmiştir. Daha sonra bu yöntem kapsamlı bir şekilde araştırılmış olup hava-uzay, savunma sistemleri, otomotiv, biyotıp ve dijital sanat ile mimari tasarım alanlarına dahil edilmiştir. Birçok sektörün yanı sıra medikal alanlar da AM teknolojiden büyük ölçüde faydalanmaktadır. AM tekniği, her hastanın morfolojik ve anatomik yapılarına uyacak şekilde kişiselleştirilmiş protez üretiminin gerektirdiği özelleştirmeyi sunmaktadır. AM tekniği, SM tekniği ile üretilmeyen ve geometrik olarak sofistike olan objelerin uygun maliyetle ve hızlı üretebilmesini sağlamaktadır. Bu nedenle SM sürecine kıyasla daha üstün sayılabilmektedir (Barazanchi ve ark., 2017; Bhargav ve ark., 2018; Guo ve Leu, 2013).

Aditif sistemlerin işleyiş siklusları birbirinden farklı olsa da genel olarak 5 ortak aşamaya sahiptirler (Şekil 2.9 ve 2.10). Bu aşamalar: i) Veri toplama: Yapının oluşturulması için sistem dijital verilere ihtiyaç duyar. Bu veriler CT, manyetik rezonans görüntüleme (*magnetic resonance imaging*) ve lazer dijitalleştirme gibi farklı görüntüleme teknikleriyle elde edilebilir. ii) Veri işleme: 3D modelin tasarlanmasını ve modelin bir STL dosyasına veya herhangi bir CAD paketinin okuyabileceği formata dönüştürülmesi. iii) STL modelin matematiksel olarak tabakalar halinde (modeli her milimetrik kalınlık için 5-20 katmana bölerek) dilimlenmesi ve merdiven efektini (*staircase effect*) minimize etmek amacıyla enterpolasyon tekniği kullanılarak modelin konturunun çözünürlüğünün artırılması. iv) Tabaka üzerine tabaka eklenerek üretimin gerçekleştirilmesi. v) Üretimin tamamlanmasını takiben yapılan ek işlemler (Alghazzawi, 2016; Liu ve ark., 2006).



Şekil 2.9. Aditif üretimde aşamalar (Dizon ve ark., 2018).



Şekil 2.10. Aditif sistemlerde işleyiş siklusu (Bhargav ve ark., 2018).

### 2.5.2.1. Aditif üretim teknikleri

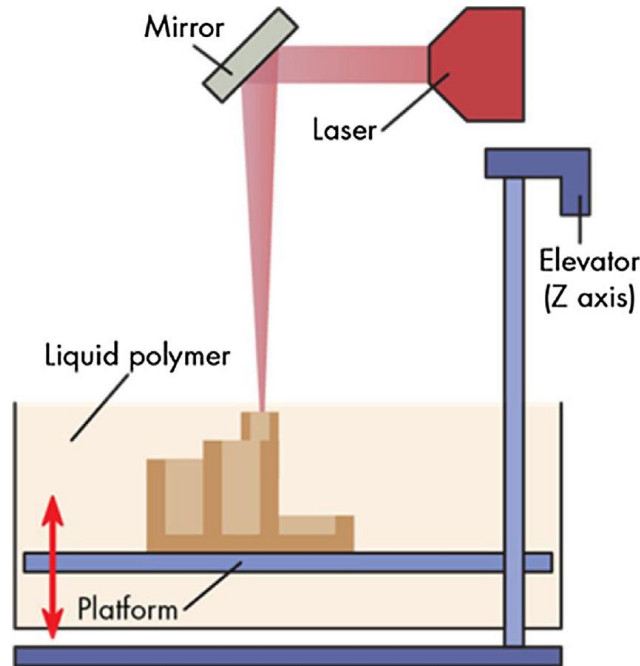
AM teknolojinin temel konsepti 3D modelin üretimi kolaylaştırmak için dijital verilere göre belirlenen desende materyalin tabaka üzerine tabaka eklenerek uygulanmasıdır. Ancak, bu kavram altında, farklı materyal işleme teknolojileri

kullanan birçok teknik mevcuttur. Bu tekniklerden diş hekimliği alanında kullanımına girmiş veya girme potansiyeline sahip teknikler şunlardır:

1. *Stereolithography (SLA)*
2. *Digital Light Processing (DLP)*
3. *Polyjet Photo-polymerization (PPP) / Multi-jet Modelling (MJM)*
4. *Rapid Freeze Prototyping (RFP)*
5. *Fused Deposition Modeling (FDM) / Fusion Filament Fabrication (FFF)*
6. *Robocasting*
7. *Freeze-form Extrusion Fabrication (FEF) / Low-temperature Deposition Modeling (LDM)*
8. *Selective Laser Sintering (SLS)*
9. *Selective Laser Melting (SLM) / Laser Powder Bed Fusion (L-PBF)*
10. *Selective Electron Beam Melting (SEBM) / Electron Powder Bed Fusion (E-PBF)*
11. *Laser Metal Deposition (LMD) / Laser Engineered Net Shaping (LENS) / Direct Metal Deposition (DMD) / Laser Cladding*
12. *Three-Dimensional Printing (3DP)*
13. *Laminated Object Manufacturing (LOM)*

### 2.5.2.1.1. Stereolitografi (*Stereolithography*)

SLA tekniği, konsept olarak ilk önce Japon araştırmacı *Hideo Kodama* tarafından tanıtılmıştır ve daha sonra *Charles W. Hull* stereolitografi teknolojisi kullanan ilk 3D sistemi icat edip SLA tekniğini piyasaya tanıtılmıştır. SLA temel olarak ultraviyole (*ultraviolet [UV]*) kaynağı yardımı ile sıvı foto-sensitif polimerin tabakalarının ardışık polimerizasyonu olarak ifade edilebilmektedir. 3D modelin dijital olarak dilimlenmesini takiben, genellikle UV aralığında koherent lazer kaynağı tarafından belirli biçimde ve foto-sensitif polimer içeren platformda bulunan spesifik noktalar doğrultusunda ışık yayılarak selektif foto-polimerizasyon gerçekleşir ve böylece ilk tabaka sertleşir. İlk tabakanın sertleşmesini takiben modelin üretildiği platform havuz içerisinde bir tabaka kalınlığı miktarında alçaltılmakta ve yeni tabaka foto-polimer resin önceki tabakanın üzerine uygulanmaktadır. Ardından modelin tüm kesitlerinin inşası tamamlanana kadar aynı süreç tekrar tekrar uygulanmaktadır (şekil 2.11) (Calignano ve ark., 2019; Guo ve ark., 2013; Han ve ark., 2019a; Ligon ve ark., 2017; Liu ve ark., 2006)..



şekil 2.11. Stereolitografi ünitesi (Dizon ve ark., 2018).

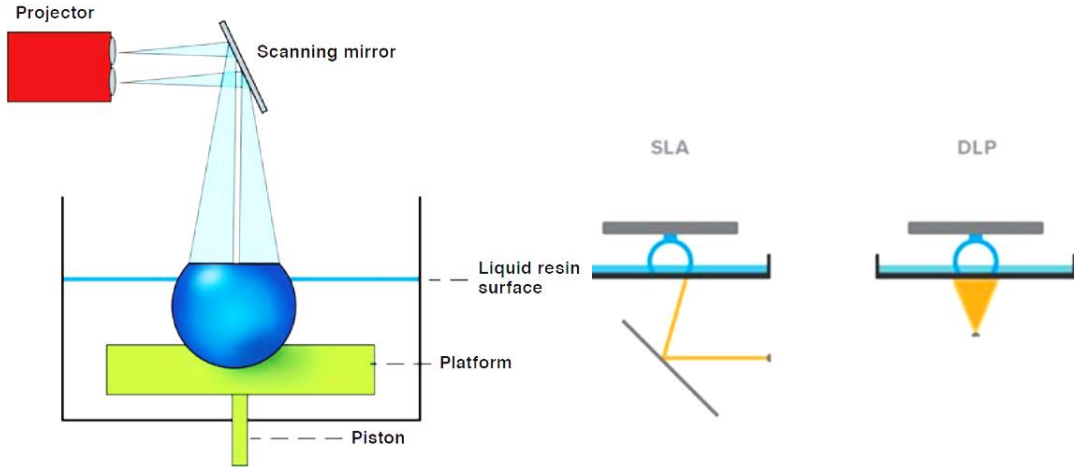
Materyalin kendinden adeziv özelliği tabakaların birbirine yapışmasına yardımcı olmakta ve böylece istenen 3D model oluşturulmaktadır. İşlemin tamamlanmasını takiben havuz içerisinde yeni üretilmiş katı materyal çıkarılmakta ve kalan sıvı polimer daha sonra kullanılmak üzere boşaltılmaktadır. Materyalin polimerizasyon sürecini tamamlaması için bir süre daha UV kabini içerisinde bekletilmesi gerekmektedir. (Calignano ve ark., 2019; Guo ve ark., 2013; Han ve ark., 2019a; Ligon ve ark., 2017; Liu ve ark., 2006).

SLA komponentlerindeki devamlı gelişmeler ile birlikte yeni rezin materyallerin gelişimi sayesinde, SLA tekniği hem prototiplerin üretimi hem de fonksiyonel parçaların üretimi için kullanılabilir. Ayrıca, polimerlere ilaveten, ışıkla polimerize edilen rezin içine yayılmış seramik bileşiği kullanılarak seramik parçaları da SLA ile üretilmektedir. Ancak, modeli oluşturduktan sonra organik kısmı elimine edip sinterleme sürecine tabi tutulması gerekmektedir. SLA yüksek doğruluk, iyi yüzey bitimi, şeffaf model üretimi yapılabilmesi, yüksek mekanik direnç, detayların iyi yansıtılması gibi temel avantajlara sahiptir. Ancak SLA hem ekipman hem de materyal açısından pahalı bir tekniktir ve sınırlı materyal yelpazesine sahiptir. Ayrıca tekniğin, işlemin tamamlanmasını takiben bir süre daha materyalin UV kabine yerleştirilmesi gibi ek aşama gerektirmesi dezavantaj olarak kabul görmektedir (Aimar ve ark., 2019; Calignano ve ark., 2019; Chartier ve ark., 2002; Doreau ve ark., 2000; Liu ve ark., 2006).

#### **2.4.2.1.2. Direkt ışık işleme (*direct light processing*)**

ASTM birimi, SLA ile DLP sistemlerinin aynı kategoride yer aldığını bildirmiş; hemen hemen aynı prensip ve mekanizmaları kullandıklarını, temel farkın ise ışık kaynağı olduğunu savunmuştur. DLP sistemi ışık projeksiyonunu kullanmaktadır ve her seferinde bir tabakayı sertleştirir (Şekil 2.12 ve 2.13). Işık projektörünün çekirdeği, dijital mikro-ayna cihazı (*digital micro-mirror device*) olarak bilinen bir çiptir. Bu çip, saniyede binlerce kez açık ve kapalı olmak üzere iki yönde hareket edebilen binlerce küçük ayna içermektedir. Tabakanın katılması için tüm katmanın işlenmesi gereken SLA lazerinin aksine, DLP sisteminde her seferinde bir katmanlı kürleme yapılması işlemi çok daha hızlı

hale getirmektedir. Ayrıca, bu teknolojide kullanılan fabrikasyon tekniğinin doğası, nihai ürünün yüzey bitim kalitesini diğer tüm aditif üretim teknolojileri arasında çok daha iyi bir noktaya taşımaktadır. Bu teknolojinin SLA'ya göre bir diğer avantajı ise, oldukça pahalı olan lazer cihazının kullanılmaması nedeniyle maliyetin oldukça düşük olmasıdır (Guo ve ark., 2013; Groth ve ark., 2014).



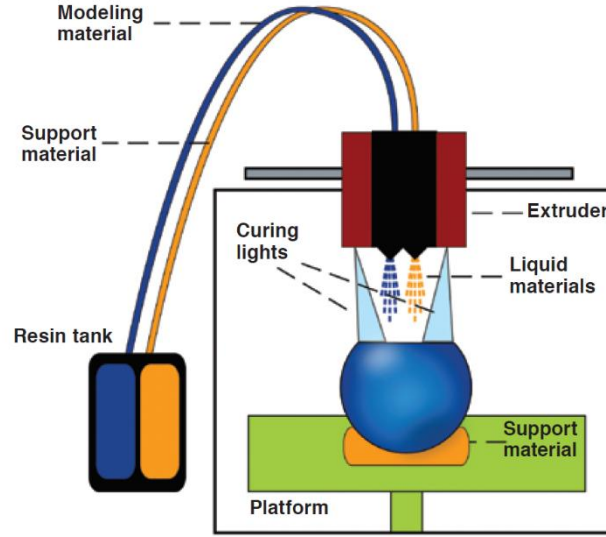
Şekil 2.12. DLP sistemi ve komponentleri (Groth ve ark., 2014).

Şekil 2.13. SLA'da ve DLP'de kullanılan ışığa selektif olarak maruz bırakma teknikleri (Dizon ve ark., 2018).

### 2.5.2.1.3. Çok jetli foto-polimerizasyon (*polyjet photo-polymerization*)

Çok jetli modelleme (*multi-jet modeling*) olarak da bilinen bu teknik, mürekkep püskürtmeli ofis yazıcılarına benzer bir prensibi kullanmaktadır; ancak bu yazıcıların aksine 3D bir şekilde çalışmaktadır. Yüzlerce nozül, ışıkla sertleşen küçük reçine damlacıklarını püskürtmek ve tabaka oluşturmak için kullanılmaktadır. Daha sonra tabaka UV kaynağı ile kürlenmektedir. Platform başka bir katman oluşturulmasına izin vermek için dikey yönde hareket etmektedir. Nihai ürünün yüzey kalitesi, tabakanın inceliği (16  $\mu\text{m}$ ) nedeniyle mükemmeldir. Ayrıca, söz konusu sistemin yeni tipleri tek bir modele birden fazla malzeme yığılabilmektedir (Şekil 2.14) (Guo ve ark., 2013; Groth ve ark., 2014; Han ve ark., 2019a).

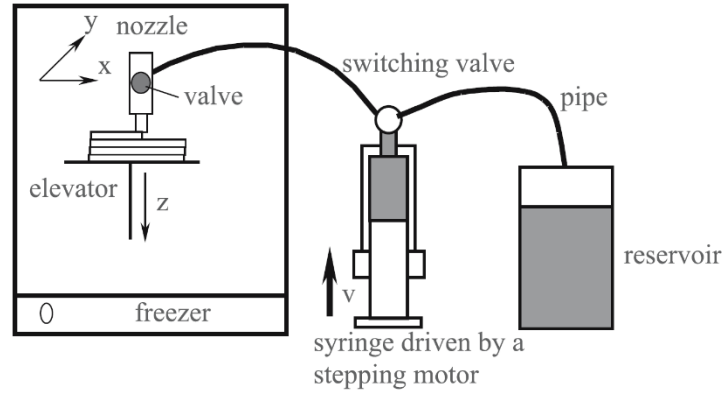




Şekil 2.14. PPF sistemi ve komponentleri (Groth ve ark., 2014).

#### 2.5.2.1.4. Hızlı dondurma prototipleme (*rapid freeze prototyping*)

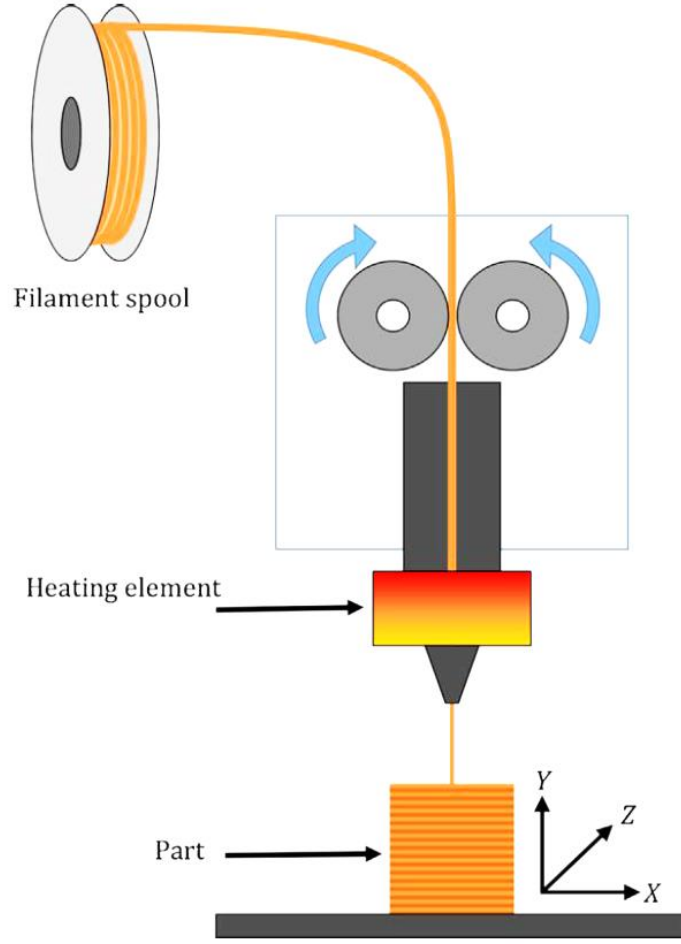
RFP, 3D modellerin ağırlıklı olarak buzdan oluşturulduğu bir yöntemdir. İşlem, tabakalar oluşturmak için su damlacıklarının seçici olarak biriktirilmesine ve dondurulmasına bağlıdır. Her katmanda, su bir nozül aracılığıyla püskürtülür ve önceden katılmış buz katmanının üstünde belirli yerlere yerleştirilir. Yeni biriken su, bir önceki katmanın düşük sıcaklığı ile donar ve tabakalar birbirine bağlanır (Şekil 2.15). Bu işlemin niteliği ortamın donma noktasının altındaki bir sıcaklıkta tutulmasını gerektirir. İşlemin en büyük avantajı, yapı malzemesi ağırlıklı olarak su olduğu için çevre dostu olmasıdır. RFP, dental restorasyonların dökümünde buz paternleri oluşturmak için kullanılabilir (Guo ve ark., 2013; Liu ve ark., 2006).



Şekil 2.15. RFP sistemi ve komponentleri (Liu ve ark., 2006).

### 2.5.2.1.5. Eritilmiş malzeme yığıma (*fused deposition modelling*)

Eritilmiş malzeme yığıma tekniği, kontrolünün ısı ile sağlandığı bir ağızlık yardımı ile termoplastik materyalin tabakalar halinde yükselmesini (*extrusion*) sağlayan ve stereolitografiden sonra en yaygın kullanılan ikinci hızlı prototipleme tekniğidir. Füzyon filaman imalatı olarak da bilinen FDM tekniği ilk olarak 1980'lerin sonunda *Scott Crump* tarafından geliştirilmiştir ve *Stratasys Company* tarafından piyasaya sunulmuştur. Aditif üretim teknolojileri arasında göreceli ucuzluğu nedeniyle yaygın bir kullanım alanı vardır. Bu teknikte, termoplastik polimer materyalinin filamanı, ısı üreten ekstrüzyon başlığını beslemektedir. Şerit halinde tel benzeri plastik materyal ekstrüzyon başlığına iletilmekte ve burada malzemenin erime noktasının hafif üstüne kadar ısıtılarak eriyik hale getirilmektedir. Ekstrüzyon başlığı eriyik malzemeyi damlalar halinde platforma püskürterek ürünün ilk katmanını yaratmaktadır (Şekil 2.16). Bu aşamada platformun ısısı düşük derecelerde tutulmakta ve böylece püskürtülmüş termoplastik materyalin hızlıca sertleşmesi sağlamaktadır. Her katmanda üretim platformu bir adım aşağıya inmekte ve böylece ürün katmanlar halinde inşa edilmektedir. Malzeme püskürtüldükten ve alttaki diğer tabakaya bağlandıktan 0,1 saniye sonra katılaşmakta ve tüm katmanların inşası tamamlandığında parça platformdan sökülmektedir. İnşa sırasında destek görevi gören bir yapı oluşmaktadır. Üretim tamamlandıktan sonra bu yapı parçadan sökülmektedir. Destek ünitesi olarak suda çözünür materyaller kullanılabilir (Calignano ve ark., 2019; Guo ve ark., 2013; Liu ve ark., 2006; Önöral ve Ulusoy, 2016).

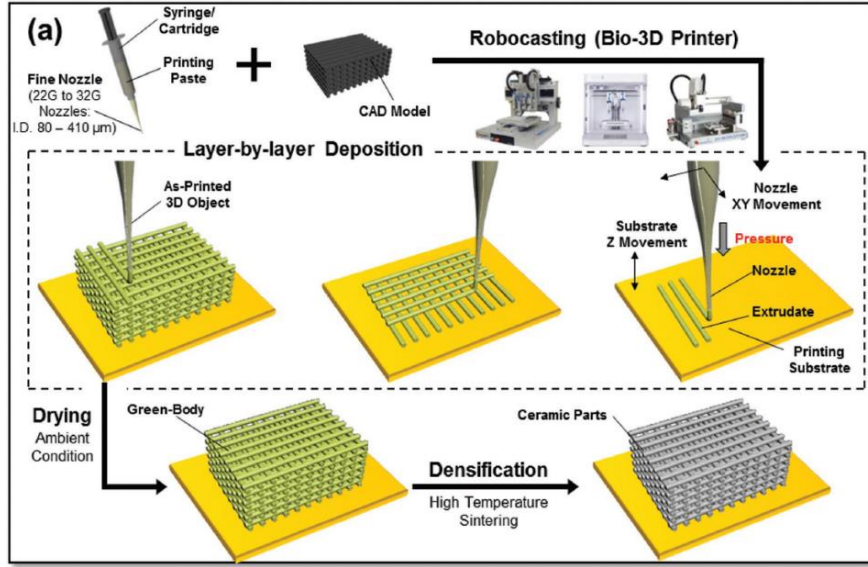


**Şekil 2.16.** FDM sistemi ve komponentleri (Stansbury ve Idacavage, 2016).

Daha yeni modellerde, farklı özelliklere sahip birden fazla malzemenin kullanılmasına izin veren çoklu başlıklar kullanılmaktadır. Polilaktik asit ve akrilonitril butadien stiren, FDM'de en yaygın kullanılan iki termoplastik malzemedir. Ayrıca, polimetilmetakrilat (PMMA), kraniyofasiyal protezlerin üretimi için bu yöntemde kullanılmaktadır. FDM ekipmanı düşük bakım maliyetine sahiptir. Ancak tabakalar arasında bağlantı çizgisi oluşması, destek ünite gerektirmesi, uzun üretim süresine sahip olması ve sıcaklıktaki dalgalanmalara bağlı olarak tabakaların birbirinden ayrılması (delaminasyon) gibi dezavantajlara da sahip olduğu unutulmamalıdır (Calignano ve ark., 2019; Guo ve ark., 2013; Liu ve ark., 2006; Önöral ve Ulusoy, 2016).

### 2.5.2.1.6. Robocasting

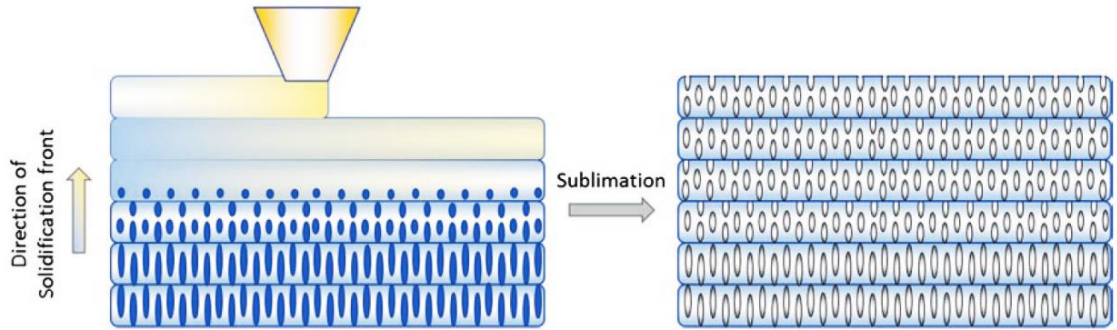
Baskı modelinde uygun reolojik davranışa sahip sulu veya susuz, viskoz bir seramik süspansiyon kullanarak, 3D modeli oluşturmak için bir üretim havzası üzerinde tabaka üzerine tabaka ekleyen üretim tekniğidir. Bir tabaka oluşturulduktan sonra, nozül sistemi bir tabaka kalınlığı kadar hareket eder ve bir sonraki tabaka üretim havzasında biriktirilir. Bununla birlikte, bu işlem, yalnızca fazla organik malzemelerden kurtulmak için bağlayıcı ajan giderme işlemine (*debinding*) ve son ürünü yoğunlaştırmak için sinterleme işlemine (*sintering*) tabi tutulmasını gerektiren yeşil-fazda çıktı üretir (Şekil 2.17). SLA gibi diğer teknolojilerin aksine, göreceli olarak karmaşık morfolojiye ve sinterlendikten sonra 60-100 µm boyutuna sahip olan bir seramik yapı, *robocasting* ile kolayca elde edilebilmektedir ve bu durum *robocasting* tekniğini seramiklerin aditif üretimi için ideal hale getirmektedir. *Robocasting* sisteminin ana dezavantajı ise sistemin kullandığı sulu ve susuz süspansiyonların ayrı ayrı dezavantajlarının olmasıdır. Sulu çözücü nispeten ucuzdur ve toksik değildir. Ancak, su buharlaşma süreci uzundur. Öte yandan, süspansiyonun susuz olduğu durumlarda, içerisindeki organik çözücüler kurutma işlemini hızlandırmaktadır. Ancak bu organik çözücüler genellikle toksiktirler. Bu sorunları ortadan kaldırmak amacıyla, SLA/DLP'de kullanılan ışıkla sertleşen seramik macununa benzer şekilde, *robocasting* için ışığa duyarlı reçine karışımında dağılmış seramik tozları önerilmiştir. Başka bir öneri ise, *gel-casting* teknolojisinin seramik *robocasting* teknolojisi ile kombine edilmesidir. Bu kombinasyonda, sulu ve daha az toksik monomerlerin, bir başlatıcı ve bir katalizör tarafından desteklenen kontrollü jelleşmesi ile bağlayıcı ağ oluşturulmaktadır. Gel-casting, üretim sırasında polimerik bağlayıcı maddenin oluşmasına izin verdiği için geleneksel sulu ve susuz seramik robocasting için uygun bir alternatif olarak kabul görmüştür (Guo ve ark., 2013; Peng ve ark., 2018).



Şekil 2.17. Robocasting tekniğinin aşamalarını (Peng ve ark., 2018).

### 2.5.2.1.7. Freeze-form extrusion fabrication

Düşük sıcaklıkta biriktirme modellemesi (*low-temperature deposition modeling*) olarak da adlandırılan FEF, sulu süspansiyonun dondurularak katılaştırılması haricinde, *robocasting* işlemi ile benzerdir (Şekil 2.18) (Guo ve ark., 2013; Papastavrou ve ark., 2018).



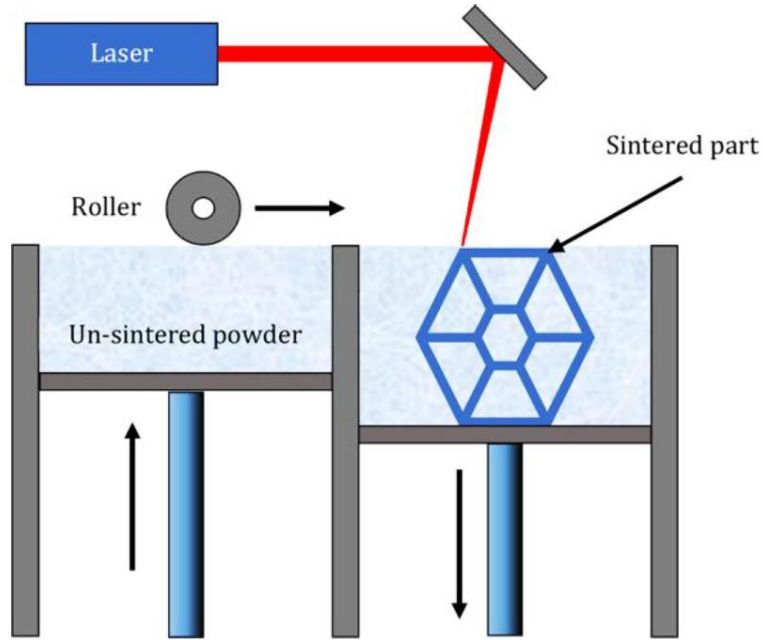
Şekil 2.18. FEF sürecinin işleyişi (Papastavrou ve ark., 2018).

Tüm işlem, karışımın ağızlık yoluyla ekstrüzyonundan sonra uygun bir şekilde katılaşmasını sağlamak için, genellikle donma noktasının altında bir derecede ve soğuk bir ortamda gerçekleştirilir. Bu teknik yaygın olarak seramiklerde kullanılır ve organik

bağlayıcı içeriğinin büyük ölçüde azaltılması, çevre dostu olması ve maliyet etkinliği önemli avantajlarıdır (Guo ve ark., 2013; Papastavrou ve ark., 2018).

#### 2.5.2.1.8. Selektif lazer sinterleme (*selective laser sintering*)

Toz halindeki materyallerin kullanılabilirdiği ve toz halindeki partiküllerin karbondioksit lazer veya *neodymium-doped yttrium aluminum garnet* (Nd:YAG) lazer yardımıyla füzyonunu sağlayan selektif lazer sinterleme tekniği, ilk kez 1989 yılında *Deckard* tarafından tanımlanmıştır. Silindir yardımı ile dağıtılan toz halindeki materyal lazer ışını ile ekspoz olduğunda selektif olarak sinterlenmektedir. Daha sonra bir tabaka kalınlığında (20-150  $\mu\text{m}$ ) aşağıya inen platform üzerinde yeni tabaka dağıtılmakta ve lazer ışını ile selektif sinterlenen materyal önceki tabakaya bağlanmaktadır. Sonuç ürün elde edilene kadar aşamalar tekrarlanmaktadır (Önoral ve Ulusoy, 2016) (Şekil 2.19).

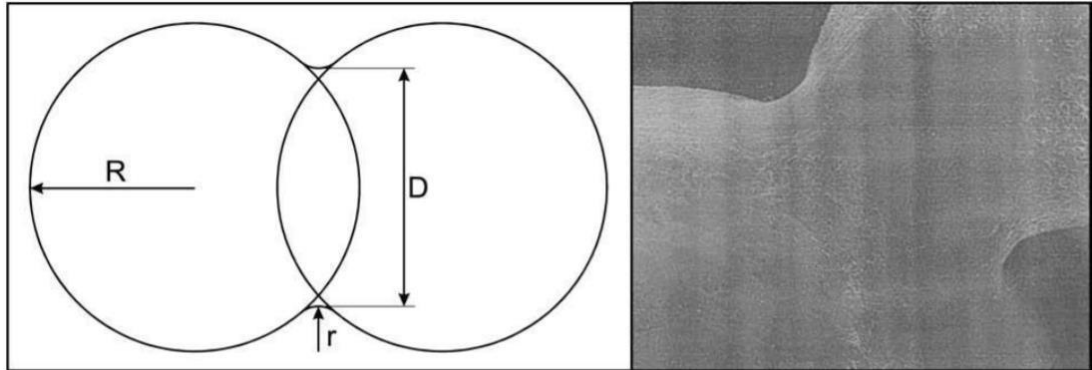


Şekil 2.19. SLS sistemi ve komponentleri (Stansbury ve Idacavage, 2016).

Bazen toz ile dolu olan tankın, şu sebeplerle önceden ısıtılması gerekebilmektedir: Lazer kaynağı tarafından güç tüketimini azaltmak, tarama hızını arttırmak ve parçacıklar

arasında daha sonra nihai üründe bozulmaya yol açabilecek büyük termal farkları önlemek. 3D parçalar üretmek için SLS, mumlar, polimerler, polimer/cam kompozitler, polimer/metal tozları, metaller ve seramikler gibi geniş bir materyal yelpazesine sahiptir. Bununla birlikte, son ürünün tamamen sinterlenmesi için ek işlemlere gerek duyulabilmektedir (Guo ve ark., 2013; Kessler ve ark., 2020; Kruth ve ark., 2005; Shirazi ve ark., 2015).

Bu teknolojide, parçacıklar arasındaki bağlanma mekanizmaları şu şekilde sınıflandırılabilir: i) Katı hal sinterleme (*solid state sintering*):  $T_{melt}/2$  ve  $T_{melt}$  (materyalin erime sıcaklığı) arasında gerçekleşen bir termal işlemdir. Katı hal sinterlemesi, yukarıda belirtilen sıcaklık aralığında meydana gelen ve bitişik parçacıklar arasında boyun oluşumunun (difüzyon) gerçekleştiği çeşitli fiziksel ve kimyasal reaksiyonlarla ilişkilidir (Şekil 2.20). ii) Kimyasal olarak indüklenen bağlanma (*chemically induced bonding*). iii) Sıvı faz sinterlemesi/parsiyel eritme (*Liquid phase sintering/partial melting*) (Guo ve ark., 2013; Kessler ve ark., 2020; Kruth ve ark., 2005; Shirazi ve ark., 2015).



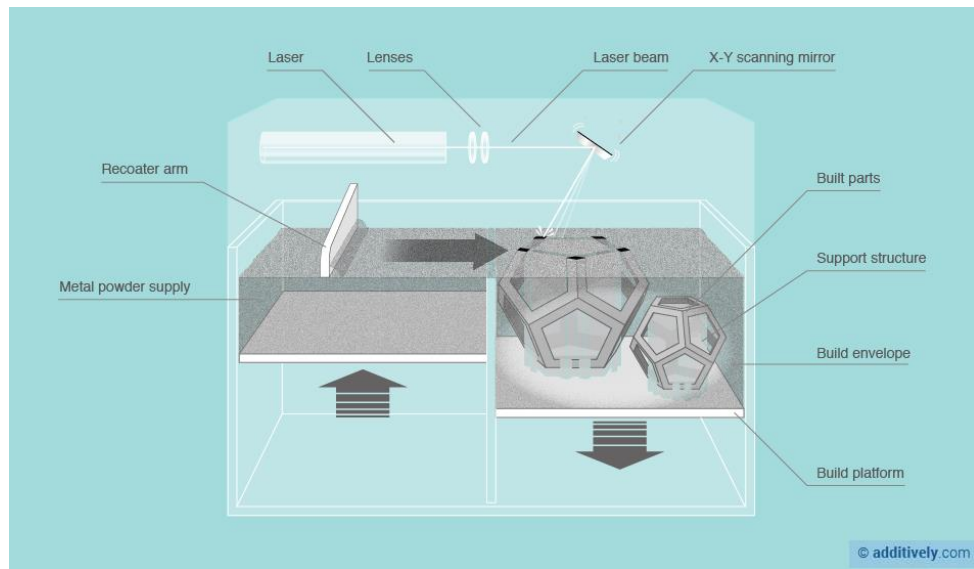
**Şekil 2.20.** Katı hal sinterlemesinde boyun oluşumu (Kruth ve ark., 2005).

İşlem boyunca lazer tarafından uygulanan sıcaklık, materyalin erime noktasının altında tutulmalı ve ısı materyaldeki partiküllerin sinterlenmesini sağlayacak kadar olmalıdır. Materyal tam olarak eritilmeyip sadece sinterlenmesi ciddi bir zaman tasarrufu sağlamaktadır. Geniş bir materyal yelpazesine sahip olan teknik, üretim esnasında

destekleme ünitesine ihtiyaç duymamaktadır. Döküm mumları, metaller, seramikler ve kompozit esaslı 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. Objeler gözenekli olduğundan bu teknikte ekstra materyal infiltrasyonu gerekebilir. SLS, yüzey bitimi ve ürünün doğruluğu açısından SLA kadar başarılı bir teknik olmasa da objenin hızlı üretimine olanak tanımaktadır (Önoral ve Ulusoy, 2016).

#### 2.5.2.1.9. Selektif lazer eritme (*selective laser melting*)

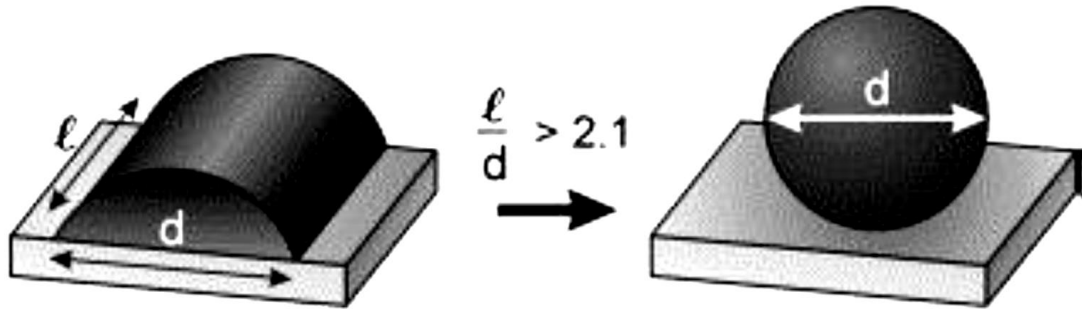
SLM, SLS'den türetilen bir varyasyon olarak düşünülebilir. Çünkü aynı adımlar her iki teknikte de uygulanır (Şekil 2.21). Temel fark, SLM'nin toz parçacıklarını güçlü lazer ışınıyla tamamen eritmesidir. Böylece üretim aşamasının sonunda ekstra işleme gerek kalmadan neredeyse %100 yoğunluğa ve üstün mekanik özelliklere sahip metalik parçalar elde edilir. Bu işlemde çoğunlukla metaller ve metal alaşımları kullanılmaktadır: Paslanmaz çelik, kobalt-krom (*cobalt chromium [Co-Cr]*) alaşımlar, nikel-krom (*nickel-chromium [Ni-Cr]*) alaşımlar, alüminyum bazlı alaşımlar (Al-Si-Mg alaşımları) ve titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V alaşımı) (Calignano ve ark., 2019; Guo ve ark., 2013; Kruth ve ark., 2005).



Şekil 2.21. SLM sistemi ve komponentleri (Revilla-León ve ark., 2019c).



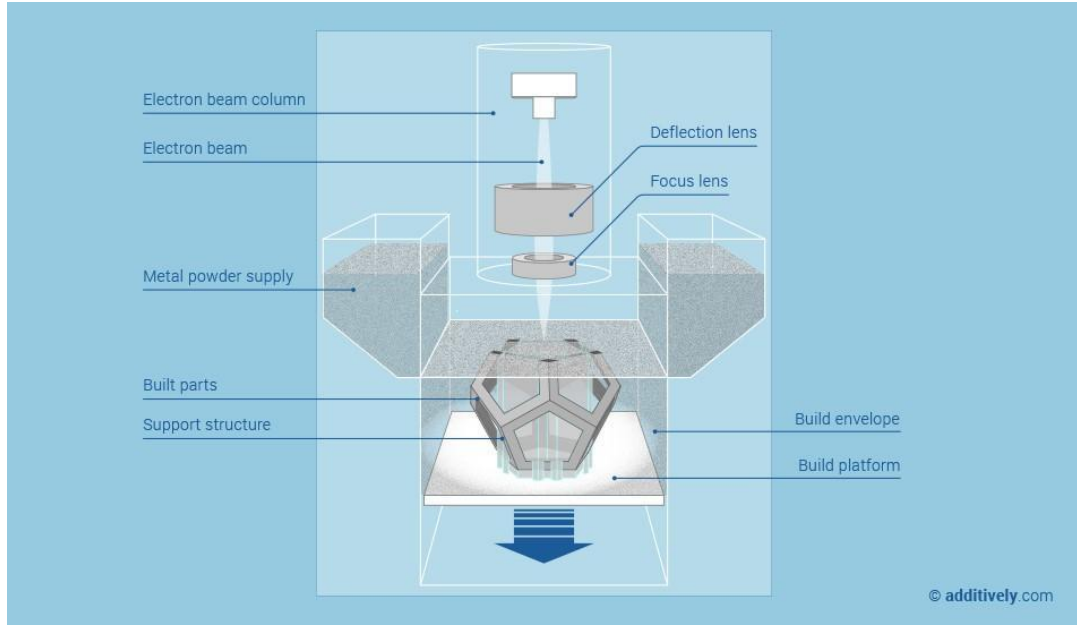
SLM'nin ana dezavantajları, toz partiküllerini eritmek için gereken yüksek enerjiyle ilgilidir, bu da işlemi kontrol altında tutmayı oldukça zorlaştırır. Yüksek lazer tarama hızı nedeniyle parçacıklar arasındaki sıcaklıktaki yüksek değişim, çok kısa bir süre boyunca katı-sıvı-katı faz dönüşümü ile sonuçlanır. Bu durum, kısmen deformasyon, rezidüel stres akümülyasyonu, distorsiyon, delaminasyon veya çatlama ve temel olarak *balling* etkisi gibi sorunlara yol açabilir (Şekil 2.22) (Antony ve Arivazhagan, 2015; Guo ve ark., 2013). *Balling* etkisi, SLM'de sık karşılaşılan bir başarısızlıktır. Bu olay, yüzey pürüzlülüğünü artırabilir, yoğunluğu azaltabilir, final üründe gözeneklere neden olabilir ve ciddi durumlarda üretim sürecini bile engelleyebilir. *Balling* etkisi erimiş parçacıkların yüzey gerilimi nedeniyle altta yatan malzeme katmanını ıslatamadığında meydana gelir. Sırasıyla sıvı parçacıklarını sferoze eder. Bu etkiyle ilgili birkaç faktör önemsenmelidir: Yüksek lazer güçleriyle birlikte yüksek tarama hızları daha az toplama efektine neden olur. Ayrıca, sıvı metaller yüzey oksit filmlerini ıslatamadığından, işlemin inert gaz altında gerçekleştirilmesi avantajlıdır. Ek olarak, tüm metaller SLM'de kullanılabilir gibi görünse de lazer emilimi, yüzey gerilimi ve sıvı metalin viskozitesi gibi faktörler dikkate alınmalıdır. Bu noktadan itibaren, *balling* etkisi en aza indirmek amacıyla her malzemenin ideal koşulları deneysel olarak irdelenmelidir. Ticari olarak temin edilebilir metal alaşımların SLM'de kullanılanlarının nispeten sınırlı olmasının nedeni bu olabilir (Kessler ve ark., 2020; Kruth ve ark., 2004; Kruth ve ark., 2005; Li ve ark., 2012).



Şekil 2.22. *Balling* etkisi (Kruth ve ark., 2004).

### 2.5.2.1.10. Selektif elektron ışını ergitme (*selective electron beam melting*)

Selektif elektron ışını ergitme tekniği, metal parçaların üretiminde kullanılan ve elektron demeti ergitme yöntemi olarak da adlandırılan aditif üretim metotudur. Bu teknoloji, yüksek bir vakum içerisinde elektron ışını kullanılarak metal tozun tabakalar halinde eritilmesi ile üretim yapmaktadır. Bu teknikte de 3D parçalar, özel yazılımlar kullanılarak iki boyutlu düzlemlere aktarılmaktadır (CAD verisinin elde edilip STL formatına dönüştürülmesi gibi). Sistem temel olarak iki ekipmandan oluşmaktadır. Bu ekipmanlar, elektron ışın tabancası ve yüksek vakum içerisinde bulunan örnek üretim platformudur (Şekil 2.23) (Önoral ve Ulusoy, 2016).



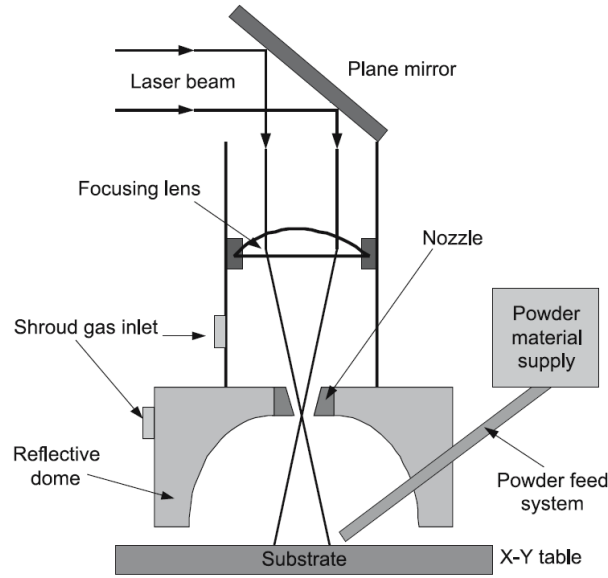
**Şekil 2.23.** SEBM sistemi ve komponentleri (Revilla-León ve ark., 2019c).

Sistemiği benzer gibi görünse de SEBM ve SLM arasında ciddi farklılıklar mevcuttur. SLM termal kaynak olarak lazer ışını kullanırken; SEBM elektron ışını kullanmaktadır. SEBM, elektronların hava moleküllerine çarparak defleksiyonunu önlemek için vakumlanmış bir atmosferde üretim yaparken; SLM inert gazın bulunduğu bir atmosferde üretim yapmaktadır. SLM yüksek enerji maliyetlerine neden olurken; SEBM ortalama bir enerji maliyetine neden olmaktadır. Çözünürlük özelliği SEBM’de

sınırlı iken; SLM’de mükemmeldir. Yine SLM geniş bir materyal yelpazesine (metaller, seramikler, polimerler) sahipken; SEBM materyal olarak sadece metalleri kullanabilmektedir. Vakum ve ön ısıtma aşaması, parçaların ve son modellerin derecesini önemli ölçüde arttırmaktadır ve böylece döngünün sona ermesinden sonra soğutma işlemine ihtiyaç duyulmaktadır. Bununla birlikte, bütün imalat işlemi sırasında sıcak bir ortamın varlığı, nihai ürünlerdeki rezidüel stresleri önemli ölçüde azalttığı için avantajlıdır. Vakumlu ortam, elektron ışınının yüksek enerji yoğunluğu ve tarama hızı ile birlikte, bu tekniğin SLS ve SLM’ye kıyasla üstünlüğü ile sonuçlanır. EBM porozite içermeyen ve son derece güçlü olan tam yoğunlukta modeller üretir. Bununla birlikte, düşük yüzey kalitesi ve tozun topaklaşması sistemin zayıf olduğu noktalardır. Bu durum ise, kontaminasyonu önlemek amacıyla üretim materyalinin kendisi kullanılarak model yüzeyinin kumlanması ile çözülebilir (Calignano ve ark., 2019; Guo ve ark., 2013).

#### **2.5.2.1.11. Laser metal deposition**

LMD ayrıca lazerle tasarlanmış net şekillendirme (*laser engineered net shaping*), doğrudan metal birleştirme (*direct metal deposition*) ve lazer kaplama (*laser cladding*) olarak da adlandırılmaktadır. Bu teknolojiye, toz, SLM gibi, güçlü bir lazer ışını ile tamamen eritilir. Aradaki fark, toz sağlama yönteminden kaynaklanmaktadır. Toz malzeme bir nozül tarafından sağlanır ve CAD modeline göre belirli alanlara püskürtülür (Şekil 2.24). Bu teknik, LMD'nin çok ince duvarlar inşa etmesine ve hali hazırda üretilmiş bir 3D modelin üzerine malzeme katmanları oluşturmasına izin verir. Bu nedenle LMD, hatalı modelleri onarmak için kullanılabilir (Guo ve ark., 2013; Liu ve ark., 2006).

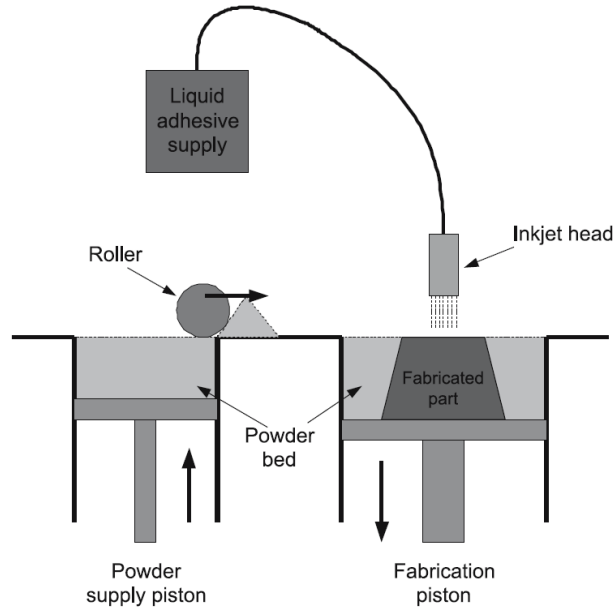


Şekil 2.24. LMD sistemi ve komponentleri (Liu ve ark., 2006).

#### 2.5.2.1.12. Üç boyutlu yazdırma (*three dimensional printing*)

Multi-jet katılaştırma bünyesinde 2 adet aditif teknik barındırmaktadır. Bu tekniklerden diğ hekimliğinde rutin kullanıma girmiş olanı üç boyutlu yazdırma (*three dimensional printing*) teknolojisidir. Bu teknikte ilk olarak, belirli miktarda toz şeklindeki materyal hareket eden bir piston aracılığı ile dağıtılmaktadır. Daha sonra bir silindir ile toz şeklindeki bu materyal fabrikasyon bölmesinin en üst kısmında sıkıştırılmaktadır. Bunu takiben, sıvı adeziv, çok kanallı püskürtme (*jetting*) başlığı aracılığı ile toz materyal üzerinde dağıtılmaktadır ve böylece objenin ilk tabakası oluşturulmaktadır. Objenin tüm tabakası püskürtme (*jetting*) işlemi ile oluşturulduktan sonra, homojen bir kalınlık sağlamak için frezeleme başlığı tabaka üzerinden geçirilmektedir. Bu işlem esnasında ortaya çıkan partiküller vakum ile emilerek, bir filtre tarafından uzaklaştırılmaktadır. Bu tabaka tamamlandığında, piston diğ toz tabakasının yayılmasına ve birleştirilmesine yardım etmektedir. Ürün tamamlanana kadar işlem devam etmektedir (Şekil 2.25). Objeye tamamlandıktan sonra, kullanılan mum destek materyali eritilmekte veya çözdürtülerek uzaklaştırılmaktadır. Üretilmiş parçada bağlantıların daha da güçlenmesi için yüksek derecede fırınlama işlemi uygulanabilmektedir. Söz konusu işlem metal, seramik ve kompozit parçalara uygulanabilmektedir. Aditif üretim teknikleri arasında en hızlısı olan

3DP'de materyal maliyeti oldukça düşüktür. Sistemin kaba yüzey bitimi ve boyut limitasyonu gibi dezavantajları da vardır. Nihai ürünün gözenekli yapısı, işlevsel uygulamalar için 3D modelin kalitesini artırmak amacıyla sinterleme veya infiltrasyon gibi ek işlemleri gerekli kılar. Bu tekniğin avantajları arasında yüksek üretim hızı, farklı malzemeleri birleştirerek fonksiyonel parçaların üretimi, renk modelleme, büyük hacimlerde üretim bulunur. Bununla birlikte, 3DP'nin dezavantajları, nihai ürünün gözenekli yapıya sahip olması ve göreceli olarak zayıf yüzey kaplamasıdır (Dimitrov ve ark., 2006; Guo ve ark., 2013; Önöral ve Ulusoy, 2016).

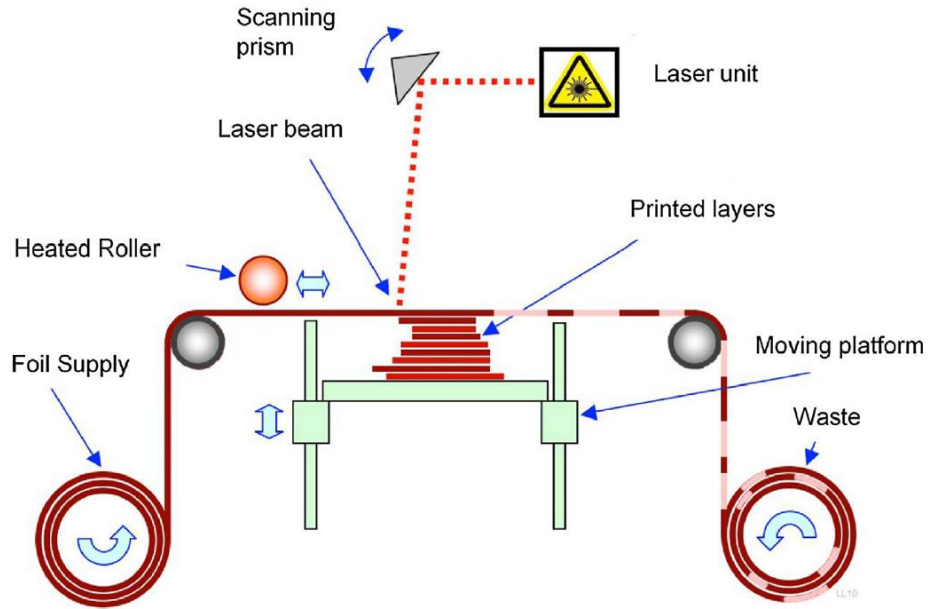


Şekil 2.25. 3DP sistemi ve komponentleri (Liu ve ark., 2006).

#### 2.5.2.1.13. Lamine obje üretim tekniği (*laminated object manufacturing*)

Isıya duyarlı adeziv ile kaplanmış yaprak formundaki materyalin birbirine yapıştırıldığı ve lazer kesici yardımı ile şekillendirildiği LOM tekniği, ilk kez 1986 yılında *Helisys* tarafından tanıtılmıştır. Farklı yapıdaki materyallerin kullanılabilirliği için çalışmalar sürdürülmektedir. Söz konusu teknikte metaller, kağıtlar, plastikler, kompozitler ve sentetik materyaller kullanılabilir. Sistematiğinde hem aditif hem de subtraktif tekniği barındırmaktadır. Tabakalar basınç ve ısı uygulaması altında, termal

adeziv yardımıyla birbirine bağlanmaktadır. 3D CAD verisi ve STL dosyası kullanılarak oluşturulmuş materyali 25-50 Watt karbondioksit lazer ışını istenilen form verilene kadar frezelemektedir. Isıya duyarlı adeziv ise sıcak silindir yardımıyla aktive olmakta ve önceki tabaka ile yeni tabakanın birbirine yapışmasına olanak tanımaktadır (Şekil 2.26). İşlem tamamlandıktan sonra su emilimine bağlı olarak distorsiyona uğramasını önlemek amacıyla üretilen parçanın üretilen lak, akışkan silikon veya epoksi rezin ile mühürlenmesi gerekmektedir. Üretim aşamasında materyalin artık kısmı destek görevi gördüğünden ek bir destekleme ünitesine ihtiyaç yoktur (Guo ve ark., 2013; Liu ve ark., 2006).

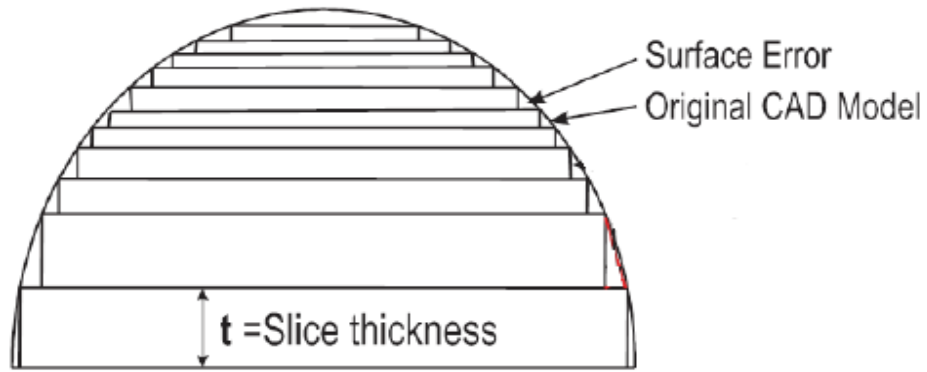


Şekil 2.26. LOM sistemi ve komponentleri (Dizon ve ark., 2018).

Frezeleme tekniğini de kullandığından ciddi miktarda materyalin ziyan olmasına neden olmaktadır. Kompleks internal geometriye sahip yapıların üretilmesi bu teknikte oldukça güçtür. Ancak sistemin düşük maliyet, işlem sırasında deformasyon veya faz değişimine neden olmaması, objenin tamamlanmasını takiben ek işlem gerektirmemesi ve destekleme ünitesine ihtiyaç duymaması gibi avantajları olduğu unutulmamalıdır. Bu teknikte kullanılabilen malzemeler kâğıt, lamine metal ve plastiktir (Guo ve ark. 2013; Liu ve ark., 2006).

### 2.5.2.2. Aditif üretimde limitasyonlar

- **Merdiven efekti (*staircase effect*):** Aditif yöntemde katman-katman üretim yapılması, nihai üründe pürüzlü yüzeyler oluşturur. Bu olguya “merdiven etkisi” denir, çünkü bu pürüzlü yüzeyler bir merdiven gibi görünür. Katman kalınlığının mümkün olan en küçük ölçüm değerine düşürülmesi, bu etkinin görülme sıklığını önemli ölçüde azaltacaktır. Ancak, üretim süresinin bununla birlikte önemli ölçüde artacağı unutulmamalıdır (Şekil 2.27) (Barazanchi ve ark. 2017).



Şekil 2.27. *Staircase Effect* (Sikder ve ark., 2014).

- **Seramik yapıların imalatı:** Bir miktar ilerleme kaydedilmiş olsa da aditif üretim teknolojileri kullanılarak zirkonya ve alümina ürünlerinin imalatı hala oldukça zordur. Çünkü nihai ürünün gözenekli yapısı, önemli derecede büzülmeye neden olacak yoğun post-operatif işlem gerektirmektedir (Barazanchi ve ark., 2017).
- **Tekrar üretilebilirlik, hız ve doğruluk:** Birçok aditif teknik hala bazı diş hekimliği uygulamaları için gerekli doğruluğu veya tekrarlanabilirliği sağlayamamaktadır. Ayrıca, aditif teknolojilerle hassasiyetteki artış üretim hızını büyük ölçüde olumsuz etkilemektedir. Yine de aditif teknolojiler bu alanlarda gelişmeye devam etmektedir (Barazanchi ve ark. 2017).
- **Dental kullanım için uygunluk:** Aditif teknoloji halen diş hekimliği alanında nispeten yeni olduğu için, şu anda mevcut olan makinelerin çoğu dental uygulamalar için özelleştirilmemiştir. Bununla birlikte, bazı büyük şirketler özellikle diş hekimliği

için ek teknoloji ve ekipman üretmektedir (*3D Systems, Rock Hill, SC; Stratasys, Eden Prairie, MN*) (Barazanchi ve ark., 2017).

## **2.6. Protetik Diş Hekimliğinde Subtraktif ve Aditif Tekniklerin Uygulamaları**

İş akışında konvansiyonel tekniğe bir alternatif olarak subtraktif üretim, akabinde ise aditif üretim gittikçe daha popüler hale gelmektedir. Bu teknolojilerin oldukça özelleştirilmiş yöntemler kullandığından, kişiselleştirilmiş protetik restorasyonların üretimi için idealdir. Bununla birlikte, bu tekniklerin klinik olarak kabul edilen protetik restorasyonlar üretme noktasında uygulanabilirliği, aslında dental malzeme alanındaki ilerlemeler ile doğrudan ilişkilidir. Protetik diş hekimliğinde SM ve AM'in uygulamaları arasında dental modeller, kişisel ölçü kaşıkları, dental implantlar, geçici restorasyonlar, total protezler, dökülebilen mum paternler, ve metalik/metal-seramik/seramik restorasyonlar üretimi bulunur (Alharbi ve ark. 2017; Barazanchi ve ark. 2017).

### **2.6.1. Dental modeller**

CAD-CAM teknolojisinin protetik diş hekimliğindeki uygulamalarından biri, 3D basım veya frezeleme yoluyla tanı amaçlı 3D modeller elde etmek ya da sabit restorasyonların üretimi için ana model elde etmektir (Şekil 2.28). CAD-CAM geleneksel yöntemlerle model teminine alternatif olabileceği için KT ile üretilenlere göre benzer ya da üstün doğruluk göstermelidir. Literatürde, CAD-CAM teknolojisi ile elde edilen modellerin doğruluğunu geleneksel modellerle karşılaştıran çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Bu amaçla, Revilla-León ve ark. (2018b), 4 farklı AM tekniği ile üretilen modelleri değerlendirmiştir. İmplant-destekli protezlerde nihai modellerin üretilmesi için, konvansiyonel olarak tip 4 alçı ile elde edilmiş modellerin AM teknolojisi kullanılarak doğru bir şekilde kopyalanabileceği sonucuna varmışlardır. Jang ve ark. (2020) konvansiyonel yaklaşımla elde edilmiş ve 3D basılmış modeller üzerinde üretilmiş sabit restorasyonların uyumunu değerlendirmişlerdir. 3D basılmış modellerden üretilmiş restorasyonların konvansiyonel modellerden üretilmiş olanlara göre daha zayıf sonuçlar sunduğunu, fakat restorasyonların yine de klinik olarak kabul edilir uyuma sahip



olduklarını rapor etmişlerdir. Ek olarak, bazı çalışmalar, AM ve SM tekniklerinin çeşitli klinik uygulamalar için yeterli doğrulukta model ürettikleri sonucuna varmışlardır (Hazeveld ve ark. 2014; Patzelt ve ark. 2014a), ancak 3D basılmış modellerin konvansiyonel modellere göre yüzey kalitesi, interproksimal alan replikasyonu ve genel doğruluk/hassasiyet açısından daha başarısız olduklarını gösteren çalışmalar da literatürde mevcuttur (Abduo, 2019; Alshawaf ve ark., 2018; Cho ve ark., 2015; Hoffman ve ark., 2017; Park ve Shin; 2018). Ayrıca, üretim tekniğinin yanı sıra, intraoral tarayıcıların da üretimin hassasiyetini etkileyebileceği unutulmamalıdır (Alshawaf ve ark., 2018; Ender ve Mehl, 2013; Murugesan ve ark., 2012).



**Şekil 2.28.** 3D basılmış modeller (Revilla-León ve Özcan, 2019).

### **2.6.2. Kişisel ölçü kaşıkları**

CAD-CAM teknolojilerinin protetik diş hekimliğinde kullanılması, bireysel ölçü kaşıklarının hazırlanması gibi bazı manuel, zaman alıcı işlemlerin ortadan kaldırılmasını sağlamıştır (Şekil 2.29). Bu işlemin dijitalleştirilmesi, verimliliğin ve doğruluğun artırılmasını sağlamaktadır (Revilla-León ve ark., 2020b). Literatürde 3D basılmış splint ve bireysel ölçü kaşığı kullanılarak ölçü elde etme ile ilgili teknikleri tanımlayan birkaç çalışma bulunmaktadır (Piedra Cascón ve Revilla-León, 2018; Revilla-León ve ark., 2017b). Ek olarak, söz konusu kaşıkları kullanarak alınan ölçülerin doğruluğunun,

geleneksel yöntemle elde edilmiş kaşıklarla alınan ölçülere kıyasla çok daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Liu ve ark., 2019). Tam protezler ile ilgili olarak özel kaşıkların üretiminde CAD-CAM teknolojisinin kullanımına yönelik yayınlar (Kanazawa ve ark. 2018; Qu ve ark. 2019) ve CAD-CAM ile üretilen söz konusu ölçü kaşıklarının başarılı özelliklerini bildiren çalışmalar (Chen ve ark., 2016; Sun ve ark., 2017) literatürde mevcuttur. Ek olarak, özellikle çene yüz protezleri için tasarlanan bireysel kaşıkların üretiminin de mümkün olduğu bilinmektedir (Huang ve ark., 2015a).



**Şekil 2.29.** İmplant ölçüsü için 3D basılmış bireysel kaşık (Revilla-León ve Özcan, 2019).

### **2.6.3. Dental implantlar**

Dental implantların başarısı çoğunlukla alveoler kemiğin anatomik özelliklerine, kalitesine, kantitesine ve alveolar kanal ile maksiller sinüs gibi önemli anatomik alanların konumuna bağlıdır. Bu noktadan yola çıkıldığında, her hasta için özel boyutlara sahip bireyselleştirilmiş dental implantlar üretme fikri, göreceli olarak yetersiz kemik bulunan hastalarda başarı oranlarını arttırabileceği düşünülebilir ve aditif üretim teknolojileri bu noktada önemli bir katkı sağlayabilir (Oliveira ve Reis, 2019).

AM tekniklerinin, özellikle SLM ve SEBM'nin implant diş hekimliğine dahil edilmesi, dental implantların geliştirilmesi için çeşitli olanakların kilidini açmıştır. Özelleştirmenin yanı sıra, osseointegrasyon kavramı, titanyum alaşımların kullanımı, özel

geometrilik implantların üretimi, AM'in sunduğu teknolojiler sayesinde önem kazanmaktadır. 3D basılmış implantlar, mikro-pürüzlülüğü, nano-pürüzlülüğü, hidrofilik yüzeyleri ve osseointegrasyon sürecini iyileştirebilecek kontrollü gözenekliliğe sahiptir (Biamond ve ark., 2013; Hyzy ve ark., 2016; Mangano ve ark., 2017; Shaoki ve ark., 2016). Ayrıca, 3D basılmış implantların uygulanması hali hazırda iyi klinik sonuçlar ortaya koymuştur (Tunchel ve ark. 2016; Mounir ve ark. 2018). Schulze ve ark. (2018), ticari olarak temin edilebilen titanyum alaşımının (Ti-6Al-4V) yerine, aditif teknikle üretilen implant materyali olarak yeni Ti-42Nb alaşımını önermiştir. Araştırmaları, bu alaşımdan 3D basılmış implantların standart implant materyallerine kıyasla daha düşük *Young* modülüne sahip olduğunu ve böylece insan kemiğiyle elastisite modülü açısından uyumlu olduğunu ileri sürmüştür. AM tekniklerinden yararlanılacak bir diğer alan ise, kök analog dental implantların imal edilmesidir (Figliuzzi ve ark. 2012; Moin ve ark. 2013).

Zirkonya implantların AM teknolojileri kullanılarak üretimi de literatürde mevcuttur. 3D basılmış bireysel zirkonya implantların, geleneksel olarak üretilmiş olanlara yakın mekanik özellikler sunmalarının yanı sıra; yüksek boyutsal doğruluğa sahip oldukları kanıtlanmıştır (Osman ve ark., 2017). Ek olarak, malzeme ekstrüzyon tekniklerinin sağlayabileceği avantajların kullanılmasıyla zirkonya bazlı özelleştirilebilir implantlar üretmek mümkündür. İki farklı malzemenin biriktirilmesi hem yoğun hem de gözenekli yapılara sahip implantların üretimini mümkün kılmaktadır. Bu durum ise elastik modülü azaltırken; gözeneklerin varlığı sayesinde osseointegrasyona yardımcı olmaktadır (Scheithauer ve ark., 2017).

PEEK olarak kısaltılan polietereketon, eter ve keton bağları içeren, lineer aromatik polimer ailesine ait olan termoplastik, yarı kristal bir polimerdir. Kabul edilir biyouyumluluk, yüksek sıcaklık performansı, kimyasal direnç, iyi mekanik özellikler ve en önemlisi, insan kortikal kemiğine (14 GPa) yakın olan düşük elastisite modülü (3-4 GPa) gibi özellikler sunmaktadır. Bu özellikler PEEK materyalini implant diş hekimliğindeki uygulamalar için titanyum ve seramiklere alternatif olabilecek bir noktaya getirmektedir (Han ve ark., 2019b; Han ve ark., 2019c; Honigmann ve ark., 2018; Zhao ve ark., 2018). Mounir ve ark. (2018) ciddi derecede atrofik anterior maksilla

rehabilitasyonunda kullanmak üzere yüksek oranda özelleştirilmiş, 3D baskılı titanyum ve PEEK implantlarını karşılaştırmıştır. On iki aylık takipten sonra elde edilen sonuçlar hem titanyum hem de PEEK implantlarının başarılı olduğunu göstermiştir. Ancak, PEEK'in bir aditif üretim materyali olarak kullanımının oldukça yeni olduğu ve ümit verici görünse de literatürde implant üretimi için 3D baskı materyali olarak PEEK kullanımını destekleyen mevcut yayın sayısının oldukça az olduğu unutulmamalıdır.

#### **2.6.4. Geçici dental restorasyonlar**

Geçici diş-destekli ve implant-destekli sabit restorasyonların aditif olarak üretimi literatürde açıklanmıştır (Revilla-León ve ark., 2019b; Piedra Cascón ve ark., 2019; Oh ve ark., 2019). Ek olarak, 3D basılmış ve frezelenmiş geçici restorasyonları konvansiyonel olarak üretilmiş emsalleri ile karşılaştıran birkaç çalışma mevcuttur. Yeterli mekanik özelliklerine, karşılaştırılabilir ve hatta daha üstün internal ve marjinal uyumlarına dayanarak CAD-CAM teknikleriyle üretilen geçici restorasyonların kullanılabilirliği desteklenmektedir (Alharbi ve ark., 2018; Digholkar ve ark., 2016; Lee ve ark., 2017; Mai ve ark., 2017; Molinero-Mourelle ve ark., 2018; Park ve ark., 2016; Tahayeri ve ark., 2018). Park ve ark. (2016) üç yöntem (termoplastik materyal ile KT, PEEK ile SM ve PMMA ile DLP) ile üretilen implant-destekli sabit restorasyonların marjinal ve internal uyumunu değerlendirmişlerdir ve tüm tekniklerle üretilen geçici sabit protezlerin klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerine sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Yakın geçmişte tanıtılan yüksek yoğunluklu polimer (*high density polymer [HDP]*) CAD-CAM blokları uzun-vadeli olarak kullanılabilen geçici İmplant-destekli sabit restorasyonların üretimi için kullanılabilir. Ayrıca, final protezi üretmeden önce CAD-CAM ile üretilen HDP protezler oklüzyonu, vertikal boyutu, estetiği, fonetiği ve hastanın kabullenmesini ve adaptasyonunu değerlendirmek için kullanılabilir (Yılmaz, 2018). Yılmaz ve ark. (2018) tam-ark implant-destekli HDP restorasyonların titanyum ve zirkonyadan elde edilen emsallerine göre önemli ölçüde daha az marjinal uyumsuzluğa sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Ancak, aditif üretimde kullanılan polimerlerin biyouyumlulukları ve uzun vadeli sonuçları hakkında ek çalışmalara ihtiyaç vardır (Revilla-León ve ark., 2019d; Revilla-León ve ark., 2020b).

### 2.6.5. Total protezler

CAD-CAM teknolojisi total protezlerin üretimine dahil edileli yirmi yıldan fazla bir süre geçmiştir. Bugünlerde, CAD-CAM ile total protezlerin üretimi şu aşamaları kapsamaktadır: Nihai modelin dijital olarak taranması, CAD yardımı ile yapay dişli protez kaidenin dijital tasarımının elde edilmesi ve son olarak SM veya AM aracılığıyla final protezin üretilmesi. CAD-CAM teknolojisinin sunduğu bir sürü avantaj olsa da farklı üretim tekniklerinin ve üretilen protezlerin klinik sonuçları ve doğruluğunun incelenmesi gereklidir (Wang ve ark., 2021). Total protez üretiminde aditif üretim teknolojisinin kullanımına ilişkin en eski veri, 1994 yılında Maeda ve arkadaşları'nın bir stereolitografi cihazı yardımı ile ışıkla sertleşen rezin kullanarak total protez üretme adımlarını tarif etmeleridir. 1994'ten beri, aditif üretim teknolojilerinin hareketli total protezlerin imalatına dahil etmek için çeşitli yöntemlerin tasvirleri yapılmıştır. Sun ve ark. (2009) 3D baskılı bireysel mufla üretmek için bir dijital tarayıcı, özel olarak geliştirilmiş bir tasarım yazılımı ve AM teknolojisini kullanmıştır. Daha sonra bu muflalar, total protezlerin geleneksel imalat işlemini tamamlamak için kullanılmıştır. AM teknikleri, geçici total protezlerin imatları veya mevcut protezlerin replikasyonunda da kullanılmaktadır (Kurahashi ve ark., 2017; Lin ve ark., 2017; Lin ve ark., 2018); ayrıca, önceden belirlenmiş oklüzyon ve estetik özellikler ile dental arkların aditif olarak üretimi, ve bu arkların konvansiyonel metodu ile protez kadesine bağlanması (Bilgin ve ark., 2015), ve restorasyonun final şeklini göstermek amaçlı deneme protezlerin (*trial dentures*) üretimi de sağlanabilmektedir (de Mendonça ve ark., 2016; Pereyra ve ark., 2015). CAD-CAM ile üretilen total protezlerin doğruluğunu inceleyen bir dizi çalışma literatürde mevcuttur. Wang ve ark. (2021) tarafından yapılmış sistematik derlemede, dijital olarak üretilen total protezlerin klinik olarak kabul edilebilir oklüzal doğruluk ve kaide adaptasyonu gösterdikleri ve KT ile üretilen emsallerine göre daha üstün oldukları rapor edilmiştir. Yoshidome ve ark. (2021) yaptığı çalışmada, konvansiyonel, frezelenmiş ve 3D basılmış protezlerin uyum doğruluğu incelemiştir. Frezelenmiş protezlerin üstün uyum doğruluğu gösterdiği ve 3D basılmış ile konvansiyonel protezler birbirlerine benzeyen klinik olarak kabul edilir uyum değerleri gösterdiği rapor edilmiştir. Kalberer ve ark. (2019)

frezelenmiş total protezlerin intaglio yüzeylerinin gerçekliği açısından 3D basılmış olanlardan daha üstün olduğunu rapor etmiştir. Herpel ve ark. (2021) yaptıkları çok merkezli çalışmada frezelenmiş ile 3D basılmış total protezler karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, frezelenmiş protezlerin üstün doğruluğa sahip olduğunu, fakat tüm merkezlerde 3D basılmış protezlerin klinik olarak kabul edilebilir doğruluk gösterdiğini bildirmişlerdir. Lo Russo ve ark. (2021) frezelenmiş ile 3D basılmış protezlerin arasında anlamlı fark bulunmadığı rapor etmişlerdir. Davda ve arkadaşlarına göre (2017), aditif üretim teknikleri, tam protezlerin çoğaltılması söz konusu olduğunda, hassasiyet ve doğruluk açısından geleneksel yöntemlerden daha üstündür. Deneme amaçlı mum protezlerin üretilmesi için AM tekniklerinin kullanılması, geleneksel tekniklerle karşılaştırılabilir sonuçlara sahiptir ve ileri tetkiklere ihtiyaç duyulmasına rağmen, deneme amaçlı protezler elde etmek için RP tekniklerinin kullanılması umut verici bir yöntem gibi görünmektedir (Chen ve ark., 2015; Inokoshi ve ark., 2012).

#### **2.6.6. Dökülebilir paternler**

Çeşitli CAD-CAM teknolojileri için halihazırda ticari olarak temin edilebilen birkaç dökülebilir polimer bulunmaktadır. Çeşitli SM ve AM teknikleriyle üretilen paternler metal veya preslenmiş lityum disilikat restorasyonları elde etmek için uygulanan geleneksel döküm tekniğinde kullanılmaktadır. Literatürde, inlay, onlay, iskelet bölümlü protezler, diş-destekli/implant-destekli sabit restorasyonlar ve maksillofasiyal protezler gibi çeşitli restorasyon türlerinin üretiminde kullanılacak CAD-CAM dökülebilir paternler hakkında çeşitli çalışmalar bulunmaktadır (Alikhasi ve ark., 2018; Bibb ve ark., 2006; Cho ve Chang, 2013; Eggbeer ve ark., 2005; Homsy ve ark., 2018; Ishida ve Miyasaka, 2016; Kattadiyil ve ark. 2014; Kim ve ark., 2017; Revilla-León ve ark., 2018c; Sykes ve ark., 2004; Williams ve ark., 2004; Wu ve ark., 2001). Mevcut çalışmalar olmasına rağmen, yukarıda belirtilen CAD-CAM ile patern elde etme uygulamalarının, geleneksel tekniklere alternatif olabilecekleri araştırılmalıdır. Frezelenmiş ve 3D basılmış dökülebilir paternlerden üretilen inlay ve onlay restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir marjinal ve internal aralık değerlerine sahip olduğu gösterilmiştir (Revilla-León ve ark., 2018c; Homsy ve ark., 2018; Peddi ve ark., 2019). Farjood ve ark. (2017) yaptığı

çalışmada 3D basılmış paternlerden dökülen tek-üyelı sabit restorasyonların marjinal ve internal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilir olduğu rapor edilmiştir. Frezelenmiş ve 3D basılmış dökülebilir paternlerden üretilen metal tek-üyelı sabit restorasyonların marjinal ve internal uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir olduğu Park ve ark. (2015) ve Khaledi ve ark. (2020) tarafından rapor edilmiştir. Fathi ve ark. (2016), marjinal ve internal uyum değerleri açısından 3D basılmış mum paternlerin daha üstün olduğunu ve frezelenmiş paternlerin geleneksel olarak üretilmişlere kadar doğru olduğunu bildirmiştir. Munoz ve ark. (2017), 3D basılmış paternleri kullanarak üretilen altın tek-üyelı sabit restorasyonlarda, kabul edilemez marjinal aralık değerine sahip restorasyonların sayısının daha fazla olduğunu ve frezeleme ile geleneksel yöntemle üretilmiş altın tek-üyelı sabit restorasyonların birbirine benzer marjinal aralık değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Arora ve ark. (2018) ve Kim ve ark. (2018b) 3D basılmış paternlerden dökülmüş tek-üyelı sabit restorasyonların klinik olarak kabul edilir marjinal ve internal aralık değerlerine sahip olduklarını rapor etmişlerdir. Hareketli bölümlü protezlerde iskelet alt yapının uyumu da literatürde araştırma konusu olmuştur. Mevcut çalışmalar CAD-CAM ile üretilmiş paternlerin klinik uygulamalar için yeterince uyumlu iskelet alt yapı üretimine izin verdiğini desteklemektedir (Arafa, 2018; Carneiro Pereira ve ark., 2020; Suzuki ve ark., 2021). Arnold ve ark. (2018), frezelenmiş paternlerden dökülen iskelet alt yapıların konvansiyonel paternlerden dökülmüş olanlara göre üstün uyum gösterdiğini ve 3D basılmış paternlerden dökülen iskelet alt yapıların klinik uygulamalara entegre edilemeyecek kadar büyük uyumsuzluk değerleri gösterdiğini rapor etmiştir. Soltanzadeh ve ark. (2019) 3D basılmış paternlerden dökülen iskelet alt yapıların klinik olarak kabul edilir uyum değerleri gösterdiğini rapor etmiştir. 3D basılabilir polimerlerin diş hekimliğindeki yeni uygulamalarından biri de basılmış yapıların termo-preslenme yoluyla hareketli bölümlü protezler için PEEK materyalinden iskelet alt yapı üretmektir. Negm ve ark. (2019), bu tür alt yapıların uyumunu değerlendirmek için, frezelenmiş PEEK iskelet alt yapılarını daha önce bahsedilen teknikle üretilmiş alt yapılarla kıyaslamışlardır. Yeni tekniğin daha üstün sonuçlar sunması ile birlikte; her iki tekniğin de klinik açıdan kabul edilebilir değerlere sahip olduğunu rapor etmişlerdir. İmplant-destekli sabit protezler için alt yapılar ile ilgili olarak; Alikhasi ve ark., (2018),

3D basılmış paternlerden dökülen sabit restorasyonların retansiyon açısından frezelenmiş restorasyonlardan daha zayıf olduğunu savunsalar da retansiyon değerlerinin her iki grup içinde kabul edilebilir olduğu sonucuna varmışlardır.

### **2.6.7. Metal alt yapılar**

Kayıp mum tekniği ve frezeleme tekniği hareketli bölümlü protezler ve dış-destekli/implant-destekli sabit restorasyonlar için metal alt yapıların üretiminde oldukça popülerdirler. Aditif üretimin ortaya çıkmasıyla birlikte, malzeme israfını minimize ettiği için ve frezeleme tekniğine göre çok daha ayrıntılı üretim yapabildikleri için aditif sistemlerin kullanımları gittikçe yaygınlaşmaktadır (Revilla-León ve ark., 2019c).

CAD-CAM ile imal edilmiş metal alt yapıların mekanik özellikleri, marjinal ve internal uyumları, boyutsal hassasiyetleri ve aralık değerleri literatürde incelenmiştir. 3D basılmış Co-Cr alt yapıların mekanik özellikleri araştırılmış ve frezeleme tekniği veya geleneksel teknikle üretilenlerden daha üstün olduğu, ancak tüm tekniklerle üretilen alt yapıların klinik uygulamalar için yeterli mekanik özelliklere sahip olduğu da bildirilmiştir (Al Jabbari ve ark. 2014; Øilo ve ark. 2018). Adaptasyon ve boyutsal hassasiyet konusunda Quante ve ark. (2008), SLM ile üretilen tek-üyelı sabit restorasyonların konvansiyonel prosedürle üretilenlerle kıyaslanabilecek düzeyde marjinal ve internal uyum gösterdiğini rapor etmiştir. Nesse ve ark. (2015), SLM ile üretilen sabit restorasyonların klinik olarak kabul edilmez derecede zayıf uyum göstermesi ile birlikte, frezelenmiş sabit restorasyonların üstün uyum gösterdiğini rapor etmiştir. Arora ve ark. (2018), Kim ve ark., (2014), ve Örtorp ve ark., (2011) 3D basılmış ve frezelenmiş sabit restorasyonların klinik olarak kabul edilir uyuma sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Huang ve ark. (2015b) yaptıkları *in vivo* çalışmada, SLM ile üretilen tek-üyelı sabit restorasyonların frezelenmiş olanlara göre daha üstün marjinal ve internal uyum değerlerini gösterdiği, fakat her iki tekniğin klinik olarak kabul edilir uyum değerlerine sahip oldukları rapor edilmiştir. Yang ve ark. (2020), yaptıkları sistematik derlemede tek-üyelı sabit restorasyonların uyumu açısından SLS ile KT arasında anlamlı fark



olmadığını ve SLS tekniği ile üretilen tek-üyelı sabit restorasyonların klinik uygulamalar için kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir. Daou ve ark. (2018), Daou (2020) ve Daou ve Baba (2020), yaptıkları *in vitro* çalışmalarda SAM ile üretilen 3-üyelı Co-Cr sabit restorasyonların uyumunu incelemişlerdir. Sonuçlara göre, incelenen sabit restorasyonların marjinal ve internal uyum değerleri klinik olarak kabul edilir bulunduğundan, SAM klinik uygulamalar için geçerli bir teknik olarak rapor edilmiştir.

Günümüzde CAD-CAM ile direkt olarak üretilen hareketli bölümlü protezlerin ve total protezlerin iskelet alt yapıları klinik olarak kabul edilir performansına sahip oldukları için iş akışında kullanılabilir noktaya gelmiştir (Arafa, 2018; Carneiro Pereira ve ark., 2020; Hu ve ark., 2019; Kanazawa ve ark., 2014; Suzuki ve ark., 2021; Williams ve ark., 2006). Ye ve ark., (2017) ve Tregerman ve ark., (2019) tarafından yapılmış klinik çalışmalarda SLM ile üretilen hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapıları için klinik olarak kabul edilir sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir. Soltanzadeh ve ark. (2019), 3D basılmış hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapılarının klinik olarak kabul edilir sonuçlar gösterdiğini rapor etmişlerdir. İmplant-destekli sabit restorasyonlar için ise, güncel CAD-CAM üretim yöntemlerinin klinik olarak kabul edilen uyumsuzluk değerleri sunduğu gösterilmiştir (Revilla-León ve ark. 2017a; Yoon ve Han, 2016). Ciocca ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada frezelenmiş ve SLM/frezeleme ile hibrit olarak üretilmiş tam-ark sabit restorasyonların uyumunu 3D olarak incelemişlerdir. Hibrit tekniğin daha hassas sabit restorasyonlar üretmesinin yanı sıra tüm grupların gösterdiği uyumsuzluk değerlerinin klinik olarak kabul edilir sınırlar içinde olduğunu rapor etmişlerdir. Revilla-León ve ark. (2019a) SLM tekniğinin üç farklı sistemi ile üretilen tam-ark sabit restorasyonları incelemiş, ve tüm sistemlerin ürettiği örneklerin klinik olarak kabul edilir 3D-uyum değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir. Revilla-León ve ark., (2018a) yaptıkları çalışmada SLM ve SEBM teknikleri ile üretilen tam-ark sabit restorasyonların uyumsuzluğunun 3D olarak incelenmesi sonucunda her iki AM tekniğinin klinik olarak kabul edilir uyumsuzluk değerleri gösterdiğini ve iki teknik arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını bulmuşlardır. Svanborg ve ark., (2015) ve Svanborg ve ark. (2018) yaptıkları çalışmalarda Co-Cr ve titanyum alaşımları kullanarak frezelenmiş ve 3D

basılmış tam-ark sabit restorasyonların uyumlarını 3D olarak incelemişlerdir. Minimal uyumsuzluk değerlerine sahip implant-destekli tam-ark sabit restorasyonlar üretimi için hem SM hem de AM tekniklerinin uygun bulunduğunu rapor etmişlerdir. Taşın ve ark., (2019) HAM, SAM ve SLS ile üretilen tam-ark sabit restorasyonların vertikal uyumsuzluk değerlerinin klinik olarak kabul edilir olduğunu ve HAM ile üretilen sabit restorasyonların en iyi uyumu gösterdiğini rapor etmişlerdir. Presotto ve ark. (2019), SLM ile üretilen 3-üyelı sabit restorasyonların üstün boyutsal doğruluğa sahip olduğunu ve SAM ve KT ile üretilenlerin ise birbirlerine benzer sonuçlar gösterdiğini bulgulamışlardır. Akçin ve ark. (2018), SLM ile üretilen implant-destekli sabit restorasyonların KT ile üretilenlere göre benzer uyum gösterdiğini ve frezelenmiş olanlara göre ise üstün uyum değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir. Alfadda (2014), frezelenmiş implant-destekli tam-ark titanyum sabit restorasyonların dökülmüş olanlara göre anlamlı biçimde daha az vertikal uyumsuzluk değerlerine sahip olduğunu rapor etmiştir. Shah ve ark. (2020), yaptıkları sistematik derlemede Co-Cr alaşımından frezelenmiş uzun implant-destekli sabit restorasyonların KT ile üretilen emsallerine göre anlamlı derecede daha uyumlu olduğunu göstermişlerdir. Lo Russo ve ark. (2019), yürüttükleri sistematik derlemede 3-üyelı diş-destekli ve implant-destekli sabit restorasyonların üretiminde, CAD-CAM tekniğinin KT'e alternatif olabileceğini göstermişlerdir. Thakur ve ark., (2021) derleme çalışmalarında AM ve SM teknikleriyle üretilen implant-destekli sabit restorasyonların marjinal uyumsuzluk değerlerinin klinik olarak kabul edilir sınırlar içinde olduğunu bulgulamışlardır.

#### **2.6.8. Tam-seramik sabit dental protezler**

CAD-CAM teknolojisinin protetik diş hekimliğine entegre edilmesi tam-seramik dental restorasyonların metal-seramik restorasyonlara alternatif olarak kullanılmasına yol açmıştır. Dental seramikler mükemmel biyouyumluluk, dayanıklılık ve estetik gibi çeşitli özellikler sunmaktadır. Ancak, CAD-CAM ile üretilen tam-seramik restorasyonların klinik uygulamalarda kullanılabilmesi için en azından klinik olarak kabul edilir performansa sahip olmalıdır. Mounajjed ve ark. (2016) tarafından yapılan kritik derlemede, CAD-CAM ile üretilen lityum disilikat restorasyonlar preslenmiş olanlara

göre daha büyük marjinal aralık değerleri gösterdiğini, fakat yine de bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu gözlemlenmiştir. Dolev ve ark. (2019) preslenmiş ve frezelenmiş tek-üyelı lityum disilikat sabit restorasyonlar arasında anlamlı fark olmadığını rapor etmiştir. Azar ve ark. (2018), frezelenmiş lityum disilikat tek-üyelı sabit restorasyonların preslenmiş emsallerine göre daha büyük marjinal aralık değerleri gösterdiğini, yine de klinik olarak kabul edilir olduğunu rapor etmiştir. Alqahtani (2017), yaptığı çalışmada iki farklı CAD-CAM üretim sistemi ile KT'i karşılaştırmıştır ve frezelenmiş lityum disilikat tek-üyelı sabit restorasyonların klinik olarak kabul edilir uyumsuzluk değerlerine sahip olduğunu rapor etmişlerdir. Duqum ve ark. (2019), CAD-CAM ile üretilmiş zirkonya ve lityum disilikat tek-üyelı sabit restorasyonların klinik olarak kabul edilir uyumsuzluk değerlerine sahip olduklarını rapor etmiştir. Al Hamad ve ark. (2019), yaptıkları klinik çalışmada CAD-CAM ile üretilmiş zirkonya, lityum disilikat ve metal-seramik tek-üyelı sabit restorasyonları KT ile üretilmiş emsalleriyle karşılaştırmıştır. CAD-CAM ile üretilen sabit restorasyonların benzer marjinal ve oklüzal ve daha iyi aksiyal aralık değerleri gösterdiğini gözlemlenmişlerdir. Paul ve ark. (2020), frezelenmiş tek-üyelı zirkonya sabit restorasyonların dökülmüş metal-seramik restorasyonlara göre daha iyi marjinal ve internal uyuma sahip olduğunu rapor etmiştir. Al-Aali ve ark. (2021), Gonzalo ve ark. (2009), Lehmann ve ark. (2021), Memarian ve ark. (2017), Reich ve ark. (2005), Rosentritt ve ark. (2007), Song ve ark. (2013), ve Vigolo ve Fonzi (2008) yaptıkları çalışmalarda farklı SM sistemlerle üretilmiş zirkonya sabit restorasyonların uyumsuzluk değerlerini incelemiş ve tüm grupların klinik olarak kabul edilir uyumsuzluk değerleri gösterdiklerini bulgulamışlardır. Benic ve ark. (2019) tarafından yapılan randomize kontrollü klinik çalışmada, frezelenmiş 3-üyelı zirkonya restorasyonların KT ile üretilmiş olanlara göre benzer veya üstün uyum gösterdiği rapor edilmiştir. Svanborg (2020), yaptığı derlemede zirkonya bloklardan frezelenmiş tek-üyelı ve çok-üyelı sabit restorasyonların klinik uygulamalar için uygun olduğunu raporlamıştır. Alves ve ark. (2018) tarafından yapılmış başka bir sistematik derlemede ise, CAD-CAM ile üretilmiş tam-seramik sabit restorasyonların klinik performansı incelenmiştir. Söz konusu sabit restorasyonların toplam sağkalım oranlarının KT ile üretilmiş emsallerinkine göre karşılaştırılabilir olduğu rapor edilmiştir. Daou ve

ark. (2018), Daou (2020), ve Daou ve Baba (2020) yaptıkları *in vitro* çalışmalarda SAM ile üretilmiş 3-üyelı zirkonya restorasyonların klinik olarak kabul edilir marjinal ve internal uyum gösterdiğini gözlemlenmişlerdir. Ancak söz konusu sabit restorasyonların oklüzal uyumsuzluk değeri lerinin klinik olarak kabul edilemez olduğunu da rapor etmişlerdir. İmplant-destekli zirkonya restorasyonlarda ise da Cunha Fontoura ve ark. (2018), frezelenmiş zirkonya ve titanyum restorasyonların yeterli vertikal uyum elde edebildiğini gözlemlenmiştir. Abduo ve Yin (2019) tarafından yapılan sistematik derlemede CAD-CAM ile üretilmiş implant-destekli restorasyonların KT ile üretilmiş olanlara göre daha iyi uyum gösterdiği ve frezelenmiş zirkonya restorasyonların metal olanlara benzer uyumsuzluk değeri leri sergilediği rapor edilmiştir. Üretim tekniğine ilaveten, uzunluk, CAD-CAM sistemi, seramik veneerleme, bitiş hattı tasarımı, zirkonya türü, siman aralığı ve dijital iş akışında konvansiyonel ölçü tekniğinin kullanılması gibi faktörler frezelenmiş zirkonya restorasyonların uyumunu etkilemektedir (Baig ve ark., 2021; Bousnaki ve ark., 2020; Suzuki ve ark., 2020; Ueda ve ark., 2021).

Seramik malzemelerin diş hekimliğindeki yaygın kullanımı, mükemmel biyouyumluluk, kimyasal stabilite, uygun mekanik özellikler ve yüksek estetik gibi özelliklere bağlanabilir. Bununla birlikte, seramiklerin kırılğan doğası, uygun mekanik özelliklere sahip restorasyonların elde edilmesi için kontrollü bir fabrikasyon işle mi gerektirmektedir. Bu zorluklardan dolayı seramikler ancak son zamanlarda aditif üretim kapsamına alınabilmiştir. Yüksek sıcaklıklarda yeni yapısal fazların gelişmesine ek olarak; yüksek seramik erime noktası ve ısıl şoklardan dolayı soğutma aşamasında çatlak oluşumu, bu tür malzemelerin aditif yöntemlerle işleme zorluğuna katkıda bulunan faktörlerdir. Bununla birlikte, AM tekniklerindeki ve materyal bilimindeki sürekli teknolojik gelişmeler dental seramiklerin aditif üretim içerisine dahil edilmesini sağlamıştır (Galante ve ark., 2019).

Zirkonyanın aditif üretimi için materyal ekstrüzyonu, materyal püskürtmesi ve stereolitografi teknikleri kullanılarak sonrasında sinterlemeye tabi tutulacak yeşil bir gövdenin üretilmesi esasına dayanmaktadır. Literatürde, yukarıda belirtilen metotları kullanarak, %96,9 ile %99 arasında değişen yoğunlukta zirkonya parçaları üretmenin

mümkün olduğu bilinmektedir. Ayrıca, söz konusu parçalar geleneksel olarak üretilen zirkonyaya benzer mekanik özellikler ve yüksek boyutsal hassasiyet sunabileceği, anizotropik pürüzlülük gibi sorunların ise cila sonrası çözülebileceği gösterilmiştir. Ancak, başlıkların tıkanması ve makine bileşenlerinin yüksek abrazyona maruz kalması gibi süreçle ilgili kusurlar hala endişe kaynağı olmaktadır (Ebert ve ark., 2009; Scheithauer ve ark., 2015; Xing ve ark., 2017). Revilla-León ve ark. (2020a) yaptığı çalışmada frezeleme ve iki farklı SLA teknikleri kullanılarak üretilen implant-destekli tek-üyelı zirkonya restorasyonların marjinal ve internal uyumunu incelemiştir. Frezlenmiş grubu ve SLA ile üretilmiş bir grubu klinik olarak kabul edilir sonuçları gösterirken, SLA ile üretilmiş diğer grubu kabul edilmez marjinal ve internal uyumsuzluk değerlerini gösterdiği rapor edilmiştir.

Alümina seramiklerinin aditif üretimi literatürde kanıtlanmıştır. FDM ve 3DP gibi teknikler sayesinde %99'a varan yoğunlukta, homojen mikro-yapıya ve gelişmiş mekanik özelliklere sahip alümina parçaları 3D basmak mümkündür. Yoğunluğu ve gücü arttırmak için yeşil gövdelerde vakum infiltrasyonu gibi yöntemler kullanılabilir (Maleksaeedi ve ark. 2014; Scheithauer ve ark., 2015). Dehurtevent ve ark. (2017), stereolitografi tekniği ile üretilmiş alümina seramikleri subtraktif teknikle üretilenlerle karşılaştıran bir çalışma yürütmüştür. Sonuçlar, anizotropik büzülme, yoğunluk ve bükülme direnci açısından iki grubun benzer sonuçlar sunduğunu göstermiştir. Wilkes ve ark. (2013), SLM teknolojisini kullanarak, ağırlıkça %41,5 zirkonya ve ağırlıkça %58,5 alümina içeren bir karışımdan nesnelere üretmişlerdir. Üretilen modeller, herhangi bir ek işleme veya sinterlemeye gerek kalmadan iyi mekanik özellikler ve neredeyse %100'e yakın yoğunluk değerleri göstermiştir. Ancak, termal stresler ve yüzey pürüzlülüğü gibi noktaların da ele alınması gerektiğine dikkat çekmişlerdir.

### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması Yakın Doğu Üniversitesi (YDÜ) Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Protez Laboratuvarı, Zahn Tech 3D dijital dental çözümleri Ltd. Şti Laboratuvarında ve Doğu Akdeniz Üniversitesi (DAÜ) Fen ve Edebiyat Fakültesi Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Farklı teknikler ile üretilen vida retansiyonlu İmplant-destekli Co-Cr metal alt yapıların pasif uyumları üzerine üretim tekniğinin ve değerlendirme alanının etkisinin incelendiği araştırmamızda, mandibular sağ ikinci premolar, birinci molar ve ikinci molar dişlerinin kaybının görüldüğü parsiyel dişsizlik klinik durumu simüle edilmiştir.

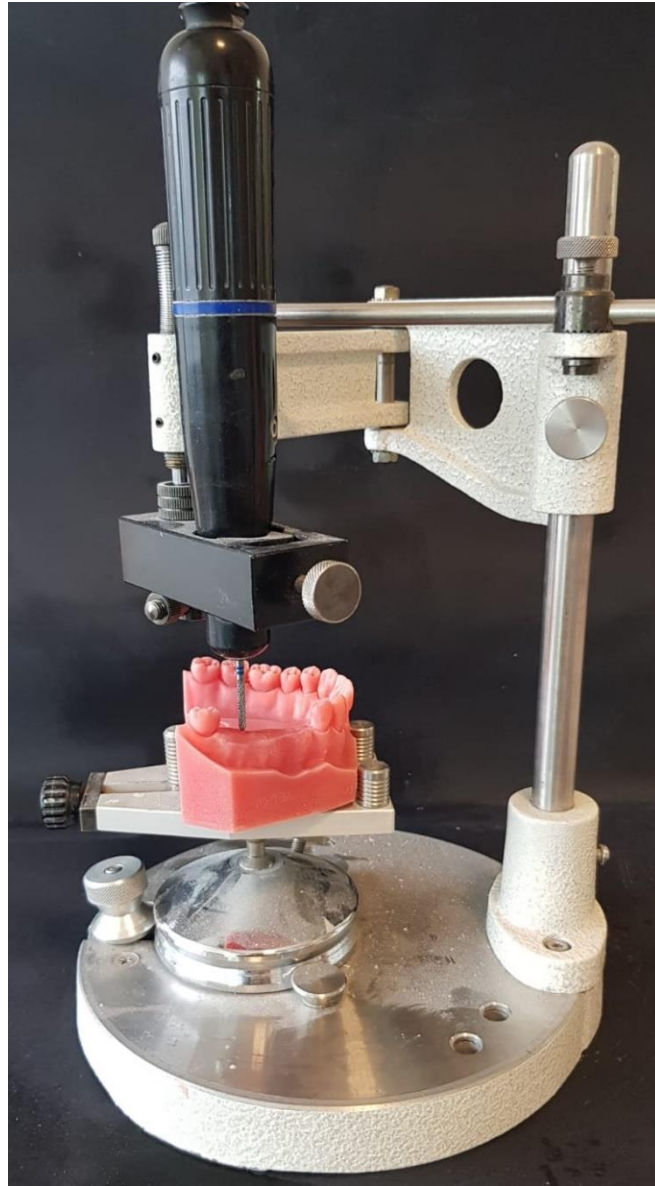
#### 3.1. Tipodont Modelin Elde Edilmesi

3-üyelı vida retansiyonlu implant-destekli sabit bölümlü protezin endike olduğu klinik senaryoyu tasarlamak amacıyla mandibular silikon kalıp (AG-3G; Frasco GmbH) içindeki sağ ikinci premolar ile ikinci molar arasındaki alan pembe mum ile doldurulmuştur. Ardından, üretici firma talimatına göre otopolimerize akrilik rezin (HinriPress; Ernst Hinrichs Dental) karıştırılıp söz konusu kalıp içine dökülerek kısmen dişsiz tipodont model elde edilmiştir (Resim 3.1).



**Resim 3.1.** Parsiyel dişsiz mandibular tipodont model.

Piyasemen ve tungsten karbit frez yardımı ile modeldeki sağ ikinci premolar ve ikinci molar diş b6lgelerine denk gelecek yerlerde implant analoglarının yerleştirilebilmesi için iki tane yuva açılmıştır. İki yuva arasındaki paralelizmi sağlamak amacıyla Resim 3.2’de g6sterildiği gibi piyasemen ve tipodont model paralelometreye sabitlenmiştir. İki multiunit analog (Nobel Procera restorations; Nobel Biocare AB) yuvalar içerisine yerleştirilip otopolimerize akrilik rezin yardımıyla sabitlenmiştir (Resim 3.3).



**Resim 3.2.** İki yuva arasındaki paralelizmi sağlamak amacıyla kullanılan paralelometre ve d6zenek.



**Resim 3.3.** Multiunit analogların yerleştirildiği tipodont model.

### **3.2 Ana Modelinin Elde Edilmesi**

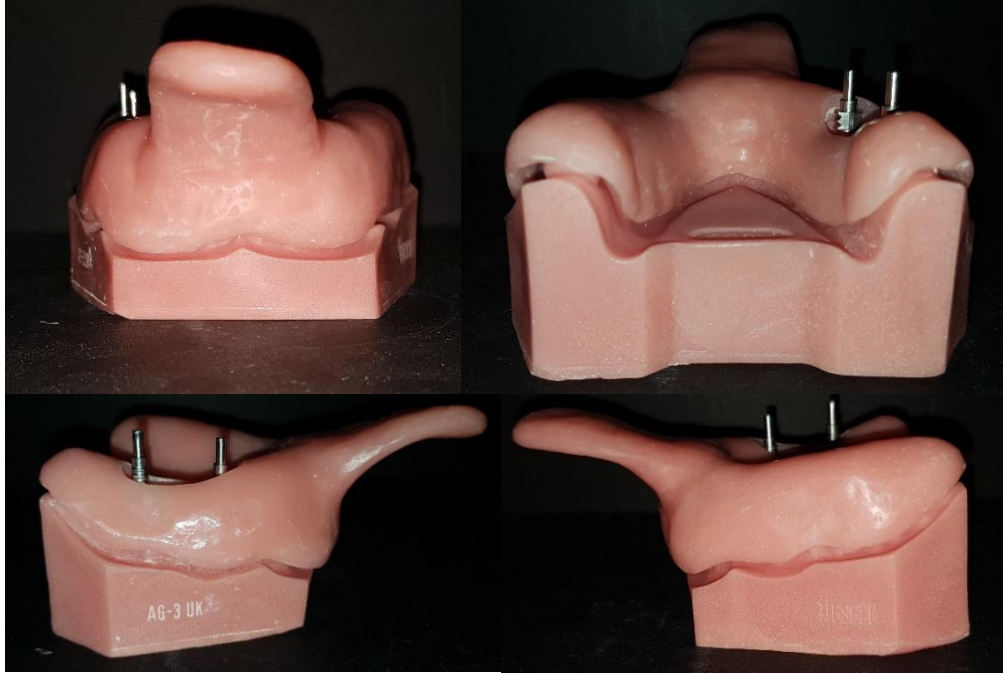
*Irreversible* hidrokolloid ölçü materyali (Hydrogum 5; Zhermack Dental) ile prefabrike kaşık kullanılarak tipodont modelinden ölçü alınmıştır (Resim 3.4) ve içerisine tip III sert alçı (Elite Model; Zhermack Dental) dökülerek çalışma modeli elde edilmiştir (Resim 3.5). Söz konusu model kullanılarak açık kaşık ölçü tekniğine uygun kişisel kaşık üretilmiştir (Resim 3.6). Ardından, açık kaşık multiunit ölçü kopingleri (Nobel Biocare Impression Copings; Nobel Biocare) manuel torklama anahtarı (Manual Torque Wrench Prosthetic; Nobel Biocare) kullanılarak 10 Ncm tork ile modeldeki analoglara vidalanmış (Inturregui ve ark., 1993; Vigolo ve ark., 2000). Ölçü kopingleri diş ipi ve patern rezin (Pattern Resin LS; GC America Inc.) kullanılarak birbirine splintlenmiştir (Resim 3.7). Polimerizasyon büzülmesi etkisini minimize etmek için splintler kesilmiş ve tekrardan daha az miktarda patern rezin kullanılarak splintlenmiştir. Daha önce üretilmiş kişisel kaşık ile polieter ölçü maddesi (Impregum Soft MB Hand mix; 3M Deutschland GmbH) kullanılarak final ölçü alınmış (Resim 3.8) ve içerisine tip IV sert alçı (Elite Rock; Zhermack Dental) dökülerek ana model elde edilmiştir (Resim 3.9).



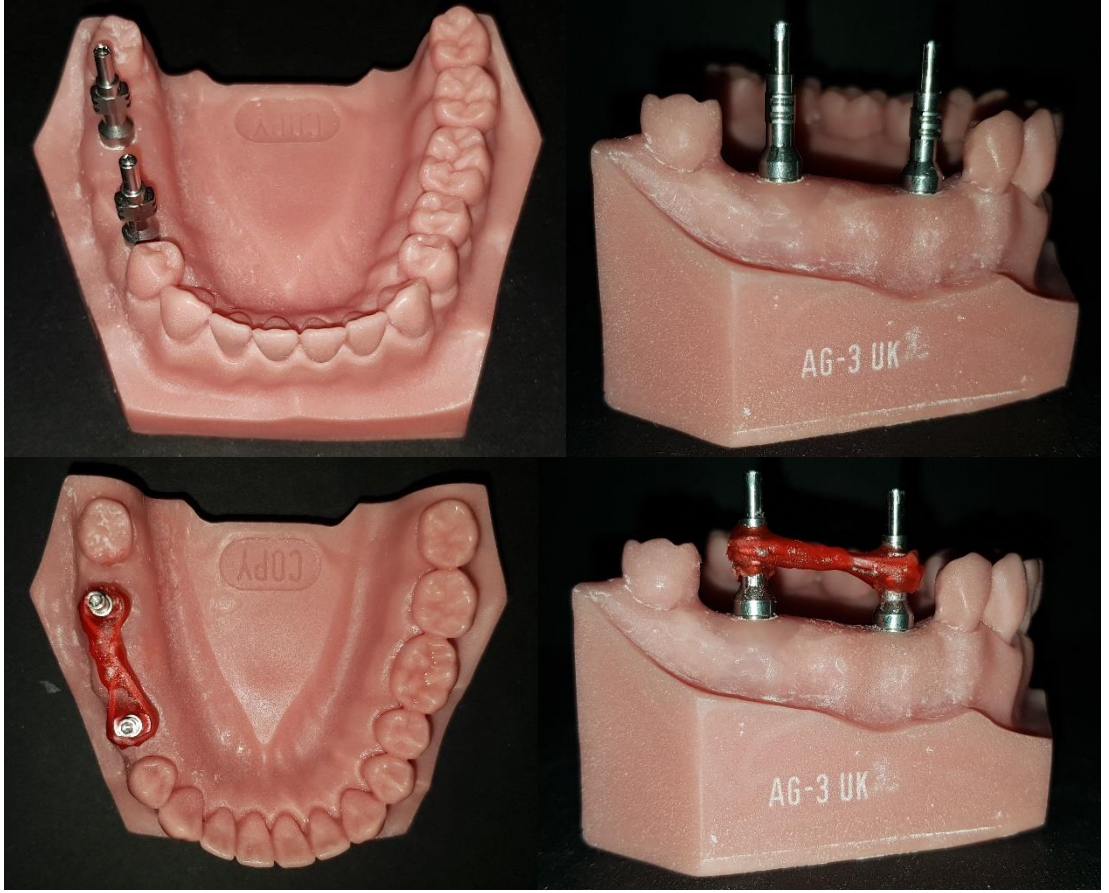


**Resim 3.4** Aljinat kullanılarak şahsi kaşık üretimi için alınan ilk ölçü.

**Resim 3.5.** Üzerinde şahsi kaşık üretiminin yapılacağı çalışma modeli.



**Resim 3.6.** Bireysel Kaşık.



**Resim 3.7.** Multiunit ölçü kopinglerinin modeldeki analoglara vidalanması ve splintlenmesi.



**Resim 3.8.** Polieter ölçüsü.

**Resim 3.9.** Üzerinde restorasyonların üretileceği ana modelin temini.

### 3.3. Örneklerin Elde Edilmesi

Çalışmamız için beş üretim tekniği ile her grupta 10 örnek olmak üzere toplamda 50 örnek üretilmiştir. Üç indirekt teknik (KT, PMMA frezeleme, SLA) ve iki direkt teknik (SAM, SLM) çalışmaya dahil edilmiştir. CAD-CAM teknikleri ile üretimin gerçekleştirilebilmesi için ana modeldeki analoglara taranabilir başlıklar (inPost; Sirona Dental Systems) vidalandıktan sonra söz konusu ana model özel laboratuvar tarama sistemi (3shape D1000; 3Shape A/S) ile taranmıştır. Ardından vida giriş deliği içeren 3-üyelı vida retansiyonlu alt yapılar CAD yazılımı (3shape D1000; 3Shape A/S) ile sanal olarak tasarlanmış ve STL dosya formatında kaydedilmiştir.

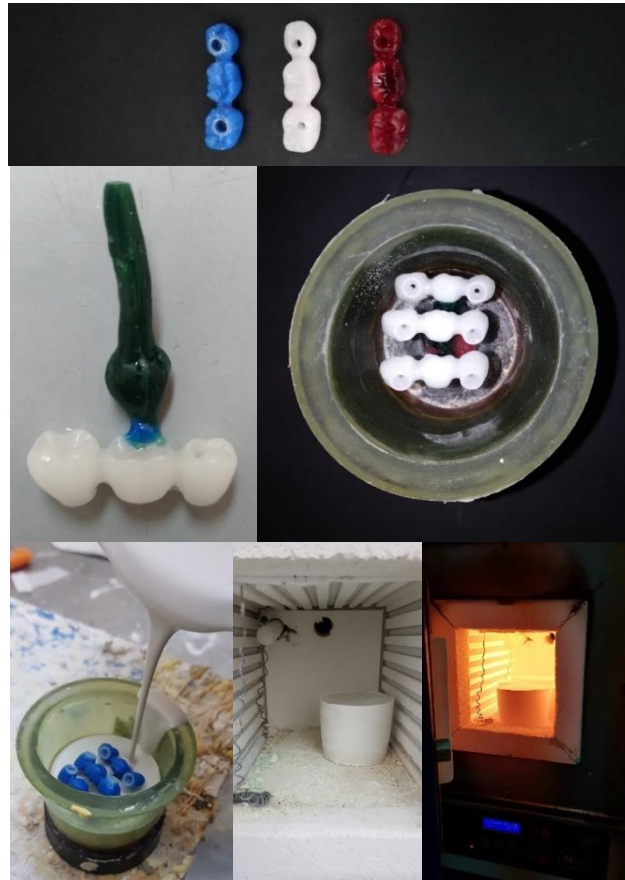
KT (n=10) grubuna ait örnekleri üretmek için, multiunit dökülebilen silindirler (Universal Base Burn-out Copings; Nobel BioCare AB) ana modeldeki analoglara vidalanmış ve üzerine inlay mumu ile mum modelajı deneyimli bir teknisyen tarafından yapılmıştır. Standardizasyonu sağlamak için STL dosyasından üretilmiş patern kullanılarak silikon rehber oluşturulup mum modelajında kullanılmıştır (Resim 3.10). Daha sonra, mum paternler tijlenmiş, revetmana alınmış (Sherafina-Rapid; Shera Werkstoff-Technologies GmbH Co. KG), ve mum uzaklaştırma işlemi için fırın (MFX-1010; Mikrotek Dental) içerisine yerleştirilmiştir (Resim 3.11). Döküm, YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki elektrikli indüksiyon fırınında (INF 2010; Mikrotek Dental) Co-Cr ingotlar (Wirobond easy; Bego GmbH) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Resim 3.12). PMMA frezeleme (n=10) grubuna ait örnekler, dökülebilir PMMA paternler YDÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki 5-eksenli CAM makinası (inLab MC X5; Sirona Dental Systems) kullanılarak PMMA bloktan (CAD-Ivory PMMA; On Dent Dental Systems) üretilmiştir. Ardından döküm işlemi KT grubundaki anlatıldığı gibi tamamlanmıştır. SLA (n=10) grubu için, dökülebilir paternler özel laboratuvar bünyesindeki SLA cihazı (Asiga MAX UV; Asiga Digital Dental Solutions) kullanılarak %100 rezinden (Power Resins Burn; 3BFAB Promarket Tasarım ve Teknoloji A.Ş) 3D olarak basılmıştır. Daha sonra döküm işlemi KT grubundaki anlatıldığı gibi tamamlanmıştır. SLM (n=10) grubu için, alt yapılar özel laboratuvar bünyesindeki SLM



cihazı ile 3D olarak basılmıştır (HBD-100D; Hanbang 3D Tech Co.). SAM (n=10) grubu için, alt yapılar özel laboratuvar bünyesindeki 5-eksenli CAM makinası (ZahnTech 3D; ZahnTech 3D Digital Dental Solutions Co.) kullanılarak sinterlenmemiş Co-Cr alaşım diskten (CASTCO Soft Metal; Dentindex Co.) kazınmıştır. Ardından, üretici firmanın talimatına göre sinterleme fırınında (Sinter MveF; ZahnTech 3D Digital Dental Solutions Co.) ve argon gaz atmosferi altında sinterleme işlemine tabi tutulmuştur.



**Resim 3.10.** Silikon rehber.



**Resim 3.11.** Kayıp-mum tekniği aşamaları.



**Resim 3.12.** Döküm işlemi.

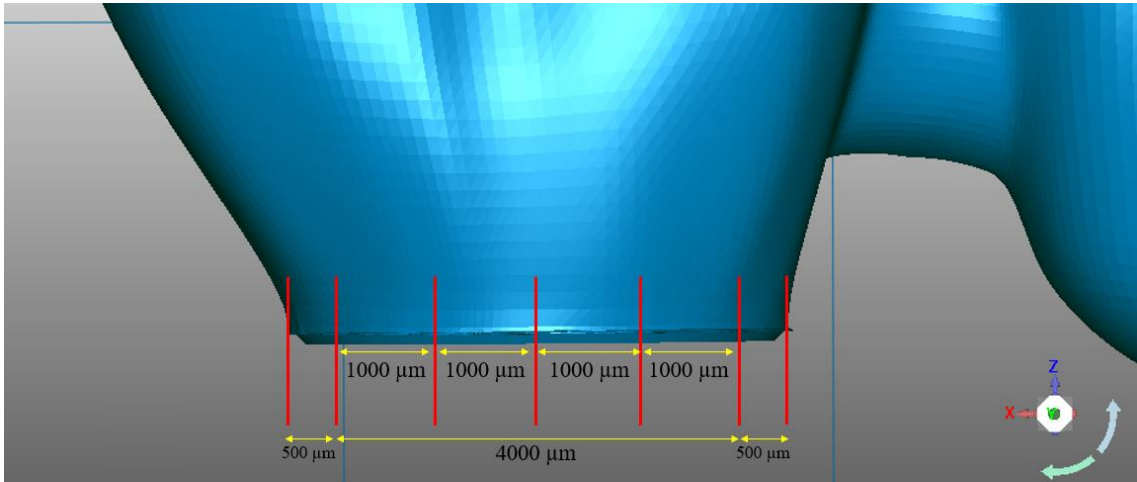


**Resim 3.13.** Analoglara vidalanmamış alt yapının tipodont modelin üzerinde görüntüsü.

Elde edilen tüm örnekler, destek ünite ile bağlantı çıkıntıları, revetman ve döküm kalıntıları gibi üretim süreci ile ilişkili kusurlardan 125 µm alüminyum oksit partikül abrazyonu ve düşük hızda karbit frezler kullanılarak arındırılmışlardır.

### 3.4. Vertikal Marjinal Aralık Değerlerinin Elde Edilmesi

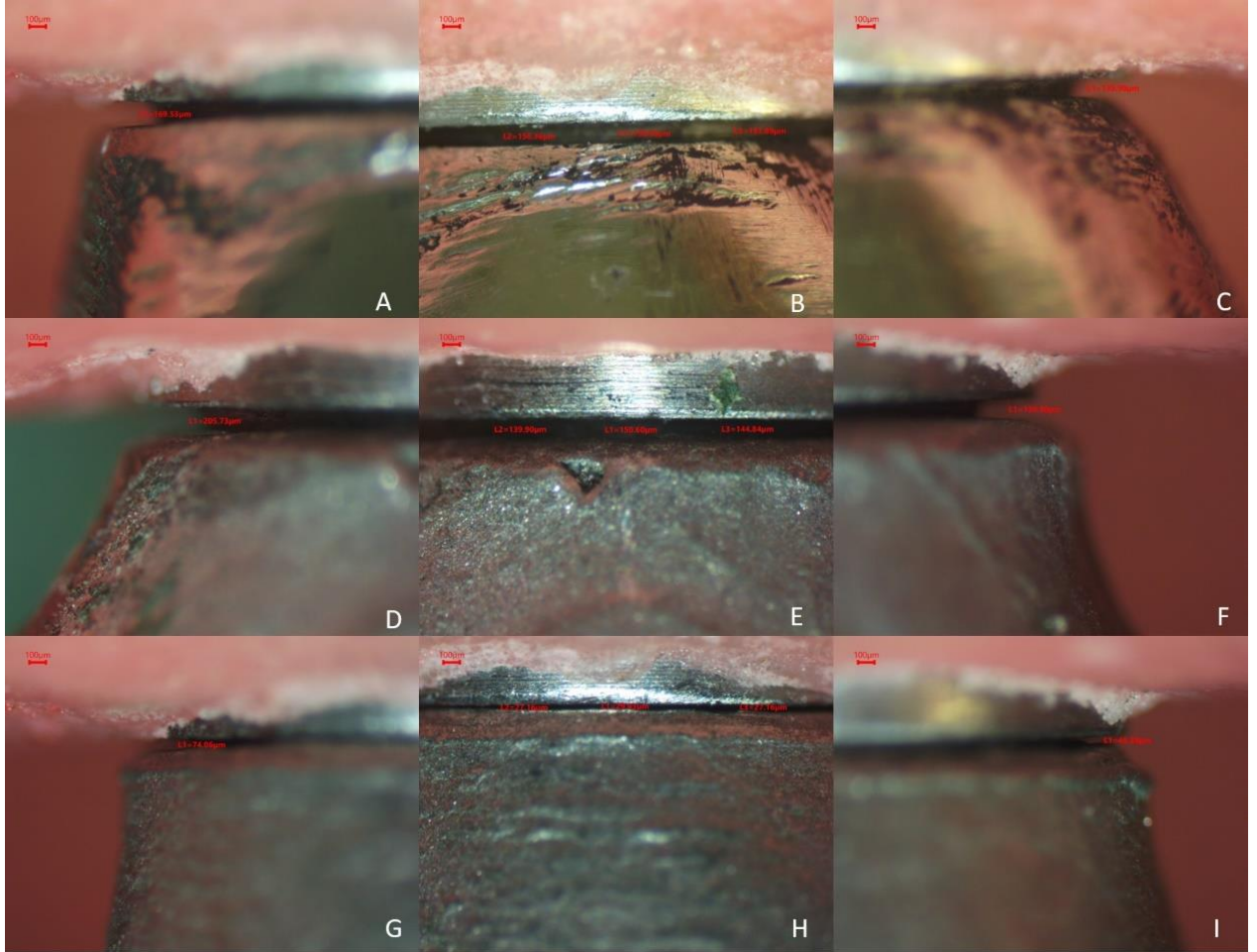
VMA ölçümleri gerçekleştirilirken *Sheffield* testi uygulanmıştır (Şekil 3.1). Her alt yapı tipodont modeldeki sadece bir analoga 10 Ncm tork ile vidalanmıştır (Tan ve ark., 1993; White, 1995) ve vidalanmamış taraftan dijital fotoğraflar çekilmiştir. Bir meziobukkal, üç bukkal, bir distobukkal, bir meziolingual, üç lingual ve bir distolingual olmak üzere toplamda 10 tane ölçüm noktası her alan için belirlenmiştir. Ölçüm noktalarının standardizasyonu Şekil 3.1’de gösterildiği gibi sağlanmıştır.



Şekil 3.1. Ölçüm noktalarının standardizasyonu.

Söz konusu fotoğraflar, DAÜ Üniversitesi Fen ve Edebiyat Fakültesi Laboratuvarı bünyesindeki stereomikroskop (Olympus SZ61TR; Olympus Corporation) kullanılarak, ×40 magnifikasyonda, mikroskop dijital kamerası (CMEX-10 Pro; Euromex) ile çekilmiştir. Daha sonra, alt yapı-analog arayüzündeki yukarıda bahsi geçen 10 standardize noktadan VMA değerleri (µm) stereomikroskopun kendi bünyesinde yer alan imaj analiz yazılımı (Image Focus Alpha Software; Euromex) kullanılarak ölçülmüştür (Resim 3.14). Toplamda, 1000 VMA değeri elde edilmiştir. Gözlemcinin kendi ölçümleri

arasındaki güvenilirliği (*intra-observer reliability*) saptamak için 10 tane alt yapının ölçümleri tek operatör (A.A.) tarafından yapılmıştır ve 1 hafta sonra tekrarlanmıştır. Sınıf içi korelasyon katsayısı (*intraclass correlation coefficient*) testi uygulanması sonucunda yüksek *intra-observer reliability* (0,947) saptanmıştır.



**Resim 3.14.** İmaj analiz yazılımı ile yapılan VMA ölçümleri.



## 4. BULGULAR

### 4.1. İstatistiksel Analiz Yöntemi

Elde edilen veriler istatistik yazılımı (IBM SPSS Statistics, v26; IBM Corp) kullanılarak analiz edilmiştir. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığı *Shapiro Wilk* testi kullanılarak değerlendirilmiş ve normal dağılım varsayımı doğrulanmıştır ( $P < 0,05$ ). Bu nedenle parametrik testler uygulanmıştır. Değerlendirme alanı (değişken 1) ve üretim tekniği (değişken 2) olmak üzere iki değişkenin VMA değerleri üzerine etkisini incelemek için toplanmış veriler 2-yönlü varyans analizi (*2-way ANOVA*) testine tabi tutulmuştur. Ardından, *Tukey Honestly Significant Difference post hoc* testi çoklu karşılaştırmalar için kullanılmıştır ( $\alpha = 0,05$ ).

### 4.2. İstatistiksel Analiz Sonuçları ve Bulgular

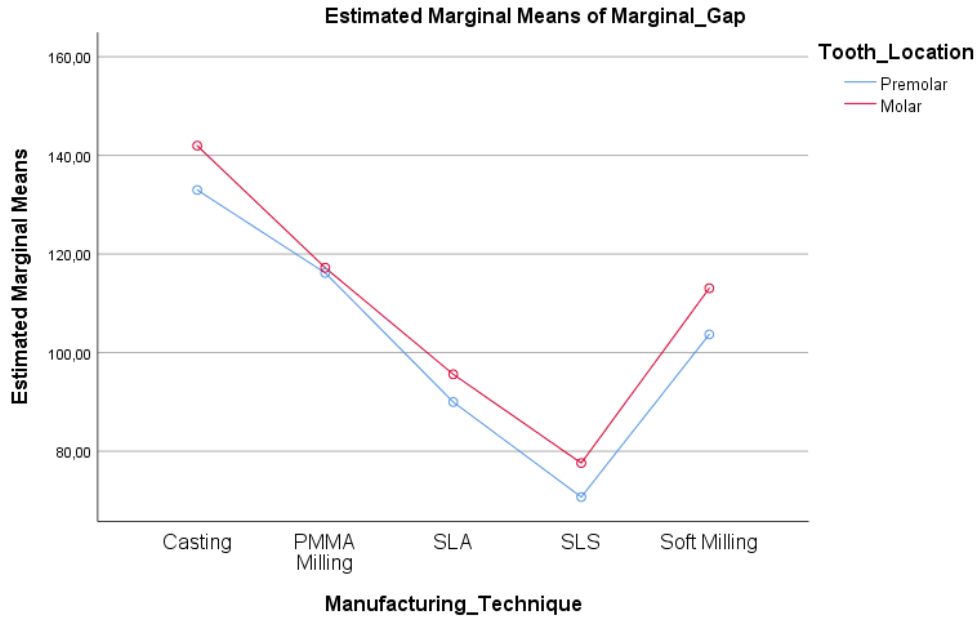
2-yönlü *ANOVA* test sonuçlarına göre ortalama VMA değerleri, değerlendirme alanından anlamlı olarak etkilenmemiştir ( $P = 0,097$ ). Ayrıca, değişkenlerin interaksiyonunun (değerlendirme alanı  $\times$  üretim tekniği) VMA değerleri üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptanmıştır ( $P = 0,960$ ). Bununla birlikte, üretim tekniğinin VMA değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğu bulunmuştur ( $P < 0,001$ ) (Tablo 4.1). İndirekt ve direkt grupların ortalama VMA değerleri Tablo 4.2’de gösterilmektedir. Premolar için ortalama VMA değerleri ve molar için ortalama VMA değerleri Şekil 4.1’de gösterilmektedir. *Tukey* çoklu karşılaştırma sonuçları ise Tablo 4.3’te gösterilmektedir.

**Tablo 4.1.** 2-yönlü *ANOVA* test sonuçları.

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	P
Corrected Model	47207,393	9	5245,266	14,460	<0,001
Intercept	1121377,220	1	1121377,220	3091,485	<0,001
Üretim Tekniği (A)	45965,385	4	11491,346	31,680	<0,001
Değerlendirme Alanı	1017,674	1	1017,674	2,806	0,097
A $\times$ B	224,334	4	56,084	0,155	0,960
Error	32645,781	90	362,731		
Total	1201230,394	100			
Corrected Total	79853,173	99			



SLM grubu en düşük ortalama VMA değeri göstermiştir ( $74,2 \pm 20,5 \mu\text{m}$ ). Bunu sırasıyla SLA ( $116,7 \pm 17,0 \mu\text{m}$ ), SAM ( $108,4 \pm 12,0 \mu\text{m}$ ), PMMA frezeleme ( $116,7 \pm 17,0 \mu\text{m}$ ), ve KT ( $137,5 \pm 18,9 \mu\text{m}$ ) grupları izlemiştir. Çoklu karşılaştırmalara göre SLM grubu diğer tüm gruplardan anlamlı olarak daha düşük VMA değeri sunarken; KT grubu diğer tüm gruplardan anlamlı olarak daha yüksek VMA değeri göstermiştir ( $P < 0,05$ ). Bununla birlikte, SLA-SAM grupları arasındaki farkın ve SAM-PMMA frezeleme grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir ( $P > 0,05$ ). Alan ölçümlerinden elde edilen verilerin ışığında, premolar alanın ortalama VMA değerinin ( $102,71 \mu\text{m}$ ) molarınkinden ( $109,09 \mu\text{m}$ ) daha küçük olduğu, fakat farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı gözlemlenmiştir. Tüm grupların ortalama VMA değerlerinin kabul edilebilirlik sınırları içerisinde ( $150 \mu\text{m}$ 'den daha az) olduğu anlaşılmıştır (Jemt, 1991).



**Şekil 4.1.** Üretim tekniği gruplarına göre premolar için ortalama VMA değerleri (mavi çizgi) ve molar için ortalama VMA değerleri (kırmızı çizgi).

**Tablo 4.2.** Tukey post hoc test sonuçları ile birlikte her bir üretim tekniğinin ortalama VMA değerleri  $\pm$ standart sapmaları.

Grup	Alan	Ölçüm Noktaları										Her Alanın Ortalama VMA Değeri	Her Grubun Ortalama VMA Değeri
		MB	B1	B2	B3	DB	ML	L1	L2	L3	DL		
KT	P	139,9 $\pm$ 23,0	135,4 $\pm$ 23,1	134,6 $\pm$ 19,2	131,2 $\pm$ 21,8	119,5 $\pm$ 17,2	142,5 $\pm$ 21,9	137,8 $\pm$ 21,9	137,3 $\pm$ 29,7	131,8 $\pm$ 25,4	120,0 $\pm$ 15,4	133,0 $\pm$ 20,3	137,5 $\pm$ 18,9 <sup>a</sup>
	M	153,3 $\pm$ 23,5	146,7 $\pm$ 21,1	143,3 $\pm$ 19,3	141,2 $\pm$ 22,8	131,5 $\pm$ 16,5	143,8 $\pm$ 13,6	145,2 $\pm$ 17,2	144,6 $\pm$ 21,5	139,5 $\pm$ 20,9	130,6 $\pm$ 22,7	142,0 $\pm$ 17,2	
PMMA Frezeleme	P	124,8 $\pm$ 53,9	124,2 $\pm$ 35,6	126,3 $\pm$ 36,5	124,8 $\pm$ 44,0	122,2 $\pm$ 38,4	115,3 $\pm$ 37,0	102,5 $\pm$ 22,4	107,7 $\pm$ 28,5	103,3 $\pm$ 31,4	110,5 $\pm$ 15,6	116,2 $\pm$ 14,5	116,7 $\pm$ 17,0 <sup>b</sup>
	M	130,3 $\pm$ 43,7	119,6 $\pm$ 39,7	115,1 $\pm$ 40,8	116,6 $\pm$ 28,8	118,2 $\pm$ 55,4	112,9 $\pm$ 35,1	115,7 $\pm$ 49,4	111,5 $\pm$ 52,9	112,1 $\pm$ 48,1	120,0 $\pm$ 55,2	117,2 $\pm$ 20,0	
SLA	P	90,9 $\pm$ 39,5	118,3 $\pm$ 45,0	129,5 $\pm$ 50,0	117,8 $\pm$ 49,2	99,9 $\pm$ 36,4	80,2 $\pm$ 45,6	68,5 $\pm$ 33,9	56,0 $\pm$ 38,2	63,7 $\pm$ 35,1	75,0 $\pm$ 20,4	90,0 $\pm$ 25,5	92,8 $\pm$ 23,9 <sup>c</sup>
	M	84,4 $\pm$ 44,0	70,1 $\pm$ 42,9	74,6 $\pm$ 39,3	98,9 $\pm$ 30,4	94,5 $\pm$ 56,0	99,9 $\pm$ 39,6	91,7 $\pm$ 41,9	104,4 $\pm$ 37,5	110,2 $\pm$ 51,8	127,3 $\pm$ 60,9	95,6 $\pm$ 23,3	
SLM	P	61,0 $\pm$ 34,1	38,5 $\pm$ 23,0	50,8 $\pm$ 12,0	55,7 $\pm$ 17,8	56,0 $\pm$ 23,9	91,9 $\pm$ 34,2	93,7 $\pm$ 54,8	99,4 $\pm$ 52,6	80,8 $\pm$ 46,5	79,5 $\pm$ 30,3	70,7 $\pm$ 24,2	74,2 $\pm$ 20,5 <sup>d</sup>
	M	69,3 $\pm$ 23,7	82,4 $\pm$ 34,8	85,0 $\pm$ 18,1	87,9 $\pm$ 27,6	72,8 $\pm$ 27,1	94,1 $\pm$ 26,8	72,8 $\pm$ 16,4	63,6 $\pm$ 23,2	66,6 $\pm$ 22,1	81,5 $\pm$ 37,5	77,6 $\pm$ 16,5	
SAM	P	98,2 $\pm$ 26,3	103,4 $\pm$ 30,1	101,8 $\pm$ 29,7	98,9 $\pm$ 31,0	102,7 $\pm$ 25,4	103,4 $\pm$ 28,5	112,5 $\pm$ 23,4	110,3 $\pm$ 18,4	104,9 $\pm$ 19,3	100,9 $\pm$ 18,5	103,7 $\pm$ 14,4	108,4 $\pm$ 12,0 <sup>b,c</sup>
	M	115,5 $\pm$ 10,2	114,3 $\pm$ 10,1	121,3 $\pm$ 23,8	117,0 $\pm$ 17,5	113,3 $\pm$ 10,9	113,5 $\pm$ 11,9	105,5 $\pm$ 20,8	108,1 $\pm$ 20,8	112,2 $\pm$ 23,3	109,8 $\pm$ 15,0	113,1 $\pm$ 7,1	

B1, bukkal 1; B2, bukkal 2; B3, bukkal 3; KT, konvansiyonel teknik; DB, distobukkal; DL, distolingual; L1, lingual 1; L2, lingual 2; L3, lingual 3; M, molar; MB, meziobukkal; ML, meziolingual; P, premolar; PMMA Frezeleme, polimetilmetakrilat frezeleme; SAM, yumuşak alaşım frezeleme; SLA, stereolitografi; SLM, selektif lazer ergitme; VMA, vertikal marjinal aralık. Farklı üst simgeler (küçük harfler), her bir üretim tekniği için elde edilen vertikal marjinal aralık değerleri arasındaki istatistiksel anlamlılığı gösterir.

**Tablo 4.3.** *Tukey Honestly Significant Difference post hoc* çoklu karşılaştırma testi.

(I) Üretim Tekniği	(J) Üretim Tekniği	Ortalama fark (I- J)	Standart Hata	P
KT	PMMA frezeleme	20,789	6,0227	,
	SLA	44,682	6,0227	,
	SLS	63,309	6,0227	,
	SAM	29,103	6,0227	,
PMMA frezeleme	KT	-	6,0227	,
	SLA	23,893	6,0227	,
	SLS	42,519	6,0227	,
	SAM	8,3140	6,0227	,
SLA	KT	-	6,0227	,
	PMMA frezeleme	-	6,0227	,
	SLS	18,626	6,0227	,
	SAM	-	6,0227	,
SLS	KT	-	6,0227	,
	PMMA frezeleme	-	6,0227	,
	SLA	-	6,0227	,
	SAM	-	6,0227	,
SAM	KT	-	6,0227	,
	PMMA frezeleme	-	6,0227	,
	SLA	15,579	6,0227	,
	SLS	34,205	6,0227	,

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada bir konvansiyonel, iki SM ve iki AM tekniği dahil olmak üzere beş farklı üretim tekniği ile imal edilmiş 3-üyelı vida retansiyonlu alt yapıların pasif uyumu incelenip karşılaştırılmıştır. Üretim tekniğinin VMA değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı etkisi olduğundan ilk boş hipotez reddedilmiştir. Bununla birlikte, premolar alanı ile molar alanı arasında VMA değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığından ikinci boş hipotez kabul edilmiştir. Bu bulgular daha önce gerçekleştirilmiş bir çalışma ile uyumludur (Presotto ve ark., 2017). Presotto ve ark. (2017), üretim tekniğinin ve değerlendirme alanının İmplant-destekli sabit restorasyonların VMA değerleri üzerine etkisini incelemişlerdir. Söz konusu çalışmada, mandibular birinci premolar ve birinci molar alanlarında bulunan iki implantın desteklediği 3-üyelı sabit bir restorasyonu simüle eden klinik senaryo oluşturulmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre, değerlendirme alanının VMA değerlerini anlamlı olarak etkilemediği rapor edilmiştir.

SLM grubunun göstermiş olduğu VMA değerleri diğer tüm grupların VMA değerlerinden daha düşüktür. Bu bulgu literatürde mevcut diğer çalışmalar ile uyumludur (Akçin ve ark., 2018; Pompa ve ark., 2015; Presotto ve ark., 2019; Zhou ve ark., 2017). Presotto ve ark. (2019) üç farklı üretim tekniği ile imal edilmiş 3-üyelı implant-destekli Co-Cr alt yapılarının pasif uyumunu tek-vida testi ile mikroskobik olarak değerlendirmiştir. Mandibular birinci premolar ve birinci molar alanlarına yerleştirilmiş iki implantın desteklediği 3-üyelı sabit restorasyonu simüle eden klinik senaryoyu oluşturmak amacıyla çelik ana model imal edilmiştir. Söz konusu çalışmada, KT, SAM ve SLM teknikleri kullanılmıştır. Üretim tekniğinin uyumsuzluk değerleri üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamlı biçimde olmasının yanı sıra, SLM ile üretilmiş 3-üyelı implant-destekli restorasyonların uyumunun KT ve SAM ile üretilmiş emsallerine göre daha iyi olduğunu rapor etmişlerdir. Akçin ve ark. (2018) üretim tekniğinin ve köprü uzunluğunun implant-destekli Co-Cr restorasyonların marjinal ve internal aralık değerleri üzerine etkisini silikon replika tekniği ile mikroskobik olarak değerlendirmişlerdir.

3-üyelı, 4-üyelı ve 5-üyelı restorasyonların üretiminde kullanılacak parsiyel dişsiz maksiller tipodont modeller imal edilmişlerdir. Üç-üyelı modelde iki implant sağ birinci premolar ve birinci molar alanlarında yerleştirilmiş, 4-üyelı modelde iki implant sağ birinci premolar ve ikinci molar alanlarında yerleştirilmiş ve 5-üyelı modelde ise üç implant sağ kanin, ikinci premolar ve ikinci molar alanlarında yerleştirilmiştir. Toplamda 90 restorasyon SLM, HAM ve KT kullanılarak üretilmiştir. 3-üyelı ve 4-üyelı gruplarda SLM ile üretilen restorasyonlar KT ve HAM ile üretilen emsallerine göre en düşük marjinal aralık değerleri gösterirken, 5-üyelı grupta KT ile üretilen restorasyonların en düşük marjinal aralık değerlerine sahip olduklarını bulgulamışlardır. Pompa ve ark. (2015), farklı materyaller ve üretim teknikleri kullanılarak imal edilen tek-üyelı ve 4-üyelı restorasyonların marjinal ve internal uyumunu örnek kesitleme tekniği ile stereomikroskop ve SEM kullanarak değerlendirmişlerdir. Prepare edilmiş birinci premolar ve birinci moları simüle eden iki abutmentin bulunduğu çelik modelden alınmış silikon ölçüler 30 rezin modelin üretiminde kullanılmıştır. Her grupta 10 tek-üyelı ve beş 4-üyelı SPD olmak üzere toplamda 45 restorasyon üç farklı materyal ile üç farklı teknik kullanılarak üretilmiştir (Ni-Cr alaşım ile KT, Co-Cr alaşım ile SLM ve itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali ile frezeleme sistemi). SLM ile üretilmiş restorasyonların marjinal aralık değerlerinin KT ile üretilmiş emsallerine göre daha üstün olduğunu raporlamışlardır. Zhou ve ark. (2017), köprü uzunluğunun ve üretim tekniğinin çok-üyelı restorasyonların marjinal uyumu üzerine etkisini silikon replika tekniği ile mikroskop altında değerlendirmişlerdir. İki abutment analog 2-üyelı modelin sağ birinci premolar ve ikinci premolar alanlarına, iki abutment analog 3-üyelı modelin sağ kanin ve ikinci premolar alanlarına ve iki abutment analog 4-üyelı modelin sağ kanin ve birinci molar alanlarına yerleştirilmiştir. İki-üyelı, 3-üyelı ve 4-üyelı restorasyonlar olacak şekilde toplamda 52 adet restorasyon HAM, SLM ve KT ile üretilmiştir. Her iki değişkenin marjinal uyumsuzluk değerlerini etkilediği ve SLM ile üretilmiş restorasyonların KT ile üretilenlere göre tüm köprü uzunluklarında daha iyi marjinal uyum gösterdiği rapor edilmiştir. SLM ile imal edilmiş restorasyonların üretim sonucunda *post-processing* aşamasına ihtiyaç duymadan neredeyse %100 yoğunluğa sahip olması söz konusu tekniğin üstün boyutsal doğruluğuna katkı koyan faktörlerden biri olabilir.

Ayrıca, SLM tekniğinin diğer tekniklere göre en az imalat aşaması içermesi üretime ilişkin kusurları minimize etmiş olabilir.

Diğer taraftan, Kim ve ark. (2013b) SLS ile üretilmiş 3-üyelı restorasyonların uyumunu silikon replika tekniğı ile mikroskobik olarak değerlendirmiştir. İmal edilmiş kısmen dişsiz maksiller tipodont modelde sağ birinci premolar ve birinci molar 3-üyelı sabit restorasyonu desteklemek için prepare edilmiştir. Ardından, 10 tane epoksi model elde etmek için ana modelden 10 tane silikon ölçü alınmış ve içine epoksi rezin dökülmüştür. İki farklı alaşım ile iki farklı üretim tekniğı (Co-Cr alaşım ile SLS, Ni-Cr alaşım ile KT) kullanılarak toplamda 20 adet 3-üyelı restorasyon üretilmiştir. SLS ile üretilmiş restorasyonların aralık değerlerinin KT ile üretilenlere göre daha yüksek olduğu ve bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilirlik sınırları dışında olduğu rapor edilmiştir. Bu bulgular çalışmamız ile uyumsuzdur. Ancak, Kim ve ark. (2013b) yaptığı çalışmada kullanılmış AM tekniğı SLS iken, söz konusu çalışmamızda restorasyonların direkt üretimi için seçilmiş üretim tekniğı SLM'dir. SLS ve SLM aynı tekniğinin iki varyasyonu olarak sayılmaktadır. Ancak, SLM tekniğinin neredeyse tam yoğunluğa sahip restorasyonlar üretebilmesi; ancak SLS tekniğı ile üretilen restorasyonların boyutsal stabilitesini etkileyebilen sinterleme işlemine tabi tutulması söz konusu durumu açıklayabilir (Calignano ve ark., 2019; Guo ve Leu, 2013; Kruth ve ark., 2005). Ayrıca, Kim ve ark. (2013b) yaptıkları çalışmada her grubun üretimi için farklı alaşım kullanılırken, söz konusu çalışmamızda alaşımın uyumsuzluk değerleri üzerine olası etkisini ortadan kaldırmak adına alaşım tercihinde standardizasyon sağlanmıştır (de Oliveira Correa ve ark. 2006; Oyagüe ve ark., 2009). Nesse ve ark. (2015), üretim tekniğinin 3-üyelı restorasyonların uyumu üzerine etkisini silikon replika tekniğı ile mikroskobik olarak değerlendirmiştir. Plastik dişler içeren maksiller dental modeldeki birinci premolar ve birinci molar dişler 3-üyelı restorasyon üretebilmek amacıyla prepare edilmiştir. Ardından, KT, HAM ve SLM ile 30 adet Co-Cr restorasyon üretilmiştir. SLM ile üretilmiş restorasyonlar KT ile üretilmiş ve frezelenmiş emsallerine göre en yüksek aralık değerlerini gösterdiğı ve bu değerlerin yüksek oklüzal uyumsuzluklardan olumsuz olarak etkilendiğı için bu sonucu doğurduğu rapor edilmiştir. Nesse ve arkadaşlarına göre,

SLM ile üretilen restorasyonların yüksek uyumsuzluk değerleri 2 nedenle ilişkilidir: (1) SLM ile üretilmiş restorasyonlarda bulunan sıkı/dar servikal aralık simante etme süreci sırasında fazla simanın kaçışını engelleyerek alt yapının düzgün yerleşmesini önlemiş olabilmektedir. (2) İntaglio yüzeylere kumlama yapılmaması ile birlikte SLM ile üretilmiş restorasyonların en kaba intaglio yüzey topografisine sahip olması söz konusu restorasyonların düzgün oturmasını engellemiş olabilmektedir. SLM ile üretilmiş restorasyonların topografik kesit fotoğraflarında, intaglio yüzeylerde bulunan ve restorasyonun düzgün oturmasını engelleyebilen çıkıntılı metal inciler gösterilmiştir. Kim ve ark. (2013b) ve Nesse ve ark. (2015) yaptıkları çalışmalarda, dış-destekli restorasyonların marjinal ve internal uyumunu incelenmiştir. Direkt olarak 3D basılmış dış-destekli restorasyonlar, aksiyal ve oklüzal uyum söz konusu olduğunda daha kötü performans gösterebilir.

İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da SAM ile üretilmiş restorasyonlar SLA ile üretilenlerden daha yüksek VMA değerleri ve PMMA frezelenmiş olanlardan daha düşük VMA değerleri göstermiştir. Ayrıca SAM ile üretilmiş restorasyonlar KT ile üretilenlere göre anlamlı derecede daha düşük VMA değerleri sunmuştur. Bu bulgular daha önce yürütülen bir çalışma ile uyumlu değildir (Presotto ve ark., 2017). Presotto ve ark. (2017), SAM ve KT ile üretilmiş 3-üyelı restorasyonların marjinal uyumunu tek-vida testi ile mikroskopik olarak değerlendirmiştir. Mandibular birinci premolar ve birinci molar alanlarında yerleştirilen iki implant ile rehabilitasyonun sağlandığı bir klinik durum simüle edilmiştir. Ardından, *overcast* silindirler analoglara vidalanmış ve üzerine 3-üyelı restorasyonlar üretilmiştir. Toplamda 20 örnek KT ve SAM ile üretilmiştir. Her 2 üretim grubunun da birbirine benzer marjinal aralık değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Ancak, KT'te prefabrike metal halka içeren *overcast* silindirler kullanılmıştır. Bu silindirler KT ile üretilmiş restorasyonların marjinal uyumunun iyileştirilmesinde rol oynamış olabilir. Kim ve ark. (2014), SAM, SLS ve KT ile üretilmiş tek-üyelı restorasyonların uyumunu incelemişlerdir. Bu amaçla, maksiller sağ birinci molar diş prepare edilmiştir. Ana modelden 10 tane silikon ölçü alınmış ve içerisine sert alçı dökülerek 10 tane çalışma modeli elde edilmiştir. Ardından, silikon replikalar ve çalışma modelleri taranarak elde

edilmiş dijital 3D imajlar birbiri ile karşılaştırılarak uyumsuzluğun incelenmesi yapılmıştır. SAM ile üretilmiş örneklerin en üstün adaptasyon değerleri gösterdiği ve KT ile üretilen emsalleri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu rapor edilmiştir. Bu bulgular çalışmamız ile uyumludur. Çalışmamızda, her iki teknikte (SAM ve SLM) restorasyonlar direkt olarak üretildiği halde, SAM ile üretilen restorasyonlar SLM ile üretilenlere göre daha yüksek VMA değerleri göstermiştir. Ancak, Kim ve ark. (2014), SAM ile üretilmiş restorasyonların üstün adaptasyon gösterdiğini ve SLS ile üretilmiş emsalleri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu gözlemlemişlerdir. SAM grubunun SLM grubuna göre daha yüksek VMA değerleri göstermesi, AM ve SM sistemler arasındaki farklı tasarım parametrelerine, her iki sistemin doğasındaki olan farklı özelliklere ve farklı dijital teknolojilerin doğasındaki hatalı algoritmalara bağlanabilir. Tüm bu nedenlerden ötürü üretim doğruluğu olumsuz olarak etkilenebilmektedir (Akçin ve ark., 2018; Boitelle ve ark., 2014). Ayrıca, SAM tekniğinde frezeleme süreci sinterlenmemiş alaşımlar kullanılarak yapılmaktadır. Piyasada bulunan çeşitli alaşımlar sinterlemeye ilişkin farklı büzülme yüzdelerine sahip olabilir. Söz konusu büzülme frezeleme magnifikasyonu uygun şekilde ayarlanarak telafi edilebilir. Ancak bu süreç çok hassastır ve üretici firma tarafından sağlanan bilgiye büyük ölçüde dayanmaktadır (Presotto ve ark., 2017; Presotto ve ark., 2019; Taşın ve ark., 2019).

İndirekt teknikler arasında, SLA ile üretilmiş restorasyonlar, PMMA'dan frezelenmiş ve KT ile üretilmiş olanlara göre en düşük VMA değerlerini göstermiştir. Bu bulgular önceki çalışmalarla uyumludur (Arora ve ark., 2018; Khaledi ve ark., 2020). Arora ve ark. (2018), üç farklı teknik ile üretilmiş tek-üyelili restorasyonların marjinal ve internal uyumunu örnek kesitleme tekniği ile mikroskop altında değerlendirmiştir. Öncesinde mandibular sağ birinci molar diş prepare edilmiş ve çelik model içine yerleştirilip otopolimerize rezin kullanılarak sabitlenmiştir. Ana modelden 30 ölçü alındıktan sonra içerisine sert alçı dökülerek 30 çalışma modeli elde edilmiştir. SLA, KT ve SLS ile 30 adet tek-üyelili restorasyon imal edilmiştir. SLA ile üretilmiş restorasyonlar KT ile üretilenlere göre daha düşük marjinal ve internal aralık değerleri gösterdiği gözlemlenmiştir. Khaledi ve ark. (2020), SM ve AM teknikleri ile üretilmiş tek-üyelili



restorasyonların marjinal uyumunu stereomikroskop altında incelemiştir. Standart pirinç day, CNC frezeleme makinası ile üretilmiş ve destek dışı simüle etmesi amacıyla otopolimerize akrilik rezin blok içinde sabitlenmiştir. Ana modelden elde edilen dijital verilere göre PPP, SLA ve PMMA frezeleme ile üretilmiş paternler dökülerek toplamda 30 adet tek-üyeli restorasyon elde edilmiştir. SLA ile üretilmiş restorasyonların PMMA'dan frezelenmiş olanlara göre daha iyi marjinal uyum gösterdiği rapor edilmiştir. Bu durum, SLA'nın tabaka üzerine tabaka eklenerek aditif yaklaşımla üretim yapan bir metot olması ile ilişkilendirilebilir. Frezeleme esnasında oluşan ısınma ve titreşim ile birlikte frezin aşınması, frezelenmiş paternlerden dökülen restorasyonların VMA değerlerini negatif olarak etkileyebilir.

PMMA'dan frezelenmiş paternlerden dökülen restorasyonlar, SLM ile üretilenlere göre daha yüksek VMA değerleri ve KT ile üretilenlere göre daha düşük VMA değerleri göstermiştir. Bu bulgular önceki bir çalışma ile uyumludur (Örtorp ve ark., 2011). Örtorp ve ark. (2011), iki indirekt ve iki direkt üretim tekniği ile üretilmiş 3-üyeli restorasyonların marjinal ve internal uyumunu kesitleme tekniği ile mikroskop altında incelemiştir. İki posterior dişin desteklediği 3-üyeli bir restorasyon oluşturmak için epoksi rezinden yapılmış model üretilmiştir. Epoksi modelden silikon ölçüler alındıktan sonra içerisine sert alçı dökülerek 32 ana model ve 32 çalışma modeli elde edilmiştir. Çalışma modelleri KT, mum frezeleme, HAM ve SLS ile üretilecek toplamda 32 adet 3-üyeli restorasyonun imalatında kullanılmıştır. Ana modeller ise, değerlendirme süreci için kullanılmıştır. Mumdan frezelenmiş paternlerden dökülen restorasyonların KT ile üretilenlere göre daha düşük aralık değerleri gösterdiği ve SLS ile üretilmiş emsallerine göre daha yüksek aralık değerleri gösterdiği rapor edilmiştir. Park ve ark. (2019), DLP tekniğinin farklı parametreleri ile üretilmiş 3-üyeli paternleri birbirleriyle karşılaştırdıktan sonra optimal üretim tekniği olan frezelenmiş paternler ile mikro CT analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırmıştır. Mandibular ikinci premolar ve ikinci molar alanlarında bulunan iki implantın desteklediği 3-üyeli restorasyon senaryosu planlanmıştır. Ardından, DLP tekniğinin 5 üretim oryantasyonu ve 2 tabaka kalınlığı kullanılarak toplamda 100 adet 3-üyeli patern üretilmiştir. Ayrıca, kontrol grubu olarak 10 adet 3-üyeli patern PMMA

bloktan frezelenmiştir. Frezelenmiş paternlerin marjinal aralık değerlerinin DLP ile üretilmiş emsallerine göre anlamlı derecede daha düşük olduğunu raporlanmıştır. Bu bulgular çalışmamızla uyumlu değildir. Ancak, çalışmamızda indirekt olarak üretilen tüm paternler dökülmüştür. Döküm tekniğinin meydana getirdiği intrinsik bozukluklar her restorasyonun farklı olarak etkilendiği tutarsız 3D distorsiyona neden olmaktadır (Mitha ve ark., 2005). Ayrıca, döküm esnasında 450 Mpa tutarında sıkıştırma gerilim kuvvetleri alaşımı etkilemektedir ve bu durum dökülmüş örneklerin boyutsal stabilitesini olumsuz olarak etkilemektedir (Önoral ve ark., 2018).

AM tekniklerle üretilen restorasyonların SM teknikleri ile üretilenlere göre daha düşük VMA değerleri göstermesi, iki teknolojinin üretim sürecinin doğasının farklı olmasıyla ilişkili olabilmektedir. SM teknolojisinin aksine, AM teknolojisinde tabaka üzerine tabaka eklenerek üretim yapıldığından *drill* kompensasyona ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu özellik sayesinde SLM ve SLA teknikleri vida giriş deliği ve intaglio yüzeyleri gibi karmaşık geometrilere sahip yapıları yüksek hassasiyetle üretebilmektedir. Frezeleme sistemlerinde ince detayların üretilmesi en küçük frezin çapı ile ilişkilendirilmektedir. Bu durumda, frezin ince alanlara ulaşip frezeleyebilmesi için CAD yazılımı, vida giriş deliğindeki internal düz açılarda aralık oluşturmaya mecbur bırakılmaktadır. Vida retansiyonlu restorasyonlarda vida giriş deliği ile implantın intaglio yüzeyi arasında yüksek doğruluğun bulunması, bütün restoratif sisteminin stabilitesi için zorunludur. Çünkü uyumlu olmayan restorasyonların vidalarını torklarken bükülme kuvvetlerinin oluşması sonucunda vidaların kırılması, fibroentegrasyon ve implant çevresi kemikte implant kaybına neden olan mikro kırıkların oluşması söz konusudur (Bhering ve ark., 2016; Presotto ve ark., 2019).

Tüm gruplar arasında, KT ile üretilen restorasyonlar en yüksek VMA değerlerini göstermiştir. Bu bulgular önceki bazı çalışmalarla uyumluysen (Akçin ve ark., 2018; Arora ve ark., 2018; Kim ve ark., 2014; Presotto ve ark., 2019), bazı çalışmalara göre KT ile farklı CAD-CAM teknikleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır (Akçin ve ark., 2018; Arora ve ark., 2018; Kim ve ark., 2018b; Örtorp ve ark., 2011; Presotto ve ark., 2017; Presotto ve ark., 2019). Presotto ve ark. (2019), KT ile SAM grupları arasında

marjinal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını ve KT grubunun SLM grubuna göre daha yüksek marjinal aralık değerleri gösterdiğini rapor etmiştir. Arora ve ark. (2018), KT grubunun SLS grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek marjinal aralık değerleri gösterdiğini ve SLA grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamsız derecede daha düşük marjinal aralık değerleri gösterdiğini bulgulamıştır. Kim ve ark. (2014), KT ile üretilmiş tek-üyeli restorasyonları, SAM ve SLS ile üretilen emsallerine göre daha başarısız bulmuştur. Akçin ve ark. (2018), KT ile üretilen restorasyonların SLM ile üretilenlere göre, 3-üyeli ve 4-üyeli gruplarda daha büyük marjinal aralık değerleri gösterdiklerini ve 5-üyeli grupta daha kk marjinal aralık değerleri sergilediklerini raporlamıştır. Presotto ve ark. (2017) KT ile SAM grupları arasında marjinal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığını rapor etmiştir. Kim ve ark. (2018b), farklı üretim teknikleri ile imal edilmiş tek-üyeli restorasyonların uyumunu kesitleme tekniği ile mikroskop altında değerlendirmiştir. Rezin Maksiller sağ birinci premolar diş prepare edilmiştir. Ardından, prepare edilmiş diş taranmış, ve dijital verilere göre 45 titanyum model frezlenmiştir. KT, HAM ve SLA ile 45 tek-üyeli restorasyon üretildikten sonra söz konusu restorasyonlar modellere simante edilmiş ve siman tabakasının kalınlığını ölçmek için kesitlenmiştir. KT ile SLA grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı rapor edilmiştir. rtorp ve ark. (2011), KT ile üretilen restorasyonların mum frezeleme ile üretilenlere göre istatistiksel olarak anlamsız derecede daha düşük aralık değerleri gösterdiğini rapor etmiştir. Çalışmamızda KT'in düşük performansı metotun aşamalarındaki içsel yetersizliklerle alakalıdır. KT'in dental laboratuvar teknisyenin deneyimine dayanan birçok adım içermesi, mum modelajında kullanılan inlay mumun deformasyona ve bzlmeye yatkın olması ve tamamen dökülebilir silindirin kullanılması gibi faktörler konvansiyonel metotun kusurlarından birkaç tanesidir. *Overcasting* metotunda, silindirin prefabrike metal kaidesi olduğundan sadece st kısmı dökülmektedir. Bu durum döküm esnasında silindirin kaidesinde meydana gelebilen distorsiyonları en aza indirerek abutment platform ile silindir kaidesi arasında sıkı temasın oluşmasını sağlamaktadır (Presotto ve ark., 2017). Ayrıca, Bhering ve ark. (2013), KT'te tamamen dökülen silindir kullanıldığında, anti-rotasyon poligonunun köşelerinin ve kenarlarının başarıyla

üretilemeyebileceğini ve bu durumun implant-destekli restorasyonun doğru oturmasını engelleyerek tedavinin ömrünü azaltacağını vurgulamıştır. Üretim hassasiyeti tek-üyelilerde bile sorgulanabilirken, implant-destekli çok-üyelilerde restorasyonların konvansiyonel üretiminde tamamen dökülen silindirlerin kullanımının daha olumsuz sonuçlara yol açabileceği beklenmektedir. Bu yüzden çalışmamızda tamamen dökülen silindirlerin kullanılması KT grubunun VMA değerlerini olumsuz olarak etkilemiş olabilmektedir.

Çalışmamızda metal-seramik restorasyonların VMA değerleri incelenmiştir. Ancak, dental seramiklerdeki ilerlemelerle birlikte CAD-CAM teknolojinin protetik diş hekimliği alanına dahil edilmesi tam-seramik restorasyonların metal-seramik emsallerine alternatif olarak kullanılmasına yol açmıştır. Güncel dental seramikler mükemmel biyouyumluluk, dayanıklılık ve estetik gibi birçok avantaj sunmaktadır. Bununla birlikte, feldspatik seramik ve cam-seramik materyallerin kısıtlı mekanik özellikleri kullanım alanlarını veneerleme ve tek-üyelilerde restorasyonlar ile sınırlamaktadır. Bu limitasyonun üstesinden gelebilmek için yüksek bükülme dayanımı ve kırılma direncine sahip zirkonya materyali dental pratiğine tanıtılmıştır. Zirkonyanın üstün mekanik özellikleri yüksek yüklere maruz kalan posterior bölgede hem tek-üyelilerde hem de çok-üyelilerde tam-seramik restorasyonların kullanımına izin vermektedir. Monolitik ve veneerlenmiş tam-seramik restorasyonların popüler hale gelmesine rağmen, kısmen ve tam dişsiz hastaların dental rehabilitasyonu söz konusu olduğunda metal-seramik restorasyonlar hala altın standart olarak kabul görmektedir (Abduo ve Yin., 2019; Kocağaoğlu ve ark., 2017; Pjetursson ve ark., 2015). Pjetursson ve ark. (2015) tarafından yapılmış sistematik derlemede, tam-seramik restorasyonların 3-yıllık sağkalım oranlarının metal-seramik olanlara göre daha düşük olduğu rapor edilmiştir. Alt yapının kırılması, retansiyon kaybı, seramik veneer tabakasının çatlaması gibi komplikasyonlar tam-seramik restorasyonlarda daha sıklıkla görüldüğü bildirilmiştir. Bununla birlikte, metal-seramik restorasyonlarda ise metal alt yapının sağladığı yeterli mekanik özellikler ve feldspatik seramiğin veneer tabakası olarak sağladığı estetik özellikler sayesinde bu tür protezler protetik diş tedavisinde hala bakım standardı olarak sayılmaktadır.

Metal-seramik restorasyonlarda, üretim tekniğine ilaveten farklı değişkenler de pasif uyumu etkileyebilmektedir. Seramik veneerleme sürecinde restorasyonun maruz kaldığı tekrarlanan fırınlama VMA değerlerini etkileyebilmektedir. Kocağaoğlu ve ark. (2017) tekrarlanan fırınlamanın farklı tekniklerle üretilen tek-üyelı restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerine etkisini değerlendirmiştir. KT, SLS ve SAM ile toplamda 30 tek-üyelı restorasyon üretilmiştir. Ölçümler seramik veneerlemeden önce ve yedi ardışık fırınlamanın her birinden sonra silikon replika tekniğı ile mikroskopik olarak incelenmiştir. Tekrarlanan fırınlamanın marjinal ve internal uyumsuzluk değerleri üzerine etkisinin tüm gruplarda önemsiz olduğu sonucuna varmışlardır. Önöral ve ark., (2018) üretim tekniğinin ve tekrarlanan fırınlamanın çok-üyelı restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerine etkisini silikon replika tekniğini ile mikroskopik olarak değerlendirmiştir. Maksiller tipodont modelde bulunan sol ikinci premolar ve ikinci molar dişler prepare edilmiş ve mum frezleme, HAM, SAM, ve SLS yardımı ile toplamda 60 adet 3-üyelı metal-seramik restorasyon üretilmiştir. Ölçümler üretimden hemen sonra ve ikinci, dördüncü ve yedinci fırınlamadan sonra yapılmıştır. Tekrarlanan fırınlama frezelenmiş paternlerden dökülen restorasyonların marjinal ve internal aralık değerlerini etkilemediğı, fakat HAM, SAM, ve SLS ile üretilen restorasyonların marjinal ve internal aralık değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilediğı rapor edilmiştir. Kaleli ve ark. (2017), tekrarlanan fırınlamanın 4 farklı teknik ile üretilmiş 3-üyelı restorasyonların marjinal uyumu üzerine etkisini incelemiştir. İkinci premolar ve ikinci molar abutmentin desteklediğı 3-üyelı restorasyonlar KT, HAM, SLS ve SLM yardımı ile üretilmiştir. Mikroskopik ölçümler veneerleme yapmadan önce ve tekrarlanan fırınlamadan sonra olmak üzere iki kere yapılmıştır. Tüm gruplar arasında marjinal aralık değerlerinin fırınlamadan sonra arttığı rapor edilmiştir. Yıldırım ve ark. (2020), tekrarlanan fırınlamanın SM ve AM teknikleri ile üretilmiş implant-destekli tek-üyelı restorasyonların marjinal uyumu üzerine etkisini incelemiştir. HAM ve SLS teknikleri yardımı ile toplamda 30 tek-üyelı restorasyon üretilmiştir. Mikroskopik ölçümler veneerleme yapmadan önce ve tekrarlanan fırınlamadan sonra olmak üzere iki kere yapılmıştır. Her iki grupta marjinal aralık değerlerinin fırınlamadan sonra arttığı anlaşılmıştır. Çalışmamızda seramik veneerleme alt yapılara uygulanmamıştır. Çünkü bu çalışmanın

amacı, farklı SM ve AM tekniklerini inceleyerek üretim tekniğinin 3-üyelı implant-destekli vida retansiyonlu alt yapıların VMA değeri üzerine etkisinin olup olmadığını teyit etmektir. Bu noktadan yola çıkıldığında alt yapıların seramik veneerlenmesine ihtiyaç duyulmamıştır.

Köprü uzunluğu çalışmamızda standardize edilmiştir. Ancak, köprü uzunluğu çok-üyelı restorasyonların marjinal ve internal uyumunu etkileyebilen bir değişkendir. Akçın ve ark. (2018), köprü uzunluğunun SLM ve HAM ile üretilmiş çok-üyelı restorasyonların marjinal ve oklüzal aralık değeriğini istatistiksel olarak anlamlı biçimde etkilediğini rapor etmiştir. Bununla birlikte, köprü uzunluğunun tüm gruplarda aksiyal aralık değeriğini etkilemediği kanıtlanmıştır. Zhou ve ark. (2017), köprü uzunluğunun HAM, KT ve SLM ile üretilmiş çok-üyelı restorasyonların marjinal aralık değeriğini istatistiksel olarak anlamlı biçimde etkilemesinin yanı sıra, köprü uzunluğu arttıkça marjinal uyumsuzluğun arttığını bildirmiştir. Bir üretim teknolojinin ürettiği kısa restorasyonların uyumunun halen sorgulanıyor olması, söz konusu tekniğin uzun restorasyonların üretilmesinde güvenilir sonuçlar sağlayabileceği düşüncesini zayıflatmaktadır. Bu ilkeden yola çıkıldığında, çalışmamız incelenen teknikler arasında klinik olarak kabul edilir VMA değeriğine sahip kısa implant-destekli vida retansiyonlu restorasyon üretebilen tekniği/teknikleri teyit ederek hangi tekniğin/tekniklerin uzun restorasyonların üretilmesinde ümit verici olabileceğini teyit etmeyi amaçlamıştır. Bu nedenle, yalnızca üretim tekniği değişkeninin çok-üyelı restorasyonların VMA değeriğine üzerine etkisini iyice anlamak için çalışmamızda köprü uzunluğu standardize edilmiştir.

Metal-seramik restorasyonların üretimi için altın-paladyum, Ni-Cr ve Co-Cr dahil olmak üzere çeşitli metal alaşımları mevcuttur. Geçmişte altın esaslı alaşımların protetik diş hekimliğindeki kullanımı çok yaygındı, fakat ekonomik nedenlerle birlikte uzun metal-seramik restorasyonların yüksek elastisite modülüne sahip olmasının gerekmesi nedeniyle Ni-Cr alaşım altın esaslı alaşımların yerini almıştır. Ancak nikel ile ilişkin alerjiler ve toksisite, Co-Cr alaşımı popüler hale getirmiştir. Co-Cr alaşımlar yüksek korozyon direnci, biyouyumluluk, yüksek elastisite modülü gibi avantajlar sunmaktadır. KT'e ilaveten, farklı SM ve AM tekniklerde de kullanılabilir Co-Cr alaşımlar mevcuttur

(Kocağaoğlu ve ark., 2017; Önöral ve ark., 2018; Wassell ve ark., 2002; Wataha ve ark., 2002). Alaşım tipinin restorasyonların marjinal ve internal uyumu üzerine etkisi literatürde incelenmiştir. Ucar ve ark. (2009), farklı alaşımlarla ve üretim teknikleriyle imal edilen restorasyonların internal uyumunu incelemiştir. Farklı alaşım ile üretim tekniği kombinasyonları (Co-Cr alaşım ile KT, Ni-Cr alaşım ile KT, Co-Cr alaşım ile SLS) kullanılarak toplamda 36 tek-üyelı restorasyonlar üretilmiştir. Üretilmiş tek-üyelı restorasyonlar çalışma modellerine çınko oksit siman ile simante edilmiş ve internal uyumun mikroskop altında incelenmesi için elde edilmiş modeller labiolingual olarak kesitlenmiştir. Tüm gruplar arasında internal uyum açısından anlamlı farklılıklar bulunmadığı rapor edilmiştir. Quante ve ark. (2008) tarafından yapılmış *in vivo* bir çalışmada, SLM ile üretilmiş tek-üyelı metal-seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumu silikon replika tekniği ile mikroskobik olarak değerlendirilmiştir. Premolar veya molar dişleri restorasyona ihtiyaç duyan 28 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Seçilmiş hastaların dişleri tek-üyelı metal-seramik restorasyonu desteklemek için prepare edildikten sonra ölçüler alınmış ve içerisine tip IV sert alçı dökülerek ana modeller elde edilmiştir. Söz konusu modeller Co-Cr ve altın-paladyum alaşımlarından tek-üyelı restorasyonların üretiminde kullanılmıştır. Alaşım tipinin tek-üyelı restorasyonların marjinal ve internal aralık değerlerini anlamlı derecede etkilemediği rapor edilmiştir. Oyagüe ve ark. (2009), alaşım tipinin 3-üyelı restorasyonların VMA değerleri üzerine etkisini SEM altında incelemiştir. Çalışma modelini elde etmek için özel tasarlanmış alüminyum platformuna vidalanmış implant replikalara iki tane titanyum aabutment vidalanmıştır. Ardından, elde edilmiş çalışma modeli Co-Cr, tip II saf titanyum ve altın-paladyum alaşımlardan dökülecek 30 adet 3-üyelı metal-seramik restorasyonun üretiminde kullanılmıştır. Co-Cr restorasyonların diğer iki gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek VMA değerleri gösterdiği ve tip II saf titanyum ile altın-paladyum grupları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu bulgulanmıştır. De Oliveira Correa ve ark. (2006), 3 farklı alaşımın ve iki KT'in çok-üyelı metal-seramik restorasyonların VMA değerleri üzerine etkisini değerlendirmiştir. Beş-üyelı sabit restorasyonlar saf titanyum, titanyum-alüminyum-vanadyum ve Ni-Cr alaşımlarından elde edilmiştir. Çalışma sonucunda alaşım tipinin VMA değerlerini

istatistiksel olarak anlamlı biçimde etkilediği rapor edilmiştir. Çalışmamızda alaşım tipi gibi diğer değişkenlerin olası etkilerini elimine etmek ve yalnızca üretim tekniği değişkeninin etkisini incelemek amacıyla alaşım tipi standardize edilmiştir. Co-Cr alaşım; biyouyumluluk, düşük maliyet, posterior sahada üstün mekanik özellikler gibi birçok avantajlı özelliğinden ötürü çalışmamızda tercih edilmiştir (Kocağaoğlu ve ark., 2017; Önöral ve ark., 2018).

Restorasyonların pasif uyumunu değerlendirmek için sırasıyla parmak baskı, dokunsal his eşliğinde görsel değerlendirme, radyografiler, tek-vida (*Sheffield*) testi, vida rezistans testi, belirleyici maddeler, fotoelastik stres analizi, gerilim ölçer analizi ve 3D ölçümler gibi birçok metot literatürde önerilmiştir (Buzayan ve ark., 2014; Abduo ve ark., 2010; Abduo ve ark., 2011; Kan ve ark., 1999). Bu metotlar, subjektif ve operatörün deneyimine dayanmakta veya hassas, masraflı ve özel ekipmana ihtiyaç duymaktadır. Tek-vida (*Sheffield*) testi eşliğinde stereomikroskopik inceleme invaziv olmayan, basit, uygun maliyetli teknik olduğundan ötürü popüler hale gelmiştir. Ayrıca, bu teknik tekrarlanabilen ve çok nokta ölçümlerine izin veren avantajlı bir tekniktir (Kioleoglou ve ark., 2018).

İmplant-destekli protezlerde, vida retansiyonlu restorasyonlarda pasif uyumunun sağlanması siman retansiyonlu restorasyonlara göre daha zor olabilmektedir. Çünkü siman tabakası 40 µm 'ye kadar uyumsuzluğu karşılabilmektedir (Buzayan ve ark., 2014). Ayrıca, yüksek aralık değerleri restoratif sistemde stres birikimine neden olabilmektedir (Presotto ve ark., 2017; Presotto ve ark., 2019; Taşın ve ark., 2019). Restorasyonların uyumu genel olarak değerlendirildiğinde, KT ile klinik olarak kabul edilir uyuma sahip restorasyonlar halen üretilmektedir. Ayrıca, söz konusu restorasyonların uyumu bölme ve lehimleme veya lazerli kaynaklama, kıvılcım aşındırması ve prefabrike silindirlerin kullanımı gibi üretim sonrası ekstra prosedürler uygulanarak artırılabilir (Abduo ve ark., 2011). Bununla birlikte, CAD-CAM tekniklerinin KT yerine kullanılması konvansiyonel iş akışındaki hataya eğilimli üretim adımlarını elimine ederek implant-destekli restorasyonların uyumunu artırabilmektedir (Abduo, 2014). Dental iş akışında, farklı CAD-CAM teknikleri, diş destekli ve İmplant-destekli



restorasyonların üretimi için gittikçe daha popüler hale gelmektedir. Ayrıca, yakın zamanda tanıtılmış AM teknolojinin sunduğu avantajlar sayesinde, CAD-CAM yüksek derecede kişiselleştirilmiş dental protezlerin üretimi için ideal sayılmaktadır. Ancak, söz konusu tekniklerin diş hekimliğine entegre edilebilmesi, klinik olarak kabul edilir adaptasyona sahip hassas protezleri üretebilmesi esasına bağlıdır (Alharbi ve ark., 2017; Barazanchi ve ark.,2017). Söz konusu çalışmamızda, farklı CAD-CAM teknikleri incelenmiştir ve tüm incelenen tekniklerle üretilen restorasyonların KT ile üretilen emsallerine göre daha iyi ortalama VMA değerleri gösterdiği bulgulanmıştır. Ayrıca, KT grubu dahil olmak üzere tüm grupların gösterdiği ortalama VMA değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu saptanmıştır (Jemt, 1991).

Bu çalışmanın limitasyonları şöyledir: (i) Sheffield testi yalnızca vertikal marjinal aralığın ölçülmesine izin verdiği için internal uyum değerlendirilmesi yapılamamıştır. Ancak internal adaptasyonun da pasif uyumu etkileyeceği bir gerçektir. (ii) Sadece Co-Cr alaşımı kullanıldığından alaşım tipinin etkisi incelenememiştir. Farklı alaşım tiplerinde farklı sonuçlar elde edilebilir. (iii) Seramik ile veneerleme uygulaması yapılmamıştır. Ancak bu uygulama ile metal alt yapılar tekrarlanan fırınlamalara tabi tutulmaktadır ve tekrarlayan termal uygulama metal alt yapıların boyutsal stabilitesini olumsuz etkileyebilmektedir. (iv) Köprü uzunluğunun etkisi incelenmemiştir. Literatür artan köprü uzunluğu ile birlikte pasif uyumun daha fazla tehlikeye atılacağını vurgulamaktadır. Sonuç olarak, implant-destekli metal-seramik restorasyonların uyumları ile ilgili bilimsel dokümantasyon halen yetersizdir ve gelecekte özellikle ilerleyen teknoloji ile birlikte ortaya çıkan yeni üretim teknikleri üzerine çalışmalar yapılmalıdır.

Bu *in vitro* çalışmanın bulguları ışığında ve limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. İncelenen tüm üretim teknikleri klinik olarak kabul edilir VMA değerlerine sahip restorasyonlar üretmiştir (<150 µm).

2. İncelenen SM ve AM teknikleri ile üretilen restorasyonlar KT ile üretilen emsallerine göre daha iyi ortalama VMA değerleri göstermiştir.

3. Değerlendirme alanı, VMA değerlerini istatistiksel olarak anlamlı biçimde etkilememiştir.

4. Üretim tekniği restorasyonların VMA değerlerini istatistiksel olarak anlamlı biçimde etkilemiştir.

5. Test edilen teknikler arasında SLM tekniği ile üretilmiş restorasyonların üstün adaptasyona ve dolayısıyla pasif uyuma sahip olduğu bulunmuştur. Bu nedenle, kısa implant-destekli vida retansiyonlu restorasyonların üretimi için SLM tekniği önerilmektedir.

## **6. KAYNAKLAR**

Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:506-515.

Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*. 2014;2014:783948.

Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2011;24:207-220.

Abduo J, Lyons K. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *J Prosthodont Res*. 2012;56:102-109.

Abduo J, Yin L. Fits of Implant Zirconia Custom Abutments and Frameworks: A Systematic Review and Meta-Analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34:99–114.

Abduo J. Accuracy of casts produced from conventional and digital workflows: A qualitative and quantitative analyses. *J Adv Prosthodont*. 2019;11:138-146.

Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol*. 2014;40:758-766.

Aimar A, Palermo A, Innocenti B. The Role of 3D Printing in Medical Applications: A State of the Art. *J Healthc Eng*. 2019;2019:5340616.

Akçin ET, Güncü MB, Aktaş G, Aslan Y. Effect of manufacturing techniques on the marginal and internal fit of cobalt-chromium implant-supported multiunit frameworks. *J Prosthet Dent*. 2018;120:715-720.

Al Hamad KQ, Al Quran FA, AlJalam SA, Baba NZ. Comparison of the Accuracy of Fit of Metal, Zirconia, and Lithium Disilicate Crowns Made from Different Manufacturing Techniques. *J Prosthodont.* 2019;28:497-503.

Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater.* 2014;30: e79-88.

Al-Aali KA, Alhamdan RS, Maawadh AM, Vohra F, Abduljabbar T. Influence of contemporary CAD-CAM milling systems on the fit and adaptation of partially stabilized Zirconia fixed partial dentures. *Pak J Med Sci.* 2021;37:45-51.

Alfadda SA. Vertical marginal gap evaluation of conventional cast and computer numeric controlled-milled titanium full-arch implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont.* 2014;27:517-522.

Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res.* 2016;60:72-84.

Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res.* 2018;62:218-226.

Alharbi N, Wismeijer D, Osman RB. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *Int J Prosthodont.* 2017;30:474–484.

Alikhasi M, Rohanian A, Ghodsi S, Kolde AM. Digital versus conventional techniques for pattern fabrication of implant-supported frameworks. *Eur J Dent.* 2018;12:71-76.

Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont.* 2011;20:267-274.

Alqahtani F. Marginal fit of all-ceramic crowns fabricated using two extraoral CAD/CAM systems in comparison with the conventional technique. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2017;9:13-18.

Alshawaf B, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos P. Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:835-842.

Alves de Carvalho IF, Santos Marques TM, Araújo FM, Azevedo LF, Donato H, Correia A. Clinical Performance of CAD/CAM Tooth-Supported Ceramic Restorations: A Systematic Review. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2018;38:e68-e78.

Antony K, Arivazhagan N. Studies on Energy Penetration and Marangoni Effect during Laser Melting Process. *J Eng Sci Technol.* 2015;10:509-525.

Arafa KAO. Assessment of the fit of removable partial denture fabricated by computer-aided designing/computer aided manufacturing technology. *Saudi Med J.* 2018;39:17-22.

Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2018;119:586-592.

Arora A, Yadav A, Upadhyaya V, Jain P, Verma M. Comparison of marginal and internal adaptation of copings fabricated from three different fabrication techniques: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18:102-107.

ASTM F2792-12a. Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies. ASTM International; West Conshohocken, PA. 2012. DOI: 10.1520/F2792-12A.

Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM. *Braz Oral Res.* 2018;32:e001.

Baig MR, Al-Tarakemah Y, Kasim NHA, Omar R. Evaluation of the marginal fit of a CAD/CAM zirconia-based ceramic crown system. *Int J Prosthodont.* 2021. doi: 10.11607/ijp.6654. Epub ahead of print. PMID: 33616567.

Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont.* 2017;26:156-163.

Benic GI, Sailer I, Zeltner M, Gütermann JN, Özcan M, Mühlemann S. Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic fixed partial dentures. Part III: Marginal and internal fit. *J Prosthet Dent.* 2019;121:426-431.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204:505-511.

Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh Yh J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2018;106:2058-2064.

Bhering CL, Marques Ida S, Takahashi JM, Barão VA, Consani RL, Mesquita MF. The effect of casting and masticatory simulation on strain and misfit of implant-supported metal frameworks. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016;62:746-751.

Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand.* 2013;71:404-409.

Bibb RJ, Eggbeer D, Williams RJ, Woodward A. Trial fitting of a removable partial denture framework made using computer-aided design and rapid prototyping techniques. *Proc Inst Mech Eng H.* 2006;220:793-797.

Biemond JE, Hannink G, Verdonschot N, Buma P. Bone ingrowth potential of electron beam and selective laser melting produced trabecular-like implant surfaces with and without a biomimetic coating. *J Mater Sci Mater Med.* 2013;24:745-753.

Bilgin MS, Erdem A, Aglarci OS, Dilber E. Fabricating Complete Dentures with CAD/CAM and RP Technologies. *J Prosthodont.* 2015;24:576-579.

Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am.* 2019;63:175-197.

Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil.* 2014;41:853-874.

Bousnaki M, Chatziparaskeva M, Bakopoulou A, Pissiotis A, Koidis P. Variables affecting the fit of zirconia fixed partial dentures: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2020;123:686-692.e8.

Braian M, Jönsson D, Kevci M, Wennerberg A. Geometrical accuracy of metallic objects produced with additive or subtractive manufacturing: A comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2018;34:978-993.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399-410.

Brecker SC. Porcelain baked to gold—a new medium in prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1956;6:801-810.

Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:839-851.

Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *J Indian Prosthodont Soc.* 2014;14:16-23.

Calderini A, Maiorana C, Garlini G, Abbondanza T. A simplified method to assess precision of fit between framework and supporting implants: a preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:831-838.

Calignano F, Galati M, Iuliano L, Minetola P. Design of Additively Manufactured Structures for Biomedical Applications: A Review of the Additive Manufacturing Processes Applied to the Biomedical Sector. *J Healthc Eng.* 2019;2019:9748212.

Cappare P, Sannino G, Minoli M, Montemezzi P, Ferrini F. Conventional versus Digital Impressions for Full Arch Screw-Retained Maxillary Rehabilitations: A Randomized Clinical Trial. *Int J Environ Res Public Health.* 2019;16:829.

Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, de Sousa Santos K, Oliveira de Almeida É, Seabra Barbosa GA, da Fonte Porto Carreiro A. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2021;125:241-248.

Chartier T, Chaput C, Doreau F, Loiseau M. Stereolithography of structural complex ceramic parts. *J Mater Sci.*;37:3141-3147.

Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 2006;201:501-507.

Chen H, Wang H, Lv P, Wang Y, Sun Y. Quantitative Evaluation of Tissue Surface Adaption of CAD-Designed and 3D Printed Wax Pattern of Maxillary Complete Denture. *Biomed Res Int.* 2015;2015:453968.



Chen H, Yang X, Chen L, Wang Y, Sun Y. Application of FDM three-dimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays. *Sci Rep.* 2016;6:19207.

Cho SH, Chang WG. Mirror-image anterior crown fabrication with computer-aided design and rapid prototyping technology: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2013;109:75-78.

Cho SH, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2015;113:310-5.

Ciocca L, Meneghello R, Savio G, Scheda L, Monaco C, Gatto MR, Micarelli C, Baldissara P. Manufacturing of Metal Frameworks for Full-Arch Dental Restoration on Implants: A Comparison between Milling and a Novel Hybrid Technology. *J Prosthodont.* 2019;28:556-563.

da Cunha Fontoura D, de Magalhães Barros V, de Magalhães CS, Vaz RR, Moreira AN. Evaluation of Vertical Misfit of CAD/CAM Implant-Supported Titanium and Zirconia Frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33:1027-1032.

Daou EE, Baba NZ. Evaluation of Marginal and Internal Fit of Presintered Co-Cr and Zirconia Three-Unit Fixed Dental Prosthesis Compared to Cast Co-Cr. *J Prosthodont.* 2020;29:792-799.

Daou EE, Ounsi H, Özcan M, Al-Haj Husain N, Salameh Z. Marginal and internal fit of pre-sintered Co-Cr and zirconia 3-unit fixed dental prostheses as measured using microcomputed tomography. *J Prosthet Dent.* 2018;120:409-414.

Daou EE. X-ray microtomographic evaluation of the absolute marginal fit of fixed prostheses made from soft Co-Cr and zirconia. *J Prosthet Dent.* 2020:S0022-

3913(20)30590-4. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.07.031. Epub ahead of print. PMID: 33279157.

Davda K, Osnes C, Dillon S, Wu J, Hyde P, Keeling A. An Investigation into the Trueness and Precision of Copy Denture Templates Produced by Rapid Prototyping and Conventional Means. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2017;25(4):186-192.

de Mendonça AF, Furtado de Mendonça M, White GS, Sara G, Littlefair D. Total CAD/CAM Supported Method for Manufacturing Removable Complete Dentures. *Case Rep Dent*. 2016;2016:1259581.

de Oliveira Correa G, Henriques GE, Mesquita MF, Sobrinho LC. Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks. *J Prosthet Dent*. 2006;95:243-248.

Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez JC, Thuault A, Deveaux E, Béhin P. Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dent Mater*. 2017;33:477-485.

Digholkar S, Madhav VN, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16:328-334.

Dimitrov D, Schreve K, De Beer N. Advances In Three Dimensional Printing – State of The Art and Future Perspectives. *Rapid Prototyp J*. 2006;12:136-147.

Dizon JR, Espera Jr AH, Chen Q, Advincula RC. Mechanical characterization of 3D-printed polymers. *Adv Manuf*. 2018;20:44-67.

Dolev E, Bitterman Y, Meirowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent*. 2019;121:124-128.

Doreau F, Chaput C, Chartier T. Stereolithography for Manufacturing Ceramic Parts. *Adv. Eng. Mater.* 2000;2:493-496.

Duqum IS, Brenes C, Mendonca G, Carneiro TAPN, Cooper LF. Marginal Fit Evaluation of CAD/CAM All Ceramic Crowns Obtained by Two Digital Workflows: An In Vitro Study Using Micro-CT Technology. *J Prosthodont.* 2019;28:1037-1043.

Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U, Telle R, Fischer H. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res.* 2009;88:673-676.

Eggbeer D, Bibb R, Williams R. The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks. *Proc Inst Mech Eng H.* 2005;219:195-202.

Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013;109:121-128.

Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int.* 2015;46:9-17.

Ersu B, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2008; 32(2): 58–72.

Farjood E, Vojdani M, Torabi K, Khaledi AA. Marginal and internal fit of metal copings fabricated with rapid prototyping and conventional waxing. *J Prosthet Dent.* 2017;117:164-170.

Fathi HM, Al-Masoody AH, El-Ghezawi N, Johnson A. The Accuracy of Fit of Crowns Made From Wax Patterns Produced Conventionally (Hand Formed) and Via CAD/CAM Technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2016;24:10-17.

Figliuzzi M, Mangano F, Mangano C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012;41:858-862.

Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater.* 2019;35:825-846.

Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *J Prosthet Dent.* 1995;73:49-54.

Gonzalo E, Suárez 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. *J Prosthet Dent.* 2009;102:378-384.

Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod.* 2014;48:475-85.

Guo N, Leu MC. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Front Mech Eng.* 2013;8:215–243.

Han T, Kundu S, Nag A, Xu Y. 3D Printed Sensors for Biomedical Applications: A Review. *Sensors (Basel).* 2019(a);19:1706.

Han X, Sharma N, Xu Z, Scheideler L, Geis-Gerstorfer J, Rupp F, Thieringer FM, Spintzyk S. An In Vitro Study of Osteoblast Response on Fused-Filament Fabrication 3D Printed PEEK for Dental and Cranio-Maxillofacial Implants. *J Clin Med.* 2019(b);8:771.

Han X, Yang D, Yang C, Spintzyk S, Scheideler L, Li P, Li D, Geis-Gerstorfer J, Rupp F. Carbon Fiber Reinforced PEEK Composites Based on 3D-Printing Technology for Orthopedic and Dental Applications. *J Clin Med.* 2019(c);8:240.

Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145:108-115.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77:28-35.

Herpel C, Tasaka A, Higuchi S, Finke D, Kühle R, Odaka K, Rues S, Lux CJ, Yamashita S, Rammelsberg P, Schwindling FS. Accuracy of 3D printing compared with milling - A multi-center analysis of try-in dentures. *J Dent.* 2021;110:103681.

Hjalmarsson L, Smedberg JI. A 3-year retrospective study of Cresco frameworks: preload and complications. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7:189-199.

Hoffman M, Cho SH, Bansal NK. Interproximal distance analysis of stereolithographic casts made by CAD-CAM technology: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017;118:624-630.

Homsy FR, Özcan M, Khoury M, Majzoub ZAK. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate inlays fabricated with milling, 3D printing, and conventional technologies. *J Prosthet Dent.* 2018;119:783-790.

Honigmann P, Sharma N, Okolo B, Popp U, Msallem B, Thieringer FM. Patient-Specific Surgical Implants Made of 3D Printed PEEK: Material, Technology, and Scope of Surgical Application. *Biomed Res Int.* 2018;2018:4520636.

Hu F, Pei Z, Wen Y. Using Intraoral Scanning Technology for Three-Dimensional Printing of Kennedy Class I Removable Partial Denture Metal Framework: A Clinical Report. *J Prosthodont.* 2019;28:e473-e476.

Huang Z, Wang XZ, Hou YZ. Novel method of fabricating individual trays for maxillectomy patients by computer-aided design and rapid prototyping. *J Prosthodont.* 2015(a);24:115-120.

Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X. Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont.* 2015(b);24:291-295.

Hyzy SL, Cheng A, Cohen DJ, Yatzkaier G, Whitehead AJ, Clohessy RM, Gittens RA, Boyan BD, Schwartz Z. Novel hydrophilic nanostructured microtexture on direct metal laser sintered Ti-6Al-4V surfaces enhances osteoblast response in vitro and osseointegration in a rabbit model. *J Biomed Mater Res A.* 2016;104:2086-2098.

Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dent Mater J.* 2012;31:40-46.

Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent.* 1993;69(5):503-509.

Ishida Y, Miyasaka T. Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. *Dent Mater J.* 2016; 35(2): 250-256.

Jang Y, Sim JY, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts. *J Prosthet Dent.* 2020;123:135-142.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:270-276.

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:151-158.

Jokstad A, Shokati B. New 3D technologies applied to assess the long-term clinical effects of misfit of the full jaw fixed prosthesis on dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:1129-1134.

Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent.* 2019;121:637-643.

Kaleli N, Saraç D. Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different methods. *J Prosthet Dent.* 2017;117:656-661.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81:7-13.

Kanazawa M, Iwaki M, Arakida T, Minakuchi S. Digital impression and jaw relation record for the fabrication of CAD/CAM custom tray. *J Prosthodont Res.* 2018;62:509-513.

Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S, Nomura N. Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1441-1447.

Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater.* 2013;29:945-953.

Katsoulis J, Takeichi T, Sol Gaviria A, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 (Suppl 1):121-138.

Kattadiyil MT, Mursic Z, AlRumaih H, Goodacre CJ. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent.* 2014;112:444-448.

Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent.* 2020;45:30-40.

Khaledi AA, Farzin M, Akhlaghian M, Pardis S, Mir N. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. *J Prosthet Dent.* 2020;124:81-86.

Kim DY, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Reproducibility of different arrangement of resin copings by dental microstereolithography: Evaluating the marginal discrepancy of resin copings. *J Prosthet Dent.* 2017;117:260-265.

Kim DY, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt-chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J Prosthodont Res.* 2018(a);62:56-64.

Kim KB, Kim 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. *J Adv Prosthodont.* 2013(a);5:179-186.

Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1432-1436.

Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater.* 2013(b);29:e91-e96.



Kim SB, Kim NH, Kim JH, Moon HS. Evaluation of the fit of metal copings fabricated using stereolithography. *J Prosthet Dent*. 2018(b);120:693-698.

Kioleoglou I, Pissiotis A, Konstantinos M. Accuracy of fit of implant-supported bars fabricated on definitive casts made by different dental stones. *J Clin Exp Dent*. 2018 Mar 1;10(3):e252-e263. doi: 10.4317/jced.54603. Erratum in: *J Clin Exp Dent*. 2019;11:e104.

Klineberg IJ, Murray GM. Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J Suppl*. 1985;28:63-69.

Kocaağaoğlu H, Albayrak H, Kilinc HI, Gümüs HÖ. Effect of repeated ceramic firings on the marginal and internal adaptation of metal-ceramic restorations fabricated with different CAD-CAM technologies. *J Prosthet Dent*. 2017;118:672-677.

Kocaağaoğlu H, Kılınç HI, Albayrak H, Kara M. In vitro evaluation of marginal, axial, and occlusal discrepancies in metal ceramic restorations produced with new technologies. *J Prosthet Dent*. 2016;116:368-74.

Kruth JP, Froyen L, Van Vaerenbergh J, Mercelis P, Rombouts M, & Lauwers B. Selective laser melting of iron-based powder. *J Mater Process Technol*. 2004;149:616-622.

Kruth JP, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyp J*, 2005;11:26-36.

Kurahashi K, Matsuda T, Goto T, Ishida Y, Ito T, Ichikawa T. Duplication of complete dentures using general-purpose handheld optical scanner and 3-dimensional printer: Introduction and clinical considerations. *J Prosthodont Res*. 2017;61:81-86.

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*. 2008;35:116-122.

Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *Int J Comput Dent.* 2016;19:45-62.

Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent.* 2010;19:8-15.

Lee WS, Lee DH, Lee KB. Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. *J Adv Prosthodont.* 2017;9:265-270.

Lehmann KM, Weyhrauch M, Bjelopavlovic M, Scheller H, Staedt H, Ottl P, Kaemmerer PW, Wentaschek S. Marginal and Internal Precision of Zirconia Four-Unit Fixed Partial Denture Frameworks Produced Using Four Milling Systems. *Materials (Basel).* 2021;14:2663.

Li R, Liu J, Shi Y, Wang L, Jiang W. Balling behavior of stainless steel and nickel powder during selective laser melting process. *Int J Adv Manuf Technol.* 2012;59:1025-1035.

Lie A, Jemt T. Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clin Oral Implants Res.* 1994;5:30-36.

Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chem Rev.* 2017;117:10212-10290.

Lin WS, Harris BT, Morton D. Use of CBCT Imaging, Open-Source Modeling Software, and Desktop Stereolithography 3D Printing to Duplicate a Removable Dental Prosthesis- A Proof of Concept. *Compend Contin Educ Dent.* 2017;38:e5-e8.

Lin WS, Harris BT, Pellerito J, Morton D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer: A proof-of-concept technique. *J Prosthet Dent.* 2018;120:331-334.

Liu Q, Leu M, Schmitt S. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol.* 2006;29:317-335.

Liu Y, Di P, Zhao Y, Hao Q, Tian J, Cui H. Accuracy of multi-implant impressions using 3D-printing custom trays and splinting versus conventional techniques for complete arches. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34:1007–1014.

Lo Russo L, Caradonna G, Biancardino M, De Lillo A, Troiano G, Guida L. Digital versus conventional workflow for the fabrication of multiunit fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis of vertical marginal fit in controlled in vitro studies. *J Prosthet Dent.* 2019;122:435-440.

Lo Russo L, Guida L, Zhurakivska K, Troiano G, Chochlidakis K, Ercoli C. Intaglio surface trueness of milled and 3D-printed digital maxillary and mandibular dentures: A clinical study. *J Prosthet Dent.* 2021. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.003. Epub ahead of print.

Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont.* 1994;7:17-21.

Mai HN, Lee KB, Lee DH. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *J Prosthet Dent.* 2017 Aug;118(2):208-215.

Maleksaeedi S, Eng H, Wiria FE, Ha TMH, He Z. Property enhancement of 3D-printed alumina ceramics using vacuum infiltration. *J Mater Process Technol.* 2014;214:1301–1306.

Mangano F, Mangano C, Piattelli A, Iezzi G. Histological Evidence of the Osseointegration of Fractured Direct Metal Laser Sintering Implants Retrieved after 5 Years of Function. *Biomed Res Int.* 2017;2017:9732136.

Memarian M, Sadighpour L, Nosratpour R, Fard MJK. Marginal Adaptation and Internal Fit of Posterior 3-Unit Zirconia FPDs Fabricated with Different CAD/CAM Systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2017;25:79-85.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:719-728.

Millen C, Brägger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30:110-124.

Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont*. 2009;22:248-250.

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. *Dent Mater J*. 2009;28:44-56.

Moin DA, Hassan B, Mercelis P, Wismeijer D. Designing a novel dental root analogue implant using cone beam computed tomography and CAD/CAM technology. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24 (Suppl A100):25-27.

Molinero-Mourelle P, Canals S, Gómez-Polo M, Solá-Ruiz MF, Del Río Highsmith J, Viñuela AC. Polylactic Acid as a Material for Three-Dimensional Printing of Provisional Restorations. *Int J Prosthodont*. 2018;31:349-350.

Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006;137 (Suppl):7S-13S.

Mounajjed R, M Layton D, Azar B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J*. 2016;35:835-844.

Mounir M, Atef M, Abou-Elfetouh A, Hakam MM. Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific sub-periosteal implants: two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2018;47:658-664.

Munoz S, Ramos V Jr, Dickinson DP. Comparison of margin discrepancy of complete gold crowns fabricated using printed, milled, and conventional hand-waxed patterns. *J Prosthet Dent*. 2017;118:89-94.

Murugesan K, Anandapandian PA, Sharma SK, Vasantha Kumar M. Comparative evaluation of dimension and surface detail accuracy of models produced by three different rapid prototype techniques. *J Indian Prosthodont Soc*. 2012;12:16-20.

Negm EE, Aboutaleb FA, Alam-Eldein AM. Virtual Evaluation of the Accuracy of Fit and Trueness in Maxillary Poly(etheretherketone) Removable Partial Denture Frameworks Fabricated by Direct and Indirect CAD/CAM Techniques. *J Prosthodont*. 2019;28:804-810.

Nesse H, Ulstein DM, Vaage MM, Øilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2015;114:686-692.

Oh JH, An X, Jeong SM, Choi BH. A digital technique for fabricating an interim implant-supported fixed prosthesis immediately after implant placement in patients with complete edentulism. *J Prosthet Dent*. 2019;121:26-31.

Øilo M, Nesse H, Lundberg OJ, Gjerdet NR. Mechanical properties of cobalt-chromium 3-unit fixed dental prostheses fabricated by casting, milling, and additive manufacturing. *J Prosthet Dent*. 2018;120:156.e1-156.e7.

Oliveira TT, Reis AC. Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2019;122:270-274.

Önöral Ö, Ulusoy M, Seker E, Etikan İ. Influence of repeated firings on marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of metal-ceramic restorations fabricated with different techniques. *J Prosthet Dent.* 2018;120:415-420.

Önöral Ö, Ulusoy M. New approaches in computer-aided printing technologies. *Cumhur Dent J.* 2016;19:256-266.

Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011;27:356-363.

Osman RB, van der Veen AJ, Huiberts D, Wismeijer D, Alharbi N. 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;75:521-528.

Oyagüe RC, Turrión AS, Toledano M, Monticelli F, Osorio R. In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent.* 2009;37:52-58.

Pan Y, Tsoi JKH, Lam WYH, Pow EHN. Implant framework misfit: A systematic review on assessment methods and clinical complications. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2021;23:244-258.

Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2018;119:545-551.

Papastavrou E, Breedon P, Fairhurst D. Low-Temperature Deposition Modeling of  $\beta$ -TCP Scaffolds with Controlled Bimodal Porosity. *Methods Mol Biol.* 2018;1758:41-54.

Park GS, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Seo DG. Effects of Printing Parameters on the Fit of Implant-Supported 3D Printing Resin Prosthetics. *Materials (Basel)*. 2019;12:2533.

Park JY, Jeong ID, Lee JJ, Bae SY, Kim JH, Kim WC. In vitro assessment of the marginal and internal fits of interim implant restorations fabricated with different methods. *J Prosthet Dent*. 2016;116:536-542.

Park JY, Kim HY, Kim JH, Kim JH, Kim WC. Comparison of prosthetic models produced by traditional and additive manufacturing methods. *J Adv Prosthodont*. 2015;7:294-302.

Park ME, Shin SY. Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *J Prosthet Dent*. 2018 May;119:861.e1-861.e7.

Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. *J Am Dent Assoc*. 2014(a);145:1133-1140.

Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014(b);18:1687-94.

Paul N, Raghavendra Swamy KN, Dhakshaini MR, Sowmya S, Ravi MB. Marginal and internal fit evaluation of conventional metal-ceramic versus zirconia CAD/CAM crowns. *J Clin Exp Dent*. 2020;12:e31-e37.

Peddi SS, Taduri V, Shivakumar A. Comparison of Marginal and Internal Defects of Indirect Inlay Patterns Fabricated Using Additive Manufacturing and Traditional Methods - An Ex Vivo Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2019;27:66-75.

Peng E, Zhang D, Ding J. Ceramic Robocasting: Recent Achievements, Potential, and Future Developments. *Adv Mater*. 2018;30:e1802404.

Pereyra NM, Marano J, Subramanian G, Quek S, Leff D. Comparison of Patient Satisfaction in the Fabrication of Conventional Dentures vs. DENTCA (CAD/CAM) Dentures: A Case Report. *J N J Dent Assoc.* 2015;86:26-33.

Piedra Cascón W, Parra Nuñez A, Charlén Díez I, Revilla-León M. Laboratory workflow to obtain long-term injected resin composite interim restorations from an additive manufactured esthetic diagnostic template. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31:13-19.

Piedra Cascón W, Revilla-León M. Digital workflow for the design and additively manufacture of a splinted framework and custom tray for the impression of multiple implants: A dental technique. *J Prosthet Dent.* 2018;120:805-811.

Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 (Suppl 3):97-113.

Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31:624-639.

Pompa G, Di Carlo S, De Angelis F, Cristalli MP, Annibali S. Comparison of Conventional Methods and Laser-Assisted Rapid Prototyping for Manufacturing Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study. *Biomed Res Int.* 2015;2015:318097.

Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials: Properties and Manipulation.* 10th ed. USA: Elsevier Mosby; 2013,P: 156-156.

Prabhu R, Prabhu G, Baskaran E, Arumugam EM. Clinical acceptability of metal-ceramic fixed partial dental prosthesis fabricated with direct metal laser sintering technique-5 year follow-up. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16:193-197.



Prakash P, D'Souza D, 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. *Med J Armed Forces India*. 2012;68:145-50.

Presotto AG, Bhering CL, Mesquita MF, Barão VA. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent*. 2017;117:373-379.

Presotto AGC, Barão VAR, Bhering CLB, Mesquita MF. Dimensional precision of implant-supported frameworks fabricated by 3D printing. *J Prosthet Dent*. 2019;122:38-45.

Qu F, Du X, Liu WC. 3D-printed custom trays with a Gothic arch for centric relation recording and definitive impression making for complete dentures: A dental technique. *J Prosthet Dent*. 2019;121:32-36.

Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*. 2008;24:1311-1315.

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*. 2005;113:174-179.

Revilla León M, Klemm IM, García-Arranz J, Özcan M. 3D Metal Printing - Additive Manufacturing Technologies for Frameworks of Implant-Borne Fixed Dental Prosthesis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2017(a);25:143-147.

Revilla-León M, Ceballos L, Martínez-Klemm I, Özcan M. Discrepancy of complete-arch titanium frameworks manufactured using selective laser melting and electron beam melting additive manufacturing technologies. *J Prosthet Dent*. 2018(a);120:942-947.

Revilla-León M, Ceballos L, Özcan M. Implant Prosthodontic Discrepancy of Complete-Arch Co-Cr Implant Frameworks Manufactured Through Selective Laser Melting Additive Manufacturing Technology Using a Coordinate Measuring Machine. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019(a);34:698–707.

Revilla-León M, Fountain J, Piedra Cascón W, Özcan M, Zandinejad A. Workflow description of additively manufactured clear silicone indexes for injected provisional restorations: A novel technique. *J Esthet Restor Dent*. 2019(b);31:213-221.

Revilla-León M, Gonzalez-Martín Ó, Pérez López J, Sánchez-Rubio JL, Özcan M. Position Accuracy of Implant Analogs on 3D Printed Polymer versus Conventional Dental Stone Casts Measured Using a Coordinate Measuring Machine. *J Prosthodont*. 2018(b);27:560-567.

Revilla-León M, Methani MM, Morton D, Zandinejad A. Internal and marginal discrepancies associated with stereolithography (SLA) additively manufactured zirconia crowns. *J Prosthet Dent*. 2020(a);124:730-737.

Revilla-León M, Meyer MJ, Özcan M. Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontic applications. *Int J Comput Dent*. 2019(c);22:55-67.

Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2019(d);31:51-57.

Revilla-León M, Olea-Vielba M, Estesó-Saiz A, Martínez-Klemm I, Özcan M. Marginal and Internal Gap of Handmade, Milled and 3D Printed Additive Manufactured Patterns for Pressed Lithium Disilicate Onlay Restorations. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018(c);26:31-38.

Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont.* 2019;28:146-158.

Revilla-León M, Piedra-Cascón W, Methani MM, Barmak BA, Att W. Influence of the base design on the accuracy of additive manufactured casts measured using a coordinate measuring machine. *J Prosthodont Res.* 2021(a). doi: 10.2186/jpr.JPR\_D\_20\_00198. Epub ahead of print.

Revilla-León M, Rubenstein J, Methani MM, Piedra-Cascón W, Özcan M, Att W. Trueness and precision of complete-arch photogrammetry implant scanning assessed with a coordinate-measuring machine. *J Prosthet Dent.* 2021(b);S0022-3913(21)00280-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.019. Epub ahead of print.

Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology.* 2020(b);108:331-338.

Revilla-León M, Sánchez-Rubio JL, Oteo-Calatayud J, Özcan M. Impression technique for a complete-arch prosthesis with multiple implants using additive manufacturing technologies. *J Prosthet Dent.* 2017(b);117:714-720.

Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Marginal integrity of CAD/CAM fixed partial dentures. *Eur J Dent.* 2007;1:25-30.

Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.* 2012;6 (Suppl 6):163-201.

Scheithauer U, Schwarzer E, Richter H-J, Moritz T. Thermoplastic 3D printing - an additive manufacturing method for producing dense ceramics. *Int J Appl Ceram Technol.* 2015;12:26–31.

Scheithauer U, Weingarten S, Johne R, Schwarzer E, Abel J, Richter HJ, Moritz T, Michaelis A. Ceramic-Based 4D Components: Additive Manufacturing (AM) of Ceramic-Based Functionally Graded Materials (FGM) by Thermoplastic 3D Printing (T3DP). *Materials (Basel)*. 2017;10:1368.

Schulze C, Weinmann M, Schweigel C, Keßler O, Bader R. Mechanical Properties of a Newly Additive Manufactured Implant Material Based on Ti-42Nb. *Materials (Basel)*. 2018;11:124.

Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*. 2013;17:1759-1764.

Şeker Emre, Ersoy AE. Diş hekimliğinde restoratif CAD/CAM sistemleri. *Ankara Dişhekimleri Odası Klinik Bilimler Dergisi*. 2010;3:243–254.

Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*. 2012;38:298-307.

Shah S, Nallaswamy D, Ganapathy D. Marginal accuracy of milled versus cast cobalt chromium alloys in long span implant-supported frameworks: a systematic review and meta-analysis. *J Adv Oral Res*. 2020;11:120-127.

Shaoki A, Xu JY, Sun H, Chen XS, Ouyang J, Zhuang XM, Deng FL. Osseointegration of three-dimensional designed titanium implants manufactured by selective laser melting. *Biofabrication*. 2016;8:045014.

Shirazi SF, Gharekhani S, Mehrali M, Yarmand H, Metselaar HS, Adib Kadri N, Osman NA. A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: selective laser sintering and inkjet 3D printing. *Sci Technol Adv Mater*. 2015;16:033502.

Sikder S, Barari A, Kishawy HA. Effect of Adaptive Slicing on Surface Integrity in Additive Manufacturing. Volume 1A: 34th Computers and Information in Engineering Conference. 2014; doi: 10.1115/detc2014-35559.

Soltanzadeh P, Suprono MS, Kattadiyil MT, Goodacre C, Gregorius W. An In Vitro Investigation of Accuracy and Fit of Conventional and CAD/CAM Removable Partial Denture Frameworks. *J Prosthodont*. 2019;28:547-555.

Song TJ, Kwon TK, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yeo IS. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:219-225.

Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*. 2016;32:54-64.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:1289-1296.

Sun Y, Chen H, Li H, Deng K, Zhao T, Wang Y, Zhou Y. Clinical evaluation of final impressions from three-dimensional printed custom trays. *Sci Rep*. 2017;7:14958.

Sun Y, Lü P, Wang Y. Study on CAD&RP for removable complete denture. *Comput Methods Programs Biomed*. 2009;93:266-272.

Suzuki S, Katsuta Y, Ueda K, Watanabe F. Marginal and internal fit of three-unit zirconia fixed dental prostheses: Effects of prosthesis design, cement space, and zirconia type. *J Prosthodont Res*. 2020;64:460-467.

Suzuki Y, Shimizu S, Waki T, Shimpo H, Ohkubo C. Laboratory efficiency of additive manufacturing for removable denture frameworks: A literature-based review. *Dent Mater J*. 2021;40:265-271.

Svanborg P, Eliasson A, Stenport V. Additively Manufactured Titanium and Cobalt-Chromium Implant Frameworks: Fit and Effect of Ceramic Veneering. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33:590-596.

Svanborg P, Stenport V, Eliasson A. Fit of cobalt-chromium implant frameworks before and after ceramic veneering in comparison with CNC-milled titanium frameworks. *Clin Exp Dent Res*. 2015;1:49-56.

Svanborg P. A systematic review on the accuracy of zirconia crowns and fixed dental prostheses. *Biomater Investig Dent*. 2020;7:9-15.

Sykes LM, Parrott AM, Owen CP, Snaddon DR. Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *Int J Prosthodont*. 2004;17:454-459.

Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, Ferracane JL, Bertassoni LE. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater*. 2018;34:192-200.

Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2014;112:909-913.

Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JJ, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont*. 1993;6:346-363.

Taşın S, Turp I, Bozdağ E, Sünbuloğlu E, Üşümez A. Evaluation of strain distribution on an edentulous mandible generated by cobalt-chromium metal alloy fixed complete dentures fabricated with different techniques: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019;122:47-53.

Thakur J, Parlani S, Shivakumar S, Jajoo K. Accuracy of marginal fit of an implant-supported framework fabricated by 3D printing versus subtractive manufacturing technique: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021;S0022-3913(21)00274-2. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.010. Epub ahead of print. PMID: 34147238.

Tregerman I, Renne W, Kelly A, Wilson D. Evaluation of removable partial denture frameworks fabricated using 3 different techniques. *J Prosthet Dent.* 2019;122:390-395.

Tunchel S, Blay A, Kolerman R, Mijiritsky E, Shibli JA. 3D Printing/Additive Manufacturing Single Titanium Dental Implants: A Prospective Multicenter Study with 3 Years of Follow-Up. *Int J Dent.* 2016;2016:8590971.

Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102:253-259.

Ueda K, Watanabe F, Katsuta Y, Seto M, Ueno D, Hiroyasu K, Suzuki S, Erdelt K, Güth JF. Marginal and internal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated from translucent multicolored zirconia: Framework versus complete contour design. *J Prosthet Dent.* 2021;125:340.e1-340.e6.

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. *J Prosthodont.* 2008;17:621-626.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. In vitro comparison of master cast accuracy for single-tooth implant replacement. *J Prosthet Dent.* 2000;83:562-566.

Wang C, Shi YF, Xie PJ, Wu JH. Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent.* 2021;125:249-256.

Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J.* 2002;192:199-202, 205-211.

Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87:351-363.

White GE. *Osseointegrated Dental Technology.* Chicago: Quintessence; 1995. P. 123-4.

Wilkes J, Hagedorn YC, Meiners W, Wissenbach K. Additive manufacturing of ZrO<sub>2</sub>-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramic components by selective laser melting. *Rapid Prototyp J.* 2013;19:51-57.

Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* 2006;96:96-99.

Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* 2004;91:85-88.

Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014(a);16:356-364.

Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol 2000.* 2017;73:141-151.

Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014(b);29 (Suppl):84-98.

Wu M, Tinschert J, Augthun M, Wagner I, Schädlich-Stubenrauch J, Sahm PR, Spiekermann H. Application of laser measuring, numerical simulation and rapid prototyping to titanium dental castings. *Dent Mater.* 2001;17:102-108.



Xing H, Zou B, Li S, Fu X. Study on surface quality, precision and mechanical properties of 3D printed ZrO<sub>2</sub> ceramic components by laser scanning stereolithography. *Ceram Int.* 2017;43:16340–16347.

Yang J, Li H, Xu L, Wang Y. Selective laser sintering versus conventional lost-wax casting for single metal copings: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021:S0022-3913(21)00093-7. doi:10.1016/j.prosdent.2021.02.011. Epub ahead of print.

Ye H, Ning J, Li M, Niu L, Yang J, Sun Y, Zhou Y. Preliminary Clinical Application of Removable Partial Denture Frameworks Fabricated Using Computer-Aided Design and Rapid Prototyping Techniques. *Int J Prosthodont.* 2017;30:348-353.

Yildirim B. Effect of porcelain firing and cementation on the marginal fit of implant-supported metal-ceramic restorations fabricated by additive or subtractive manufacturing methods. *J Prosthet Dent.* 2020;124:476.e1-476.e6.

Yilmaz B, Kale E, Johnston WM. Marginal discrepancy of CAD-CAM complete-arch fixed implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent.* 2018;120:65-70.

Yilmaz B. CAD-CAM high-density polymer implant-supported fixed diagnostic prostheses. *J Prosthet Dent.* 2018;119:688-692.

Yoon HI, Han JS. Prosthetic rehabilitation with an implant-supported fixed prosthesis using computer-aided design and computer-aided manufacturing dental technology for a patient with a mandibulectomy: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2016;115:133-136.

Yoshidome K, Torii M, Kawamura N, Shimpo H, Ohkubo C. Trueness and fitting accuracy of maxillary 3D printed complete dentures. *J Prosthodont Res.* 2021. doi: 10.2186/jpr.JPR\_D\_20\_00240. Epub ahead of print.

Zaruba M, Mehl A. Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent.* 2017;20:123-149.

Zhao F, Li D, Jin Z. Preliminary Investigation of Poly-Ether-Ether-Ketone Based on Fused Deposition Modeling for Medical Applications. *Materials (Basel)*. 2018;11:288.

Zhou Y, Li Y, Ma X, Huang Y, Wang J. Role of span length in the adaptation of implant-supported cobalt chromium frameworks fabricated by three techniques. *J Adv Prosthodont*. 2017;9:124-129.

## ÖZGEÇMİŞ

<b>Adı</b>	Amr	<b>Soyadı</b>	Abu Ghofa
<b>Doğum Yeri</b>	Şam	<b>Doğum Tarihi</b>	13.11.1992
<b>Uyruğu</b>	Suriye	<b>Tel</b>	+90 542 875 7774
<b>E-mail</b>	Amir.abugofa@gmail.com		

<b>Eğitim Düzeyi</b>	<b>Mezun Olduğu Kurumun Adı</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Doktora</b>	Yakın Doğu Üniversitesi	2021
<b>Lisans</b>	Damascus Üniversitesi	2015
<b>Lise</b>	Alsaade lisesi	2010

<b>Yabancı Dilleri</b>	<b>Okuma</b>	<b>Dinleme</b>	<b>Konuşma</b>	<b>Yazma</b>
Arapça (Ana Dil)	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	İyi	Çok iyi
Türkçe	Çok iyi	Çok İyi	İyi	İyi

## İş Deneyimi

Görev	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
Araştırma Görevlisi	Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2017-2021

## Diğer Bilimsel Faaliyetler

Yayın	Yıl
Abu Ghofa A, Önöral Ö. An assessment of the passivity of the fit of multiunit screw retained implant frameworks manufactured by using additive and subtractive technologies. J Prosthet Dent. 2021;S0022-3913(21)00338-3. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.06.022. Epub ahead of print.	2021
Önöral Ö, Abugofa A. Advancements in 3D Printing Technology: Applications and Options for Prosthetic Dentistry. Cyprus J Med Sci 2020;5:176-82.	2020