



T.C.
ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Ortodonti Anabilim Dalı

**FARKLI DENTAL TARAYICILARDAN ELDE
EDİLEN KAYITLARIN FARKLI ÜÇ BOYUTLU
YAZICI ÇIKTILARININ UYUMLARININ
İNCELENMESİ**

Berkehan TUNÇEL

Doktora Tezi

Danışman

Doç. Dr. Seden AKAN BAYHAN

İstanbul, 2022

**FARKLI DENTAL TARAYICILARDAN
ELDE EDİLEN KAYITLARIN FARKLI ÜÇ BOYUTLU YAZICI
ÇIKTILARININ UYUMLARININ İNCELENMESİ**

Berkehan TUNÇEL

Ortodonti Anabilim Dalı

Doktora Tezi

ALTINBAŞ ÜNİVERSİTESİ

2022

“Berkehan TUNÇEL” tarafından hazırlanmış ve 14.12.2022 tarihinde sunulmuş “FARKLI DENTAL TARAYICILARDAN ELDE EDİLEN KAYITLARIN FARKLI ÜÇ BOYUTLU YAZICI ÇIKTILARININ UYUMLARININ İNCELENMESİ” başlıklı tez Ortodonti Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak **oy birliği** ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Seden AKAN BAYHAN

Danışman

Tez Savunma Sınavı Jüri Üyeleri:

Doç. Dr. Seden AKAN BAYHAN

Ortodonti Anabilim Dalı
Yeditepe Üniversitesi

Prof. Dr. Korkmaz SAYINSU

Ortodonti Anabilim Dalı
Altınbaş Üniversitesi

Prof. Dr. Buğra ÖZEN

Pedodonti Anabilim Dalı
İstanbul Sağlık ve Teknoloji
Üniversitesi

Prof. Dr. Sabri İlhan RAMOĞLU

Ortodonti Anabilim Dalı
Altınbaş Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Pelin ACAR
ULUTAŞ

Ortodonti Anabilim Dalı
Altınbaş Üniversitesi

Bu tezin Doktora Tezi olarak bütün şartları sağladığını beyan ederim.

Tezin Lisansüstü Eğitim Enstitüsüne kabul tarihi: ____/____/____

Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik davranışlara uygun olarak edinildiğini ve sunulduğunu beyan ederim. Ayrıca, bu kuralların ve davranışların gerektirdiği şekilde, bu çalışmada, orijinal olmayan tüm materyalleri ve sonuçları tamamen alıntı yaptığımı ve referans gösterdiğimi de beyan ederim.

Berkehan TUNÇEL

İmzası

İTHAF

Canım ailem Sibel TUNÇEL, Kıpçak TUNÇEL ve İlay ŞİŞMAN'a ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam ve doktora eğitimim süresince değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşıp aynı zamanda bana yol gösteren, çalışmalarını ve akademisyenliğini örnek aldığım danışman hocam Doç Dr. Seden AKAN BAYHAN'a,

Doktora eğitimim süresince benimle kıymetli bilgilerini paylaşan hocalarım Prof. Dr. Korkmaz SAYINSU, Prof. Dr. Toros ALCAN, Prof. Dr. Sabri İlhan RAMOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Pelin ACAR ULUTAŞ, Dr. Öğr. Üyesi Neşe Yoko SAYINSU ve Dr. Öğr. Üyesi Merve ALTAY BURGAZ'a,

Diş Hekimliği öğrenciliğimin ilk yıllarından bu yana yanımda olan, her türlü desteğini esirgemeyen, mesleki bilgisini, bakış açısını örnek aldığım ve aynı zamanda bir meslektaştan da öte bana abla olan ve bana ortodontiyi sevdiren Dr. Gilman YÜCEL'e,

Üç boyutlu yazıcılar hakkında tüm bilgi, birikim ve ekipmanlarını benimle paylaşan Diş Hekimi Osman ER'e,

Bana yeni ve güzel meslektaşlar katan doktora eğitimim boyunca benimle bu yolda yürüten tüm asistan arkadaşlarıma,

İdeallerimi gerçekleştirmemde bana her daim destek olan, sevgi ve fedakarlıkları sayesinde bütün eğitim ve öğretim hayatım boyunca ve bu zorlu tez döneminde hep yanımda hissettiğim, varlıklarıyla hayatıma anlam katan canım aileme

En içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

FARKLI DENTAL TARAYICILARDAN ELDE EDİLEN KAYITLARIN FARKLI ÜÇ BOYUTLU YAZICI ÇIKTILARININ UYUMLARININ İNCELENMESİ

TUNÇEL, Berkehan

Doktora, Ortodonti Anabilim Dalı, Altınbaş Üniversitesi

Danışman: Doç. Dr. Seden AKAN BAYHAN

Tarih: Aralık/2022

Sayfa: 174

AMAÇ: Bu çalışmanın amacı dental sektörde kullanılan farklı tarayıcı türleri ile farklı yazıcı türlerinin uyumlarını araştırmaktır. Bu çalışma, kliniğe yeni alınan teknolojik materyal ile eskilerinin entegre edilip edilemeyeceğini ve üreticilerin önerdiği yeni teknolojilerin de alınmasının zorunlu olup olmadığının incelemesini içermektedir. 3D yazıcılar ile elde edilen modeller alçı modellerin yerini alacağından, bunların istatistiksel olarak doğruluğunu ve bu sonuçların klinik olarak anlamlı olup olmadığını araştırmak önemlidir.

GEREÇ VE YÖNTEM: 3'ü ağız içi, 1'i masaüstü tarayıcı olmak üzere 4 farklı dental tarayıcı (iTero, Trios 3, PrimeScan, E1) ile tek bir typodont model üzerinden tarama yapılarak farklı .stl formatlar elde edilmiştir. Daha sonra bu .stl formatlar 4 farklı 3D yazıcıya (SLA, mSLA, DLP, FDM) gönderilmiş ve toplamda 32 çene modeli elde edilmiştir. Typodont ve üretilen modeller üzerinden XYZ düzlemleri üzerinde farklı ölçümler yapılarak bu ölçümlerin ortalamaları üzerinden uyumları değerlendirilmiştir. Ölçümler dijital dental kaliper yardımı ile gerçekleştirilmiştir. Ölçümler arasındaki uyumun incelenmesinde Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı (ICC) kullanılmıştır.

BULGULAR: 4 farklı yazıcıdan elde edilen ölçümler typodont modelden elde edilen ölçümlerle karşılaştırıldığında tüm düzlemlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilmiştir ($p<0,001$). Sagittal ölçümlerde yazıcılar ile typodont model karşılaştırıldığında tüm tarayıcılarda mükemmel uyum gözlemlenmiştir. Transversal düzlemde ise en iyi uyumu

3Shape Trios 3 ile SLA kombinasyonu göstermiştir. İstatistiksel olarak tarayıcı yazıcı kombinasyonlarında en farklı değerler vertikal düzlemde gözlemlenmiştir.

SONUÇ: Bu çalışma, farklı 3D yazıcıların farklı tarayıcılar ile klinik olarak kabul edilebilir doğruluk seviyeleri üretebileceğini göstermiştir. XYZ düzlemlerinde, tarayıcılar ile yazıcıların kombinasyonları karşılaştırıldığında 3Shape Trios 3 ile SLA istatistiksel olarak diğerlerine kıyasla en iyi uyumu göstermiştir. Bu uyumu 3Shape Trios 3 ile DLP kombinasyonu takip etmiştir. Klinik kullanımda tüm yazıcılar tarayıcılar ile iyi uyum gösterirken FDM aralarında en son tercih edilecek yazıcı olarak bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Üç Boyutlu Yazıcı, Dental Tarama Cihazı, Dental Model, Ortodontik Model Analizi, Dijital Diş Hekimliği.



ABSTRACT

THE ANALYSIS OF COMPATIBILITY OF THE OUTPUT FROM DIFFERENT 3D PRINTERS IN RELATION TO THE DATA OBTAINED FROM DIFFERENT DENTAL SCANNERS

TUNÇEL, Berkehan

PhD, Department of Orthodontics, Altinbas University

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Seden AKAN BAYHAN

Date: December/2022

Pages: 174

AIM: The purpose of this study is to investigate the compatibility of different scanner types and different printer types used in the dental sector. This study includes the examination of whether the new technological materials purchased for the clinic can be integrated with old ones and whether it is necessary to purchase the new technologies suggested by the manufacturers. Since the models obtained with 3D printers will replace the plaster models, it is important to investigate their statistical accuracy and whether these results are clinically meaningful.

MATERIAL AND METHOD: Different .stl formats were obtained by scanning a single typodont model with 4 different dental scanners (iTero, Trios 3, PrimeScan, E1), 3 of which are intraoral and 1 of which is desktop scanner. Then, these .stl formats were sent to 4 different 3D printers (SLA, mSLA, DLP, FDM) and a total of 32 jaw models were obtained. Different measurements were made on the XYZ planes on the Typodont and printed models, and their compatibility was evaluated over the averages of these measurements. Measurements were made manually with a digital dental caliper. Intra-Class Correlation Coefficient (ICC) was used to examine the compatibility between the measurements.

RESULTS: When measurements obtained from 4 different printers were compared with measurements obtained from typodont model, statistically significant differences were

obtained in all planes ($p < 0,001$). Comparing printers and typodont model in sagittal measurements, a perfect match was observed in all scanners. In the transversal plane, the combination of 3Shape Trios 3 and SLA showed the best compatibility. Statistically, the most different values in scanner-printer combinations were observed in vertical plane.

CONCLUSION: This study showed that different 3D printers can produce clinically acceptable accuracy with different scanners. When comparing combinations of scanners and printers in XYZ planes, 3Shape Trios 3 and SLA showed the best match statistically compared to others. This harmony was followed by the combination of 3Shape Trios 3 and DLP. In clinical use, while all printers are well compatible with scanners, FDM has been found to be the last preferred printer among them.

Keywords: Three Dimensional Printer, Dental Scanner, Dental Model, Orthodontic Model Analysis, Digital Dentistry.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
TABLO LİSTESİ	xiv
ŞEKİL LİSTESİ	xv
KISALTMALAR	xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 MODELLEMEDE TARİHSEL GELİŞİM.....	4
2.2 DİJİTAL İŞ AKIŞI	8
2.3 MODEL ELDE ETME (ÖLÇÜ) YÖNTEMLERİ	13
2.3.1 Geleneksel Ölçü.....	13
2.3.2 Dijital Ölçü (Dental Scannerlar).....	13
2.3.2.1 Ağız içi tarayıcılar	15
2.3.2.2 Masaüstü tarayıcılar.....	17
2.3.2.3 Dijital ölçü yöntemlerinin avantajları / dezavantajları	17
2.3.2.4 Dijital ölçülerin depolanması	21
2.3.2.5 Optik tarayıcı teknolojileri	22
2.3.2.6 Tarayıcı sistemleri	28
2.4 ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜ ELDE ETME YÖNTEMLERİ.....	33
2.5 3D MODEL ELDE ETME YÖNTEMLERİ (3D YAZICILAR).....	34
2.5.1 Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojileri Kullanım ve Yöntemleri.....	36
2.5.1.1 Medikal	38
2.5.1.2 Diş hekimliği	39
2.5.2 Üretim Yöntemleri.....	47
2.5.2.1 SLA stereolitografi aparatı (stereolithography apparatus).....	50

2.5.2.2	mSLA maskeli stereolitografi aparatı (masked stereolithography apparatus)	51
2.5.2.3	DLP dijital ışık işleme (digital light processing).....	53
2.5.2.4	PPP polyjet fotopolimer (polyjet photopolymer)	55
2.5.2.5	FDM eriyik yığma modelleme (fused deposition modelling).....	57
2.5.2.6	PBP polimer/parçacık bazlı işleme (powder bed process - polymer/particle-based processing).....	59
2.5.2.7	SLM/SLS seçici lazer eritme/seçici lazer sinterleme (selective laser melting/selective laser sintering).....	59
2.5.2.8	EBM elektron demeti eritme (electron beam melting)	61
2.5.2.9	Inkjet printer - bağlayıcı püskürtme tekniği (binder jetting).....	62
2.5.2.10	LOM lamine nesne üretimi (laminated object manufacturing).....	62
2.5.3	Eklemeli Üretim İşlemleri ve Malzemeleri (Additive Manufacturing Processes)	64
2.6	ORTODONTİDE MODELLEME.....	79
2.6.1	Geleneksel Modelleme.....	82
2.6.2	Üç Boyutlu (Dijital) Modelleme	82
2.6.2.1	Avantajları.....	82
2.6.2.2	Dezavantajları.....	83
2.6.2.3	Kullanım yerleri (klinik uygulamaları).....	84
2.6.2.4	Güvenilirliği	85
2.6.3	Geleneksel Model / Dijital Model Karşılaştırması	86
3.	GEREÇ VE YÖNTEM	89
3.1	GEREÇ.....	90
3.1.1	Tarayıcılar	92
3.1.2	Üç Boyutlu Yazıcılar	94
3.2	YÖNTEM.....	95
3.2.1	Referans Noktalar	96
3.3	MODELLER ÜZERİNDE YAPILAN ÖLÇÜMLER	97

3.3.1	Maksiller ve mandibular dişlerin mesio-distal mesafeleri ve bolton oranlarının hesaplanması	98
3.3.2	Transvers yönde yapılacak ölçümler	98
3.3.3	Sagittal yönde yapılacak ölçümler.....	98
3.3.4	Vertikal yönde yapılacak ölçümler.....	99
3.3.5	Total ark uzunluğu.....	99
3.3.6	Spee eğrisi hesaplanması	99
3.4	İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME	99
4.	BULGULAR.....	101
4.1	HER BİR TARAYICI İÇİNDE 3D YAZICILAR İLE TYPODONT MODELİN BİRBİRLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI	103
4.2	HER BİR 3D YAZICI İÇİNDE TARAYICILAR İLE TYPODONT MODELİN BİRBİRLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI	107
4.3	HER BİR TARAYICI İÇİNDE 3D YAZICILAR İLE TYPODONT MODELİN KENDİ ARALARINDA KARŞILAŞTIRILMASI	112
4.4	KORELASYON BULGULARI.....	114
5.	TARTIŞMA VE SONUÇ	115
5.1	TARTIŞMA.....	112
5.2	SONUÇ	114
	REFERANSLAR	115

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1: Dijital model ile alçı modellerin karşılaştırılması.....	19
Tablo 2.2: Yazıcıların genel özellikleri.....	49
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan tarayıcılar ve özellikleri	92
Tablo 4.1: Her Bir Ölçüm Tekniğinde Tarayıcılarda Typodont Ölçümleri ile 3D Yazıcıların Ölçümlerinin Karşılaştırılması ve Uyumu	103
Tablo 4.2a: Her Bir Ölçüm Tekniğinde 3D Yazıcılarda Typodont Ölçümleri ile Tarayıcıların Ölçümlerinin Karşılaştırılması ve Uyumu.....	107
Tablo 4.2b: Her Bir Ölçüm Tekniğinde 3D Yazıcılarda Typodont Ölçümleri ile Tarayıcıların Ölçümlerinin Karşılaştırılması ve Uyumu (devam).....	108
Tablo 4.3: Her Bir Ölçüm Tekniğinde Tarayıcılarda Typodont Ölçüm Değerleri ile Yazıcılardan Elde Edilen Ölçümler Arasındaki Uyumun İncelenmesi	112

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Philipp Pfaff, 1756 (“Phillip Pfaff”, Erişim tarihi Nisan 2022).....	5
Şekil 2.2: Tarihteki ilk patentli katmanlı üretim teknolojisiyle üretilen ürün (US746143A - US Patents, 1903)	6
Şekil 2.3: 1986 yılında Hull tarafından oluşturulan ilk patentli SLA cihazı (Hull, 1986).	7
Şekil 2.4: Bir ortodonti ofisindeki geleneksel ve dijital iş akışı şeması (Taneva ve diğerleri, 2015).	9
Şekil 2.5: 3D yazıcı prosesi (Dawood ve diğerleri, 2015)	11
Şekil 2.6: Optik tarayıcı teknolojiler. A. Optik Triangülasyon, B. Paralel Konfokal Görüntüleme, C. Akordeon Şerit İnterferometri, D. in-motion Video Görüntüleme (Kravitz ve diğerleri, 2014).....	22
Şekil 2.7: M. Marvin tarafından tanıtılan konfokal mikroskopi patenti (US3013467A - Microscopy apparatus - US Patents, 1957)	23
Şekil 2.8: a ve b. Pasif Triangülasyon Metodu. c. Aktif Triangülasyon Metodu (El-Hakim ve diğerleri, 2003).....	24
Şekil 2.9: Optik Koherens Tomografi (Schmitt, 1999).....	25
Şekil 2.10: Akordeon Şerit İnterferometri (Logozzo ve diğerleri, 2014)	26
Şekil 2.11: Aktif Dalga Örneklemesi (ADÖ) (Heber, 2010)	27
Şekil 2.12: a. iTero tarama sistemi, b. iTero renk sistemi, c. iTero tarama cihazı (US8451456B2 - Method and apparatus for colour imaging a three-dimensional structure – US Patents, 2010)	29
Şekil 2.13: Trios tarama sistemi (WO2010145669 Focus Scanning Apparatus, 2010)	30
Şekil 2.14: Trios tarayıcı sistemi (“3Shape Orthodontics,” Erişim tarihi 06.2020)	31
Şekil 2.15: CEREC PrimeScan tarama sistemi (US20110242281A1 - 3D dental camera for recording surface structures of an object be measured by means of triangulation - US Patents - 2011).....	32
Şekil 2.16: a. ilk 3D yazıcı ile tedavi edilen hasta, b. 3D ile üretilen yapılar, c. 3D ile üretilen damar paketi (Kurenov ve diğerleri, 2015; Strub ve diğerleri, 2006b)	39
Şekil 2.17: Diş hekimliğinde 3D kullanımı (Oberoi ve diğerleri, 2018)	40
Şekil 2.18: Ortodontide 3D kullanım alanları	42
Şekil 2.19: Laboratuvara aktarılmış eklem kaydı (“How an Orthodontist Uses a 3D Printer Orthodontist,” Erişim tarihi Temmuz 2021)	43
Şekil 2.20: Cerrahi uygulamalarda 3D (Dawood ve diğerleri, 2015).....	43

Şekil 2.21: Protetik uygulamalarda 3D kullanımı (“Professional 3D Printing Materials for Digital Dentistry,” Erişim tarihi Temmuz 2021)	45
Şekil 2.22: Endodontik uygulamalarda 3D (Anderson ve diğerleri, 2018).....	46
Şekil 2.23: Şematize edilmiş SLA (Groth ve diğerleri, 2014)	50
Şekil 2.24: Şematize edilmiş mSLA (Muenks ve Kyosev, 2021)	52
Şekil 2.25: SLA, DLP ve mSLA lazer kaynakları dizisi (“Masked Stereolithography 3D Printing - DIYODE Magazine”, Erişim tarihi Mayıs 2022)	52
Şekil 2.26: Şematize edilmiş DLP (Stansbury ve Idacavage, 2016)	54
Şekil 2.27: SLA-DLP karşılaştırması (“What Does Resolution Mean in 3D Printing?” Erişim tarihi Temmuz 2021)	54
Şekil 2.28: Şematize edilmiş PPP (Groth ve diğerleri, 2014)	55
Şekil 2.29: PPP ve SLA ışık kaynakları (Groth ve diğerleri, 2018)	56
Şekil 2.30: Şematize edilmiş FDM (Groth ve diğerleri, 2014)	57
Şekil 2.31: FDM-SLA karşılaştırması (“What Does Resolution Mean in 3D Printing?” Erişim tarihi Temmuz 2021)	58
Şekil 2.32: Şematize edilmiş SLS/SLM (Stansbury ve Idacavage, 2016)	60
Şekil 2.33: Şematize edilmiş EBM (Azam ve diğerleri, 2018)	62
Şekil 2.34: Şematize edilmiş Binder Jetting (“Binder Jetting 3D Printing: Everything You Need To Know - 3DSourced” Erişim tarihi Temmuz 2021).....	63
Şekil 2.35: Şematize edilmiş LOM (Liu ve diğerleri, 2006).....	64
Şekil 2.36: Katman kalınlıkları ve x/y düzlemindeki etkileri (Favero ve diğerleri, 2017) ..	67
Şekil 2.37: OrthoCad programı üzerinde görüntüleme (Laganà ve diğerleri, 2021).....	81
Şekil 3.1: Ana ölçüm modeli	89
Şekil 3.2: Typodont model - dijital model - 3D model tasarım şeması	90
Şekil 3.3: Referans noktalarının ve düzlemlerin bir kısmı.....	91
Şekil 3.4: Ölçümler için kullanılan dental dijital kaliper	91
Şekil 3.5: iTero ve PrimeScan cihazları ile tarama işlemi	93
Şekil 3.6: Blender 3.1 yazılımı ile oluşturulan dijital basım taslakları	93
Şekil 3.7: mSLA yazıcısı basım aşamaları (Phrozen Sonic Mini 4K).....	94
Şekil 3.8: CAD tasarımı - modelin basım aşamaları (Diegel ve diğerleri, 2019).....	95
Şekil 3.9: Kaliper ile ölçüm.....	95
Şekil 4.1: Farklı yazıcı tekniklerinden elde edilen modeller.....	101
Şekil 4.2: Farklı yazıcı tekniklerinden elde edilen modellerin katman görüntüleri	102

KISALTMALAR

2D	: İki Boyutlu
3D	: Üç Boyutlu
CAD-CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım – Bilgisayar Destekli Üretim
.stl	: Standard Triangle Language
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
KIBT	: Konik Işıklı Bilgisayarlı Tomografi
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
KLTM - CLSM	: Konfokal Lazer Taramalı Mikroskopi
OKT - OCT	: Optik Koherens Tomografi
AŞİ - AFI	: Akordeon Şerit İnterferometri
ADÖ - AWS	: Aktif Dalga Örneklemesi
SLA	: Stereolitografi Aparatı
mSLA	: Maskeli Stereolitografi Aparatı
DLP	: Dijital Işık İşleme
PPP	: Polyjet Fotopolimer
FDM	: Eriyik Yığılma Modelleme
PBP	: Polimer/Parçacık Bazlı İşleme
SLM	: Seçici Lazer Eritme
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
EBM	: Elektron Demeti Eritme
LOM	: Lamine Nesne Üretimi
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
CCD	: Yük Bağlaşımlı Aygıt
PLY	: Poligon – Stanford Üçgen Formatı
Co-Cr	: Krom-Kobalt
PLA	: Polilaktik Asit

ABS	:	Akrilonitril-Bütadien-Stiren
PMMA	:	Polimetilmetakrilat
PEEK	:	Polieter Eter Keton
μm	:	Mikrometre
nm	:	Nanometre
UV	:	Ultraviyole



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dijital teknoloji ve üretimdeki gelişmeler diş hekimliğini hızla değiştirmiş; üç boyutlu (3D) modeller; üretim süresini kısaltması, maliyetleri düşürmesi ve karmaşık yapıların yazdırılmasına olanak sağlaması nedeniyle imalat endüstrisindeki ileri teknolojilerden biri haline gelmiştir. 3D yazıcı terimi genellikle, bir nesneyi oluşturmak için birden çok katman ekleyerek nesneleri bir modelde birleştiren üretim yaklaşımını tanımlamak için kullanılır (Andonović ve Vrtanoski, 2010). 3D yazıcıların gelişimi, Charles Hull'un 1983'te ilk kez 3D yazıcıyı kullanarak bir 3D nesne basmasıyla başladı (Zaharia ve diğerleri, 2017). 3D çıktılar, farklı üretim teknolojilerine sahip 3D yazıcılar ile dijital tarayıcılardan elde edilen 3D sanal modellerden fiziksel modeller üretmek için kullanılır (Ender ve Mehl, 2013; Stansbury ve Idacavage, 2016). Fiziksel bir model üretmek için 3D dijital modeller bir 3D yazıcı ile basıldığında, geleneksel model üretim sürecinin fiziksel ölçü alımı ve fiziksel döküm gibi birkaç adımı atlanabilir, böylece teslim süresi kısılır ve şekil bozulmaları olmadan çoklu modellerin üretilmesi kolaylaşır (Fleming ve diğerleri, 2011; Kasparova ve diğerleri, 2013). Ayrıca ortodontik apareyleri doğrudan imal etmek için de 3D modeller kullanılabilir (Ciuffolo ve diğerleri, 2006).

3D modellerin avantajları arasında hafiflik, dijital ortamda arşivleme imkanı, kolay transfer edilebilirliği, arklar arası ilişkileri daha iyi değerlendirebilmesi, minimum kırılma riski, yüksek aşınma direnci ve aynı anda birden fazla model üretme imkanı yer alır (Kim ve diğerleri, 2018). 3D yazıcıların diş hekimliğinde kullanım alanları arasında ise şeffaf ortodontik plaklar, implant rehberleri, ortognatik cerrahi plakları, deformiteli hastalarda yapay kemik veya yumuşak doku üretimi ve geçici kron üretimi gibi birçok kullanım alanı bulunmaktadır (Park ve diğerleri, 2014). Bilgisayar destekli tasarım - bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM); teşhis, tedavi planlaması ve dental materyal üretimi dahil olmak üzere diş tedavi prosedürlerini büyük ölçüde kolaylaştırmış (Salmi ve diğerleri, 2013), fiziksel olarak ölçü alma ihtiyacı ortadan kaldırılmış (Camardella ve diğerleri, 2017; Czarnota ve diğerleri, 2016), diş hekimi ile diş laboratuvarı teknisyeni arasındaki veri aktarımı ve iletişimi iyileştirilmiştir (Naidu ve Freer, 2013; Wiranto ve diğerleri, 2013). Böylelikle dijital modeller, geleneksel alçı modellerin yerini alma potansiyeli göstermektedirler (Quimby ve diğerleri, 2004).

Ortodontik tedavilerde en temel aşamalardan biri doğru tanı ve tedavi planlamasıdır. Bu planlamalarda dental çalışma modellerinin değerlendirilmesi ve doğru analizi önemli bir yere sahiptir. Hastalardan elde ettiğimiz dental alçı modeller 1700lü yıllara kadar dayanmaktadır. Geçmişten günümüze birçok şekilde ölçü alım tekniği tanımlanmıştır. Philipp Pfaff, ölçü alım tekniğini ilk tanımlayan kişidir (Glenner, 1997). 1900lerden sonra ortodonti kliniklerinde Tip II dental alçı modellerin elde edilmesinde en çok tercih edilen ölçü alım materyali irriversibl hidrokolloid aljinat olmuştur. Geleneksel ortodontik alçı modeller; dental marketlerde materyallerin kolay elde ediliyor olması, ekonomik olması, üretiminin kolay olması, ölçülebilirliğinin rahat olması, klinik muayene esnasında görülmesi zor alanların değerlendirilmesi ve artikülatöre transferi sonrası 3D çalışma olanağını sağlaması gibi birçok avantajı ile hekimler açısından altın standart olarak kabul edilmektedir (Rheude ve diğerleri, 2005). Alçı modellerin bu avantajlarının yanı sıra dezavantajları da oldukça fazladır. Bu dezavantajlar arasında istenildiği zaman erişiminin sağlanamaması, depolama ile ilgili sorunların olması, ağır ve büyük olması, modellerde kırılmaların, küflenmelerin veya ölçüm esnasında aşınmaların yaşanması ve yeniden üretimde zorluklarının olması sayılabilir.

Son dönem teknolojilerin gelişmesiyle birlikte materyaller yerlerini dijitalle bırakmaya başlamıştır. Dijitalleşmede ilk olarak 1999 yılında Cadent Inc. (Fairview, NJ) tarafından ‘OrthoCAD’ sistemi tanımlanmıştır ve bu sistem ile alçı modeller taranarak 3 boyutlu dijital modeller sanal ortama aktarılmıştır. 1996-2001 yılları arasında ise GeoDigm Corp. (Chanhassen, MN) tarafından ‘emodells’ tanıtılmış ve alçı modellerin dijitalleştirilmesi için lazer tarama yöntemi geliştirilmiştir (Peluso ve diğerleri, 2004).

Dijital modeller, alçı modellerdeki birçok dezavantajı ortadan kaldırarak; hekimlere vakit, maliyet ve yer tasarrufu sağlaması gibi avantajlar sunmaktadır (Alcan ve diğerleri, 2009; Sousa ve diğerleri, 2012). Yeni teknolojilerin sağladığı bu avantajlarla birlikte analizler ve değerlendirmeler dijital modellerle yapılmaya başlanmıştır. Ortodonti ve yazıcılardaki bu gelişmeler ile birlikte ileride kliniklerimizde daha sık bir şekilde braketleri ve ark tellerini de üretilen hasta – profil – gülüş öncelikli tedaviler uygulanabilecektir.

Ancak, 3D basılmış diş modellerini klinik amaçlarla kullanmak için, yazdırılan sonucun doğruluğu sağlanmalıdır. Bugüne kadar, 3D basılan modellerin doğruluğu sınırlı çalışmada karşılaştırılmıştır. Bu çalışmalar içinde ise hiçbirinde farklı tarayıcı farklı yazıcı

kombinasyonları tarafından basılan modeller arasındaki doğruluk karşılaştırılmamıştır. Bu yüzden klinik uygulamalar sektör tarafından yönlendirildiği şekliyle yapılmış; gerekli yazıcı ve tarayıcı uyumları gözetilmemiştir. Ortodontik uygulamalar için 3D yazıcıların özellikleri ile birlikte tarayıcılar da dikkate alınmalıdır. Literatürdeki bu eksiklikleri gidermek için, bu çalışmada, farklı optik özelliklerdeki tarayıcılardan elde edilen “Standard Triangle Language” (.stl) formatları ile bu formatlar sonrası farklı 3D yazıcılar tarafından üretilen diş modellerinin kesinliğini ve doğruluğunu doğrulamak için farklı yazdırma teknikleri (SLA, mSLA, DLP, FDM) olan 3D yazıcılar kullanılmıştır. Typodont modelde dişler üzerinde 8, dişeti üzerinde 14 referans noktası belirlenmiş ve oluşturulmuştur. Referans noktalar belirlenirken Alcan ve diğerlerinin (2009) yaptığı çalışma örnek alınmıştır. Ölçümler bu noktalar üzerinden XYZ düzlemleri doğrultusunda, lineer doğrular ile, dişlerin mesio-distal uzunlukları ile, Bolton uyumsuzluğu ile ve Spee derinliği ile yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

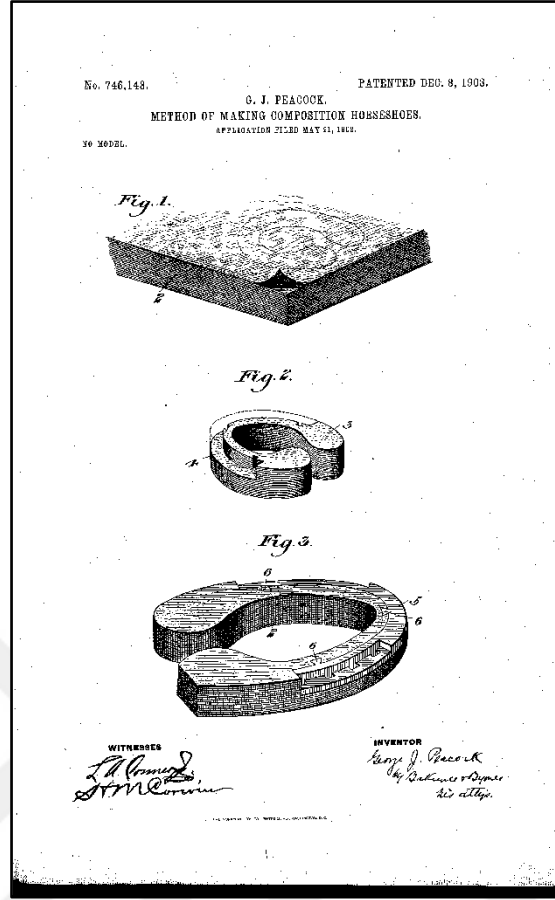
2.1 MODELLEMEDE TARİHSEL GELİŞİM

Çene ve diş parçaları üretmek üzere balmumundan ölçüler elde etmeye ilişkin ilk referanslar, on yedinci yüzyılın ortalarında, Alman ordusunda cerrahlık yapan Gottfried Purman tarafından kaydedilmiştir. On sekizinci yüzyıla gelindiğindeyse, renklendirici bir madde ile boyanmış ağız dokuları üzerine kemik veya fildişi parçalarının bastırılması ve sonrasında diş etine temas eden yüzeyin hasta başında oyulmasıyla oluşan bir ölçü tekniğine dair raporlara rastlanmaktadır (Ward, 1961). Philip Pfaff (Şekil 2.1), 1756 yılında, 2 parça balmumunu birleştirip, alçı kullanarak dişsiz bir çene kalıbı çıkaran ilk kişi olmuştur (Ward, 1961). Devam eden süreçte siman olarak çinko oksit ojenol gibi diğer ölçü materyalleri kullanılmışsa da bunlarla yapılan uygulamalar, bozulma veya kırılma olmadan tutucu undercutları geçememeleri nedeniyle sınırlı düzeyde kalmıştır (Rubel, 2007). 1839'da Chapin A. Harris, balmumu ile alınan ölçülerden model üretmek için kalsine alçı kullanılmasını tavsiye etmiştir (Glenner, 1997). 19. yüzyılın ortalarında, Paris alçısı, güta-perka ve termoplastik modelleme bileşiği gibi diğer malzemeler ölçü elde etmede popüler olarak kullanılmaya başlandı (Glenner, 1997). Reversibl hidrokolloidler 1925'te kullanılmaya başlanmış, irriversibl hidrokolloidler ise 1941'de kullanıma sunulmuştur (Schulein, 2005). Hidrokolloidler dezavantajı, su kaybı nedeniyle büzülmeleri ve bunun da çeşitli problemlere neden olmasıdır. Yeni malzemelerin ise doğru sonuçlar verdiği, boyut açısından stabil olduğu ve kullanımı kolaylığı sağladığı ve ayrıca uygun maliyetli olduğu görülmüştür. 1953'te, polisülfid, kondenzasyon reaksiyon silikonları ile birlikte ölçü malzemesi olarak kullanılmış, ancak bunların her ikisi de temel olarak düşük moleküler ağırlıklı bileşiklerin buharlaşması sebebiyle birkaç saat içinde önemli ölçüde büzülme uğramışlardır (Hamalian ve diğerleri, 2011; Schulein, 2005). 1960'ların sonlarında, üstün mekanik özellikleri ve düşük büzülme katsayısı nedeniyle alternatif bir polimer olarak polieter kullanılması önerilmiştir (Hamalian ve diğerleri, 2011). 1970'lerde piyasaya çıkan polivinil siloksan (PVS), gösterdiği yüksek boyutsal stabiliteye de bağlı olarak oldukça popüler hale geldi. Bununla birlikte, alçı, yani Tip II Dental Alçının model üretiminde kullanımının devam etmesiyle, irriversibl hidrokolloid aljinat, hala ortodonti kliniklerinde en yaygın düzeyde kullanılan ölçü malzemesidir.



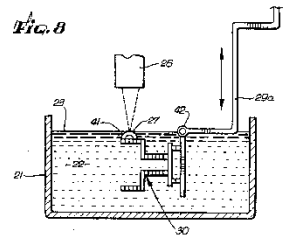
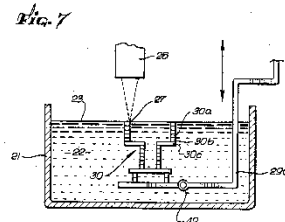
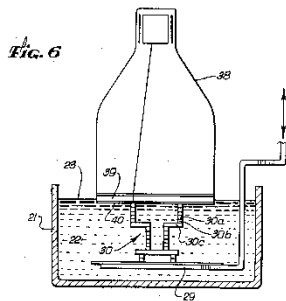
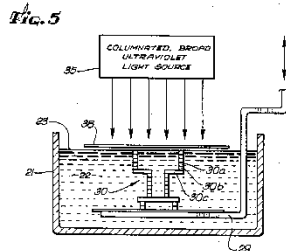
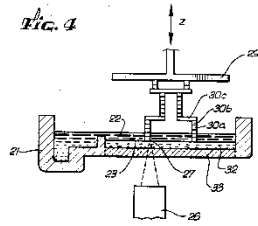
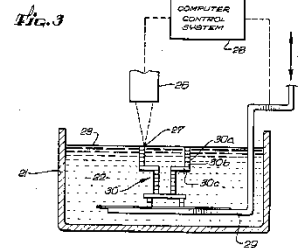
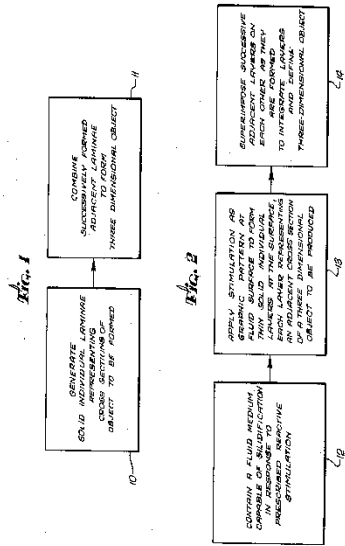
Şekil 2.1: Philipp Pfaff, 1756 [“Phillip Pfaff”, Erişim tarihi Nisan 2022]

İrreversibl hidrokolloid ölçüler, günlük uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. En yaygın kullanılan dental materyallerden biri aljinat olmakla birlikte, aljinat ölçü genellikle ilk diş muayenesinde kullanılır ve bu işlemin sonuçları hastanın ağız sağlığı durumu hakkında ‘ilk fikirler’ e temel teşkil eder. Aljinat ölçü materyalleri uzun yıllar boyunca diş hekimliği uygulamalarının çoğunda önemli bir yer tutmuştur ve ölçü materyalleri günümüzde dahi diş klinikleri için önemlidir. Bu nedenle, kusursuz, öngörülebilir modeller elde ederek tekrar ölçü alma/restorasyona gerek kalmaması için malzemeyi tanımak ve belirli temel yönergeleri takip etmek gerekir.



Şekil 2.2: Tarihteki ilk patentli katmanlı üretim teknolojisiyle üretilen ürün [US746143A - US Patents, 1903]

Günümüzde ise eklemeli üretim olarak da bilinen 3D yazıcı, dijital diş hekimliği uygulamalarında öncü konumdadır. 3D yazıcı tekniği 1980'lerde ortaya çıkmış, ancak 21. yüzyılda yalın üretim metodolojileriyle prototipler oluşturulmaya başladığından beri, yani görece yakın bir zamanda yaygın hale gelmiştir. Bu teknik ilk kez, Charles Hull'un 1983'te ilk 3D yazıcıyı kullanarak 3D bir materyalin basımını yapmasıyla ortaya çıkmıştır (Zaharia ve diğerleri, 2017). 1986'da Hull, stereolitografi (SLA) (Şekil 2.3) adını verdiği ilk hızlı prototipleme makinesini pazarlamak için 3D Systems (Rock Hill, SC) şirketini kurdu (Hull, 1986). 1988'de Scott Crump tarafından Eriyik Yığma Modellemesi (FDM) geliştirilmiştir ve 1990 yılında Stratasys (Minneapolis, MN) tarafından ticarileştirilmiştir. 1993 yılında ise Massachusetts Institute of Technology (MIT) “Üç Boyutlu Yazıcı Teknikleri”nin patentini almıştır. Bu teknik, 2 boyutlu yazıcılarda kullanılan inkjet teknolojisine benzerdir. 1998 yılında ise PolyJet fotopolimer (PPP) baskısının geliştiricisi olan Objet Geometries kurulmuştur (Keating ve diğerleri, 2008).



Şekil 2.3: 1986 yılında Hull tarafından oluşturulan ilk patentli SLA cihazı [Hull, 1986].

Biyobaskı teknolojisine odaklanan bir rejeneratif tıp şirketi olan Organovo, Inc. 2010 yılında, tamamıyla biyobaskı ile üretilen ilk kan damarları ile ilgili verilerin yayınlandığını duyurmuştur (Whitaker, 2015).

Dijital teknoloji ve üretimdeki gelişmeler diş hekimliğini de hızla değiştirmiştir. 3D yazıcı, üretim süresini kısaltması, maliyetleri düşürmesi ve karmaşık yapıya sahip malzemelerin basılmasına imkan vermesi gibi sebeplerden dolayı üretim endüstrisindeki en ileri teknolojidir. Bu nedenle, söz konusu teknik, diş hekimliğinde şeffaf ortodontik plaklar, cerrahi implant şablonları, ortognatik cerrahi splintler ve geçici kronlar üretmek üzere kullanılabilmektedir (Shqaidef ve diğerleri, 2014).

3D yazıcılar, 3D bir tasarım dosyası üzerinden 3D yapılar üretmektedir. Eklemeli üretimde 3D yazıcı, bir nesnenin üretilmesi için bir malzemenin çıkarılmasına dayanan çıkarmalı üretimin aksine, bir nesneyi üretmek için malzemelerin katmanlar halinde eklendiği bir eklemeli üretim sürecidir. Eklemeli üretim sürecinin bir diğer adı da hızlı prototiplemedir (Begum ve Chheda, 2014).

Tarama teknolojisi, alçı modelleri veya ölçüleri 3D dijital modellere dönüştürmede kullanılabilmektedir (Fleming ve diğerleri, 2011). Bununla birlikte, ortodontik apareylerin üretilmesi için fiziksel modeller gerekir. 3D dijital modellerin fiziksel bir model üretmek üzere 3D yazıcıyla basılabilmesi, geleneksel model üretim sürecinin birkaç adımının atlanmasını sağlayarak üretim süresini kısaltmakta ve şekil bozulmaları olmadan birden çok kopya üretilmesini kolaylaştırmaktadır (Kasparova ve diğerleri, 2013). Termoplastik ortodontik apareyler, genellikle 3D yazıcılar ile basılan fiziksel modeller baz alınarak üretilir (Martorelli ve diğerleri, 2013).

2.2 DİJİTAL İŞ AKIŞI

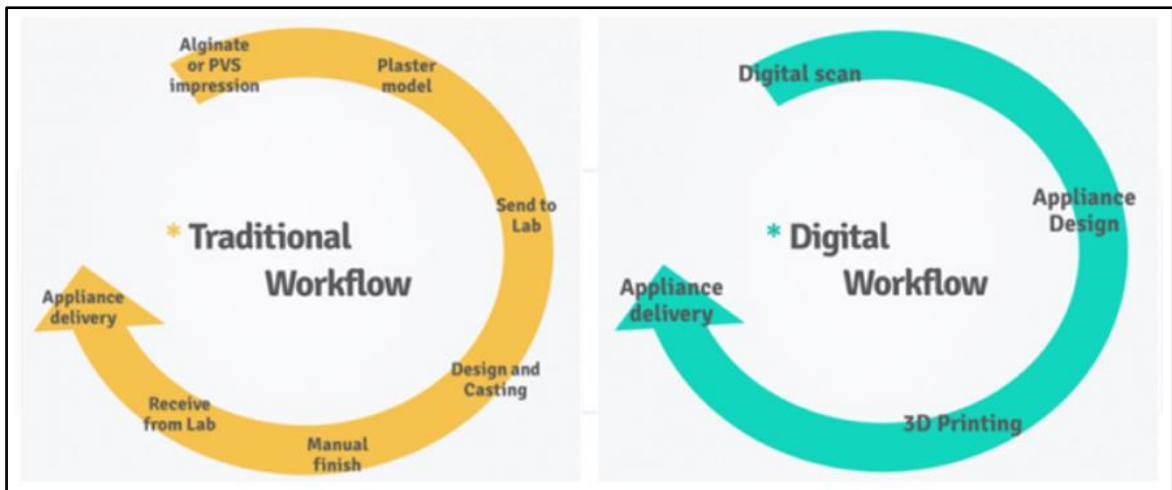
Gittikçe daha popüler hale gelen ağız içi tarama yöntemleri ile hastalara uygulanacak ortodontik tedavinin planlanması, tasarlanması ve uygulanmasına yönelik yeni yollar geliştirilmeye devam etmektedir.

3D veriler alındıktan sonra, genellikle Standart Triangülasyon Dili (Standard Triangulation Language - .stl) formatında kaydedilir. Görüntü alma sistemlerinin çoğu artık “açık kaynaklı” olduğundan .stl dosyaları çeşitli programlarda kullanılabilmektedir. Kullanıcının

veri setini ya doğrudan tercih edeceği bir laboratuvara ya da veri işleme için özel fonksiyonlara sahip diğer programlara aktarmasına imkan veren tarayıcı hizmet sağlayıcısı ile genellikle birkaç farklı şekilde ortaklık yapılabilmektedir.

Teşhis ve tedavi planlaması süreci, gelişen teknoloji ve dijital çözümlerin özel kliniklere entegre edilmesiyle birlikte geleneksel iki boyutlu (2D) yaklaşımdan, gelişmiş 3D tekniğe kaymıştır. Dijital teknolojinin kullanımı, birden fazla doktorun görev aldığı klinikler ve birden fazla lokasyonda bulunan kliniklerin talepleri ile artan hasta hacmine bağlı taleplerin yerine getirilmesini ve bilginin verimli ve uygun şekilde depolanması, ulaşılması ve paylaşılmasını sağlamaktadır. Yeni malzemelerin ve ileri teknolojilerin hızla benimsendiği ortodonti alanında, tam donanımlı 3D ortodonti klinikleri pratikte yerini almaktadır (Taneva ve diğerleri, 2015).

CAD/CAM sistemleri diş hekimliği alanında ilk olarak 1980'lerin ortalarında kullanılmıştır. Bu sistemlerin üç temel ayağı bulunmaktadır: 1) veri toplama ve dijitalleştirme; 2) veri işleme ve tasarım; 3) üretim (van Noort, 2012). Dijital ağız içi ölçü cihazlarının kullanımıyla birlikte yüksek çözünürlüklü 3D sanal modellerin oluşturulması mümkün hale gelmiştir. CAD/CAM teknolojisinin üç ayağını şöyle de özetleyebiliriz: hastaların dental arklarının dijital görüntüsünün elde edilmesi; bu görüntülerin belirli bir yazılım aracılığıyla görselleştirilmesi ve işlenmesi; tasarlanan cihazlar veya cihazların imal edileceği modeller olmak üzere dosyaların 3D olarak basımı. Bu sürece “Dijital İş Akışı” denir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4: Bir ortodonti ofisindeki geleneksel ve dijital iş akışı şeması [Taneva ve diğerleri, 2015].

Bu teknoloji ortodontide, diş hekiminin muayeneye ayırdığı zaman ve laboratuvar süresinin kısaltılması ile tedavilerin daha hızlı, öngörülebilir, estetik ve hastalar için daha konforlu hale getirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (Christensen, 2017). Dijital iş akışı, onca avantajına rağmen ortodontistler tarafından hala yeterince kullanılmamakta olup, bunun, bu teknolojiyi uygulamak için gereken teknik bilgi eksikliği ve yüksek maliyetler nedeniyle olabileceği düşünülmektedir.

Geleneksel ölçü elde etme yöntemi, uygulayıcıya bağlı olup, kalıbın doğru şekilde çıkarılmasını etkileyebilecek çeşitli hassas adımlar içermektedir. Bunun yanı sıra, hastada kaygı ve rahatsızlığa yol açabilen bir işlemdir. Ağız içi tarama ise daha az tekrar, daha kısa muayene süresi, daha fazla hasta konforu ve çok yüksek dijital hassasiyet gibi avantajlar sunmaktadır (Kravitz ve diğerleri, 2014).

CAD/CAM teknolojilerinin ortaya çıkışı ile klinik uygulamalarda çok çeşitli şekillerde kullanılabilmesi ve hasta ile hekime potansiyel avantaj sağlaması sebebiyle ortodonti tarihinde önemli bir dönüm noktasına sahip olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu tarama cihazlarıyla veri elde edileceği zaman, hastalara, ağız içi tarayıcıların bir lazer ışığı veya yapılandırılmış ışığın yansıtılmasıyla, biyolojik dokularla etkileşime girmeksizin görüntü aldığı vurgulanmalıdır (Mangano ve diğerleri, 2017). Sensörün görüntü alması için kullanılan teknoloji, tarayıcının hızını, çözünürlüğünü ve doğruluğunu belirlemektedir (Kravitz ve diğerleri, 2014; Mangano ve diğerleri, 2017). Bu cihazlar, verileri işleyen ve dental arkların 3D sanal görüntüsünü üreten özel yazılımlar sunmaktadır (Kim ve diğerleri, 2018; Kravitz ve diğerleri, 2014; Mangano ve diğerleri, 2017).

Ekipman seçiminde, yüzey opaklaştırma ihtiyacı, tarama hızı ve doğruluğu, kamera ucunun boyutu ve sterilizasyon imkanı ile renkli görüntü üretme özelliği gibi unsurlar dikkate alınmalıdır. Bunun yanında, bazı sistemler açık kaynaklı olmadıkları için, CAD yazılımının ücretsiz bir arayüzle kullanımına imkan vermemekte ve ek maliyetlere yol açabilmektedir (Abduo ve Elseyoufi, 2018; Groth ve diğerleri, 2018; Kim ve diğerleri, 2018; Kravitz ve diğerleri, 2014; Mangano ve diğerleri, 2017).

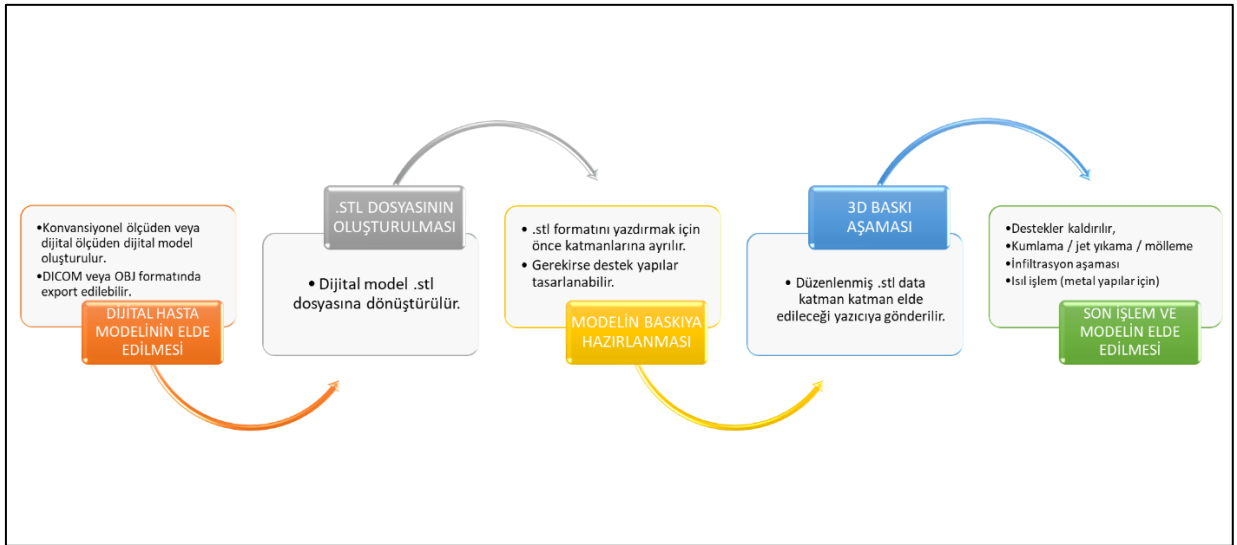
Açık kaynaklı sistem, güncelleme maliyetleri, ekipman boyutu ve bilgisayar gerekliliği gibi ekipmanın profilini etkileyecek hususlar dikkate alınmalıdır. Bununla birlikte, tarama

hizmeti dışarıdan temin edilebildiğinden veya çoğu laboratuvarında masaüstü tarayıcılar mevcut olduğundan, dijital iş akışının kullanılması için klinikte tarayıcı bulunmasına gerek yoktur.

Dental arkin topografik verileri, triangülasyon noktaları ağı şeklinde oluşturulur ve genellikle .stl formatında bilgisayara kaydedilir (Şekil 2.5). Görüntü alma sistemleri, kullanıcının verileri doğrudan ortodonti laboratuvarına aktarmasını veya 3D görüntülerin özel araçlarla işlenmesi için yazılımdaki dosyalara erişmesini sağlar (Christensen, 2017; Kravitz ve diğerleri, 2014).

Sanal modeller, klinisyenlerin, ark genişliği ve çevresi, model uyumsuzlukları, Bolton uyumsuzluğu, overjet ve overbite gibi tanı bilgilerini hızla elde etmesine olanak tanır. Ek olarak, farklı tedavi alternatiflerini değerlendirmek üzere diagnostik planlar oluşturulabilir ve hasta ile birlikte incelenebilir (Barreto ve Santos, 2018; Christensen, 2017).

Dijital iş akışının bir sonraki adımı, alınan veya işlenen görüntülerin 3D olarak basımıdır. Ortodontide, sıvı reçinelerin ultraviyole (UV) ışıkla katı hale getirildiği SLA ve termoplastik polimer liflerin kullanıldığı eriyik yığma modelleme (FDM) gibi eklemeli üretim yöntemleri daha fazla kullanılır. Ortodonti kliniklerinde hayata geçirilecek bir sonraki yenilik, 3D yazıcının klinik ortamında kullanılması olabilir (Groth ve diğerleri, 2018; Kravitz ve diğerleri, 2014) ki bu durum kliniklerde yavaş yavaş kendini göstermektedir.



Şekil 2.5: 3D yazıcı prosesi [Dawood ve diğerleri, 2015]

Ek olarak, farklı 3D teknolojilerinin entegre edilebilmesine bağılı olarak disiplinler arası tedavi planında sağılanan gelişme sayesinde, tomografi görüntüleri .stl dosyası üzerinde birleştirilebilmekte ve kök eğimi, alveolar kemik kalınlığı ve bazal kemik analizi yapılabilmektedir. Bu entegrasyon, ortognatik cerrahide, gömülü diş veya diş çekimi durumlarında daha iyi sanal tedavi planlaması imkanı sunmaktadır (Kravitz ve diğeri, 2014).

Dijital teknoloji, bilgisayar bilimlerindeki son gelişmeler ile diş hekimliği uygulamalarına büyük ölçüde entegre edilmiştir. Hasta öyküsü, fotoğraflar, röntgenler, tedavi planları ve ilerleme notları ile dental modeller dahil olmak üzere tüm tanısal bilgiler artık klinikte ek bir alan gerektirmeksizin elektronik olarak saklanabilmekte ve böylece ilgili maliyetler azaltılabilmektedir. Verilere anında ulaşma avantajının yanı sıra, modellerin dijital olarak incelenip analiz edilebilmesi ve günümüzün yüksek çözünürlüklü bilgisayar ekranlarında tedavi planlama sunumlarının daha kolay hale gelmesi, bu yöntemi alçı modellerin kullanıldığı yöntemlere göre daha cazip kılmaktadır. Ayrıca, fiziksel alçı modeller bozulabilmekte ve kırılabilmektedir (Akyalçın, 2011).

Bulut sistemi, son yıllarda sağılık sektörünü önemli ölçüde etkilemiştir. Bu konsept, son kullanıcıya, sistemin fiziksel konumu ve konfigürasyonu hakkında özel bilgiye sahip olmasına gerek kalmaksızın büyük bir depolama alanı ve bilgi işlem gücü sunmaktadır (Avula, 2012). Bilgi teknolojisi, ortak bir bilgisayar kaynakları havuzuna (ağı, sunucu, veritabanı, yazılım, depolama alanı ve uygulamalar) daha kısa sürede, daha hızlı ve uygun otomatik erişim imkanı sunmaktadır. Şimdilerde hastaneler, muayenehane ve klinikler, sigorta şirketleri ve araştırma tesisleri, yönetim ve idari verimliliği daha düşük bir maliyetle artırmak üzere belirli altyapıları bulut hizmetlerine ve mobil uygulamalara aktarmaktadır (Taneva ve diğeri, 2015).

Ortodontik hizmetler konusunda hastalarımızın beklentilerini karşılamak hepimizin odak noktasıdır. Bunu sağılamak her zaman mümkün olmasa da fotoğrafların veya renkli ağız içi taramanın kullanılması hastanın ve ortodontistin endişelerinin çözümü için tedavi planında hangi unsurların ele alınması gerektiğini belirlemesine yardımcı olabilir.

2.3 MODEL ELDE ETME (ÖLÇÜ) YÖNTEMLERİ

Doğrudan hastanın ağzında sabit veya çıkarılabilir dental apareyler ürettiğinizi ve bunları yüksek sıcaklıkta sert kimyasallar ile işleme tabi tuttuğunuz sınırlı bir alanda çalıştığınızı hayal edin. Ağızdaki yapılar oldukça dayanıklı olacak şekilde evrimleşmiş olsa da indirekt bir dental restorasyon için gereken aşırı kuvvetlerle karşılaştıklarında ciddi şekilde zorlanabilirler. Çalışma analogları elde etmek üzere diş ve dokuların, alçı veya diğer ölçü malzemelerinin kullanılabileceği, negatif form üretilerek ölçü alma bu sürecin ilk kısmıdır. Diş hekimleri, oral dokuların şeklini tam olarak doğru şekilde elde etmek için malzemelerin özelliklerini ve bu malzemeleri güvenli ve etkili bir şekilde işleme yöntemlerini bilmelidir (Punj ve diğerleri, 2017).

2.3.1 Geleneksel Ölçü

Rutin dental kayıt aracı olarak uzun zamandır kullanılan ve performansı kanıtlanmış alçı modeller, yıllardır diş yapısı analizinde “altın standart” olmuştur. Bununla birlikte, alçı modellerin yoğun emek gerektiren çalışma, fiziksel depolama alanı ihtiyacı, kırılabilirlik, bozulma ve transfer sırasında kaybolma ihtimali gibi çeşitli dezavantajları vardır (Akyalçın ve diğerleri, 2013).

Geleneksel aljinat ve polivinil siloksan (PVS) ölçüler, karmaşık iş akışı, hassas üretimin yapılamaması, marjinalerde görülen laserasyonlar, boyutsal stabilitenin zayıf olması, çalışma süresinin kısıtlı olması, alçı dökme işlemi, alçının katılaşması ve nakliye ile ambalajlama sorunları gibi çok sayıda sınırlamaya neden olmaktadır. Geleneksel ölçülerin genel bir dezavantajı da bir ölçü başarısız olduğunda veya ek ölçüler alınması gerektiğinde (örn. çalışma modelleri ve aparey üretimi) sürece en baştan başlanmasının gerekmesidir. Ayrıca ölçü kaşığı ile dişler arasında temas olması hastanın rahatsız olmasına ve ciddi bir öğürme refleksine yol açabilmektedir (Akyalçın ve diğerleri, 2013).

2.3.2 Dijital Ölçü (Dental Scannerlar)

Yirminci yüzyılın ortaları, dijital teknolojinin, ordudan havacılığa ve nihayetinde sağlık hizmetlerine kadar dünya genelinde farklı sektörlerde hızlı şekilde yayıldığı dönem olmuştur. Modern diş hekimliği büyük oranda dijital diş hekimliğiyle iç içe geçmiş durumdadır ve çoğu hekim kliniklerinde dijital diş hekimliğin bazı uygulamalarını

kullanabilmektedir. Elektronik sağlık kayıtları ve dijital görüntülemelerden klinik veya laboratuvarlarda seramik kron üretimine kadar her şey dijital bir arayüz üzerinden yürütülebilmektedir. Fransız Doktor Francois Duret, 1973'te optik ölçüye öncülük etmiştir. 1980'li yıllarda, İsviçreli Profesör Mörmann, birinci nesil CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) olan portatif ağız içi tarayıcının patentini alan ve tasarlayan ilk kişi olmuştur. Marjinallerin yüksek düzeyde doğrulukla alınması, dijitalleştirilmesi ve üretilmesi zor olduğundan sistemler başlangıçta yeterince ilgi görmemiştir (Miyazaki ve Hotta, 2011).

Ağız içi 3D veriler birçok yolla toplanabilir. Tanı amaçlı veya ortodontik apareyler üretmek üzere tasarlanmış masaüstü tarayıcılar ve dijital çalışma modelleri ile hastaların ölçülerinin veya modellerin taranması mümkündür. Bu yolun izlenmesinin önünde bir engel yoksa da dijital iş akışının izlenmesinin nedenlerinden biri ölçü alma ve model üretiminin önüne geçmektir. Bu seçenek, halihazırda üretilmiş olan çalışma modellerinin büyük bir kısmını elemek için daha uygundur. Klinisyenlerin bu modelleri atması genellikle tıbbi-yasal kayıtlara yönelik düzenlemelerle kısıtlandığından, bunların saklanması genellikle daha kapsamlı ortodontik uygulamalar açısından sorun teşkil etmektedir. Bazı meslektaşlarımız, dijital geçiş ile birlikte arşiv alanlarını kaldırarak, depolama alanından büyük miktarda tasarruf etmiş, açılan alanı yeni bir tedavi odası veya en az bunun kadar verimli başka bir şey için kullanabilmiştir.

Son yıllarda, ağız içi tarama cihazlarının erişilebilirliği önemli ölçüde artmıştır (Martin ve diğerleri, 2015; Zimmermann ve diğerleri, 2015) . Cihazların boyutu küçülüp görece maliyetleri azalırken, bu cihazlar ile üretilen veri setinin hızı ve kalitesi önemli ölçüde artmıştır. Bununla birlikte, cihaz boyutundaki ve maliyetindeki değişim, hız ve kalite kadar çarpıcı bir düzeyde ilerlememiştir.

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım (CAD) yoluyla 3D yazıcıdan modeller üretmek için hızlı prototipleme teknolojisi kullanılmıştır (Kumar ve diğerleri, 2016; van Noort, 2012). Geleneksel alçı modeller, uzun bir işleme süresi gerektirdiği gibi, kırılmaya, aşınmaya ve deformasyona da açıktır (Jeon ve diğerleri, 2015; Jin ve diğerleri, 2019).

Bunlara ek olarak, fiziksel ölçü alma ihtiyacı ortadan kaldırılmasıyla birlikte (Camardella ve diğerleri, 2017; Czarnota ve diğerleri, 2016; Jeong ve diğerleri, 2016) ve diş hekimi ile diş

laboratuvarı teknisyeni arasındaki veri aktarımı ve iletişimde iyileşme kaydedilmiştir. (El-Zanaty ve diğerleri, 2010; Kumar ve diğerleri, 2016; Naidu ve Freer, 2013; Wiranto ve diğerleri, 2013). Dijital modeller, geleneksel alçı modellerin yerine kullanılabilecek verimli bir alternatiftir (Groth ve diğerleri, 2018; Horton ve diğerleri, 2010; Kasparova ve diğerleri, 2013; Rossini ve diğerleri, 2016) . Bununla birlikte, bazı diş hekimleri hala teşhis, protez üretimi ve eğitim için fiziksel alçıları tercih etmektedir (Hazeveld ve diğerleri, 2014; Kim ve diğerleri, 2018).

3D tanı kayıtları son derece değerli bir araç olabilir. Bu kayıtlar, bir hastanın veri setini ikincil bir ortamda doğru bir şekilde yeniden üretmeye ve uygun bir şekilde ayarlandığında, hekimin bu kayıtları 3D "sanal hasta" olarak oluşturmaya ve işlemesine olanak tanır. Bu yeni teknolojilerin geliştirilmesi, teşhis ve tedavi planlaması için daha doğru bir platform sunabileceği ve hasta eğitiminde değerli bir araç olabileceği için hem hekim hem de hasta için faydalı olabilir (Kau ve diğerleri, 2011).

2.3.2.1 Ağız içi tarayıcılar

Dental uygulamalara yönelik ağız içi tarama kavramı 1973'te ortaya çıkmıştır (Duret, 1973). Bundan birkaç yıl sonraysa, CAD/CAM teknolojisiyle çalışan bir klinik tarama cihazı Sirona Dental Systems (CEREC) tarafından üretilmiş ve piyasaya sürülmüştür (Brandestini ve Mörmann, 1989; Mörmann, 2006). Bunun sonucunda da ilk ortodontik tarama sistemi olan, OrthoCAD, Cadent tarafından 1999 yılında geliştirilmiştir.

3D dijital modeller, ilk olarak 1987 yılında, CEREC 1 (Siemens, Münih, Almanya) ile kullanılmaya başlanmış, bu işlemde sanal modeller oluşturmak üzere dişler üzerinde kızılötesi kamera ve optik toz kullanılmıştır. Yıllar içinde bilgisayar donanımları ve yazılımlarının gelişmesiyle, teknolojide önemli ölçüde ilerleme kaydedilmiş ve çok sayıda diş ve ortodonti kliniğinde geleneksel aljinat ve PVS ile alınan ölçülerin yerini başka uygulamalar almıştır. Günümüzde tam olarak uygun diş restorasyonlarının üretimi için çoğunlukla optik toz kullanımı gerekmemektedir (Kravitz ve diğerleri, 2014; Logozzo ve diğerleri, 2014; Patzelt ve diğerleri, 2014).

Tarama teknolojilerindeki gelişmeler, herhangi bir iş istasyonuna takılabilen tek bir çoklu USB kablusuyla portatif, ünite ihtiyaç duymayan sistemlerin ortaya çıkmasını sağlamıştır.

Ergonomik tasarım ile cihaz boyutu ve ağırlığındaki azalma hem hastalar hem de personel için daha konforlu bir deneyim sağlamıştır. Optik tarayıcılar, 3D dijital bir örnek oluşturmak üzere hem dış yapısının in-vivo görüntülerini hem de fiziksel modellerin in-vitro görüntülerini almak amacıyla kullanılabilir. Ağız içi tarayıcı cihazlar, ortodonti alanında, çalışma modellerinin dijital olarak depolanması ve model analizi için gelişmiş yazılımlar, istenen görüntü özelliklerini belirleme, ark genişliği ve uzunluğu ölçümleri, diş segmentasyonu ve oklüzyonun değerlendirilmesi gibi çok sayıda imkan sunmaktadır (Kravitz ve diğerleri, 2014). Platformlar, klinisyenlerin dijital bir ön model elde etmesine, indirekt bonding modellerin elde edilmesine ve dijital taramaları açık kaynak dosya formatlarına (.stl) aktarmasına olanak tanımaktadır.

Ağız içi tarayıcılar yakın zamanda çok sayıda makalede test edilmiş, böylece ölçülerin ve alçıların sonuna dair fikir edinmemiz mümkün olmuştur. Bir dizi araştırmada, bu yöntemin, dental model elde etmek için kullanılan geleneksel yöntemlere kıyasla mükemmel tekrarlanabilirliğine işaret edilmektedir (Akyalcin ve diğerleri, 2013; Grünheid ve diğerleri, 2014) .

Hasta için rahatsızlık, hatalı işlem ve laboratuvar işleri gibi dental modellerin üretim sürecindeki olumsuzluklar olmadan artık farklı temassız optik prensipler ve teknolojilere dayalı ağız içi tarama yapılabilir. Dijital ağız içi tarayıcıların çoğu, taranan ham görüntülerin güvenli bir şekilde bulut depolama sistemine iletilmesini ve tanısal amaçlar doğrultusunda daha detaylı işlenmesini/rötuşlanmasını sağlayan bulut tabanlı teknolojiler ile çalışır (Taneva ve diğerleri, 2015).

Dijital tarama, ortodontide çok çeşitli uygulamalarda kullanılabilir. Bu da büyük ölçüde cihazın, yazılımın, klinisyen ve laboratuvarın kapasitesine bağlıdır. Bununla birlikte, tedavi planlaması (Rheude ve diğerleri, 2005), indirekt bonding amaçlı transfer tablası üretimi (Wiechmann ve diğerleri, 2003), damak ve dil için özel apareylerin tasarımı ve yapımı (Wiechmann ve diğerleri, 2003), şeffaf plak teknolojisi (Hilliard, 2006), ortognatik cerrahi simülasyonu ve splintlerin yapımı (Cousley ve Turner, 2014; Gateno ve diğerleri, 2007) ile daha yakın zamanlı olarak, Yarık Dudak ve Damak anormallikleri olan hastalarda cerrahi sonuçların değerlendirilmesi (Asquith ve McIntyre, 2012) amaçlı uygulamalar tanımlanmıştır.

2.3.2.2 Masaüstü tarayıcılar

Dijital çalışma modelleri elde etme amacıyla hem ölçülerin hem de fiziksel modellerin 3D görüntülerini almak üzere çeşitli masaüstü 3D tarayıcılar tasarlanmıştır. Bu tarama teknolojisinde, hedef yüzeylerin yüksek çözünürlüklü görüntülerini üretmek için, taranan malzemeye zarar vermeyen bir lazer ışını ve birkaç dijital kamera kullanılır. Bu işlem sırasında, ölçüler, modeller veya ısırma kayıtları, tarama sırasında otomatik olarak döndürülen ve eğimlenen bir hazne içerisindeki platforma yerleştirilir ve böylelikle modelin geometrisi tüm açılarıyla taranmış olur. Kameralar, lazer ışığının yansıtıldığı nesnenin ayna görüntüsünü yüzeyinden alır (Correia ve diğerleri, 2014). Tarama tamamlandıktan sonra, resmedilmiş bir stereolitografik model oluşturulur ve böylece artık saklanmasına gerek kalmayan alçı modeller, ölçüler ve ısırma bloğu kayıtları atılabilir.

Masaüstü tarayıcılar, daha çok saklanması gereken büyük alçı model arşivleri bulunan ticari diş laboratuvarlarında, muayenehane veya hastane birimlerinde tercih edilmektedir.

2.3.2.3 Dijital ölçü yöntemlerinin avantajları / dezavantajları

CAD-CAM teknolojilerinin ortodontik aparey, hareketli protez gibi dental materyallerin tasarım ve üretiminde kullanımı çok sayıda avantaj sağlayabilir (Bilgin ve diğerleri, 2016) . Mevcut CAD-CAM sistemleri, laboratuvar tarayıcıları kullanılarak ölçülerin veya nihai modellerin dijitalleştirilmesiyle başlamaktadır (Steinmassl ve diğerleri, 2017) . Sabit restorasyonlarda rutin olarak uygulanan ağız içi taramaların kullanımı başka avantajlar da sağlayabilir. Hareketli protezin veya ortodontik apareyin tamamen dijital bir yaklaşımla, fiziksel model olmaksızın üretimi, geleneksel ölçü alma ile ilgili hasta rahatsızlıklarını, ölçü malzemelerine karşı olası alerji sorunlarını, ölçü malzemelerinin bozulması kaynaklı hataları ve fiziksel ölçüleri ve alçı modelleri saklama ihtiyacını ortadan kaldırır (Quaas ve diğerleri, 2007).

Kliniklerde sürekli karşımıza çıkan zorluklardan biri de hastanın tedavi sürecinin izlenip izlenememesidir. 3D ağız içi tarama kullanmak bu konuda çok faydalı bir araç olabilir. Tedavi sırasında hasta üzerinde yalnızca tarama gerçekleştirerek, taramaları birleştirebilir ve diş hareketini bir nebze daha hassas şekilde kontrol edebiliriz (Christensen, 2017).

Dijital taramanın sunduğu temel avantaj, geleneksel, tekniğe duyarlı ölçü almaya bağlı problemlerin ortadan kaldırılmasıdır (Birnbaum ve diğerleri, 2009). Ölçüde yapılan yanlışlıklar çoğunlukla, malzeme bileşenleri, malzeme hacmi, tutucu undercutların varlığı, malzemenin büzülmesi, model üretme süresi, modellerin saklanması, ısıya karşı duyarlılık ve ölçü malzemesinin karıştırılması ile ilişkilendirilmektedir. Son araştırmalar, hasta algısı ve rahatlığı açısından 3D taramanın geleneksel ölçü almaya kıyasla daha kabul edilebilir olduğunu göstermiştir (Chalmers, 2014; Yüzbaşıoğlu ve diğerleri, 2014). Ayrıca, dijital taramanın oluşturduğu alerji riski, ölçü materyalinin pek çok bileşeninin oluşturduğu küçük ama yine de yadsınamayacak alerji riskine kıyasla daha düşüktür (Roberta ve diğerleri, 2003).

Uygulayıcının dijital teknoloji deneyimi arttıkça, iş akışı daha ergonomik hale gelir ve hasta tedavi süreleri kısalabilir. Ağız içi tarama süresinin uygulayıcı deneyimine ve tekniğine bağlı olduğu üretim şirketleri tarafından sıklıkla belirtilmektedir.

Dental protezler ve apareyler için yapılan ağız içi taramalar, yeterli doğruluğu sağlamadıkları iddiaları ve yumuşak dokuların görüntülenmesinde yaşanan zorluklar nedeniyle tartışma konusu olmuştur (Patzelt ve diğerleri, 2013). Bununla birlikte, dijital ağız içi tam ark taramalarının doğruluğuna ilişkin veriler düşük sayıdadır ve bazı metodolojik sorunları ortaya koymaktadır. Ağız içi taramaların doğruluğunun kesin ölçümü problemleri bir konu olup, ağız içi taramaların, protezin yerleştirildiği bölgenin anatomisi ile 3D olarak doğrudan karşılaştırmasını gerektirir. Buna karşılık, literatürdeki tipik deney tasarımı ise, ağız içi taramaların geleneksel ölçü alma ile elde edilen modellerle karşılaştırılması olup, burada referans modellerin üretim sürecinin bunların doğruluğunu etkilemediğine dair güvenilir bir varsayım da söz konusudur (Ender ve diğerleri, 2016; Gan ve diğerleri, 2016; Kuhr ve diğerleri, 2016; Zhang ve diğerleri, 2016).

Dijital çalışma modelleri, geleneksel alçı modellere güvenilir bir alternatif sunmaktadır. Bunların ortodontik tanı ve tedavi planlamasında sunduğu avantajların arasında verilerin elektronik olarak kolay ve hızlı aktarımı, anında erişim ve daha az depolama alanı ihtiyacı sayılabilir (Tablo 2.1) (Rheude ve diğerleri, 2005). Dijital modeller, dijital fotoğraflar, röntgenler ve klinik notlarla birlikte çeşitli hasta yönetim sistemlerine ve dijital kayıtlara entegre edilebilir. Dijital modeller, belirli dişleri, ark formunu, çapraşıklık veya boşluk miktarını ve maloklüzyon tipini sınıflandırmak ve analiz etmek üzere sanal olarak işlenebilir.

Overjet, overbite, diş boyutu, ark uzunluğu, transversal ölçümler ve Bolton uyumsuzluğu gibi ölçümler bu modeller üzerinden elde edilebilir. Kullanıcı, dijital bir diagnostik plan elde edebilir, önerilen tedavi planını simüle edebilir, braket yerleştirme ve indirekt braketleme işlemlerini gerçekleştirebilir (Fleming ve diğerleri, 2011). Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ve dijital modeller; ortognatik vakaların tedavi planlaması, cerrahi splintlerin oluşturulması, geçici ankraj minivdalarının (TADs) yerleştirilmesi, gömülü dişlerin açığa çıkarılması veya diş protezleri için yapılan hazırlığı kolaylaştırmak üzere birleştirilebilir.

Tablo 2.1: Dijital model ile alçı modellerin karşılaştırılması

	Dijital Model	Alçı Model
Depolama Alanı	Bulut hesap, dijital arşiv	Depolama için geniş alan ihtiyacı
Depolama Maliyeti	Uygulama maliyeti kadar	Modeller arttıkça maliyet artar
Modellere Erişim Kolaylığı	Her yerden erişim imkanı	Tek yerde erişim
Malzemelere Erişim Kolaylığı	Zor	Kolay
Maliyet	Pahalı	Ucuz
Destek Malzeme İhtiyacı	Tarayıcı, yazıcı, yıkama ve kütleme cihazı	Aljinat, ölçü kaşığı, Alçı
Çevre ile Uyumluluğu	Malzeme israfı az, çevre dostu	Malzeme israfı çok
Fiziksel Hasar Riski	Düşük	Yüksek
Laboratuvarla İletişim	Hızlı, internet aracılığı ile	Yavaş
Sıcaklıklara Dayanıklılık	Materyalin özelliği önemli	Yüksek sıcaklıklarda daha dayanıklı
Diagnostik İnceleme	Sanal olarak bilgisayarda	Laboratuvar aşamaları gerekli
Hasta ile Kooperasyon	Daha tolere edilebilir	Kooperasyon gerekli
Hasta ile İletişim	Tarama sonrası hızlı görselleştirme	Modelin oluşturulması için zaman ihtiyacı
Ofis İçi Yazılımlar ile Entegrasyonu	Var	Yok
Modellerden Ölçüm	Dijital programlar ile hızlı ölçüm	El ile ve kumpas yardımıyla ölçüm

Tarayıcılar, doğrudan elde edilen dijital modellerdeki daha iyi kontrol ve gelişmiş doğruluk özelliklerinin yanında, hasta bilgilerinin klinik içinde veya laboratuvar dışında otomatik olarak aktarılması için ‘tak ve çalıştır’ özelliği sağlamaktadır. Kaybolan veya bozulan apareyler, bulutta yer alan veri tabanındaki dijital dosyalar kullanılarak kolayca yeniden üretilir (Avula, 2012).

Bununla birlikte, taramaları elde etmek ve görüntülemek için gereken süre göz önünde bulundurulduğunda, geleneksel yöntemin daha avantajlı olduğu kanıtlanmıştır (Grünheid ve diğerleri, 2014). Hastalar tarafından bildirilen bir diğer dezavantaj da ağız içi tarayıcıların daha fazla rahatsızlık verdiğidir (Grünheid ve diğerleri, 2014). Ayrıca bu cihazların yüksek maliyetli oluşu klinik uygulama için engel teşkil etmeye devam etmektedir.

Ağız içi taramanın uygulamaya konması, daha karmaşık dental apareylerin yüksek hassasiyetle üretilmesini sağlayan yeni klinik iş akışları sağlamıştır. Bu durum da kesinlikle hastalar açısından faydalı olmuş ve birçok durumda separatör yerleştirme randevularının ve retainer ölçüsü alınması için birden fazla randevu gerçekleştirilmesinin önüne geçmiştir. Ölçülerin veya diğer kayıtların tercih edilen bir laboratuvara gönderilmesine gerek kalmaması ve dolayısıyla zamandan tasarruf, tercih edilen iş ortaklarıyla çok daha verimli ve bir miktar daha düşük maliyetle çalışılabileceğini göstermektedir (Christensen, 2017). Sonuç olarak klinik açıdan avantajlarının varlığı pazar rekabetini arttıracak ve böylelikle teknolojik gelişmeler maliyetlerin kaçınılmaz olarak düşmesini sağlayacaktır.

Ağız içi taramanın avantajları

- i. Gerçek zamanlı görselleştirme ve değerlendirme
- ii. Görüntülerin kolaylıkla düzeltilmesi, işlenmesi veya yeniden alınması
- iii. Segmental görüntü alma
- iv. Dijital arşiv ile fiziksel modellerin depolanmasına gerek kalmaması
- v. Ölçü malzemesi israfı olmadığından çevre dostudur
- vi. Ölçü kaşığı, yapıştırıcı ve alçı kullanılmadığı için ekonomiktir
- vii. Bilgilerin laboratuvara gönderilmesinden önce dezenfeksiyon ihtiyacını ortadan kaldırır
- viii. Alçı modellerdeki gibi hasar, aşınma veya yıpranma görülmez
- ix. Laboratuvar ile internet üzerinden hızlı iletişime olanak verir
- x. Diş preparasyonları için öz değerlendirme
- xi. Gelişmiş yazılımlar kullanılarak DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine/Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim) gibi diğer dosyalarla birleştirmeyi sağlayan dosya aktarım özellikleri
- xii. Artan hasta memnuniyeti
- xiii. Bazı sistemlerde renkli tarama, ton seçimi ve fotoğraf çekme özellikleri bulunmaktadır. (Zimmermann ve diğerleri, 2015)

Ağız içi taramanın dezavantajları

- i. İlk ekipman maliyeti ve yazılım bakım ücretleri
- ii. Kullanımının öğrenilmesi bazı kişiler açısından zor olabilir
- iii. Tasarım yazılımı ile uyumlu implant sistemleri için gerekli tarayıcı başlık
- iv. Karmaşık protetik tedavilerde çoklu kapanışa sahip oklüzyon bilgilerinin alınmasının zor olması
- v. Kapalı sistemler sebebiyle .stl dosyaları için kısıtlı aktarma opsiyonu
- vi. Kan, tükürük veya doku altında kalmış subgingival marjinlerin görüntüsünün alınamaması
- vii. Dişsiz arkların görüntülerinin doğru bir şekilde alınamaması
- viii. Tarama modellerinin üretici tavsiyelerine göre izlenmesinin gerekmesi. (Zimmermann ve diğerleri, 2015)

2.3.2.4 Dijital ölçülerin depolanması

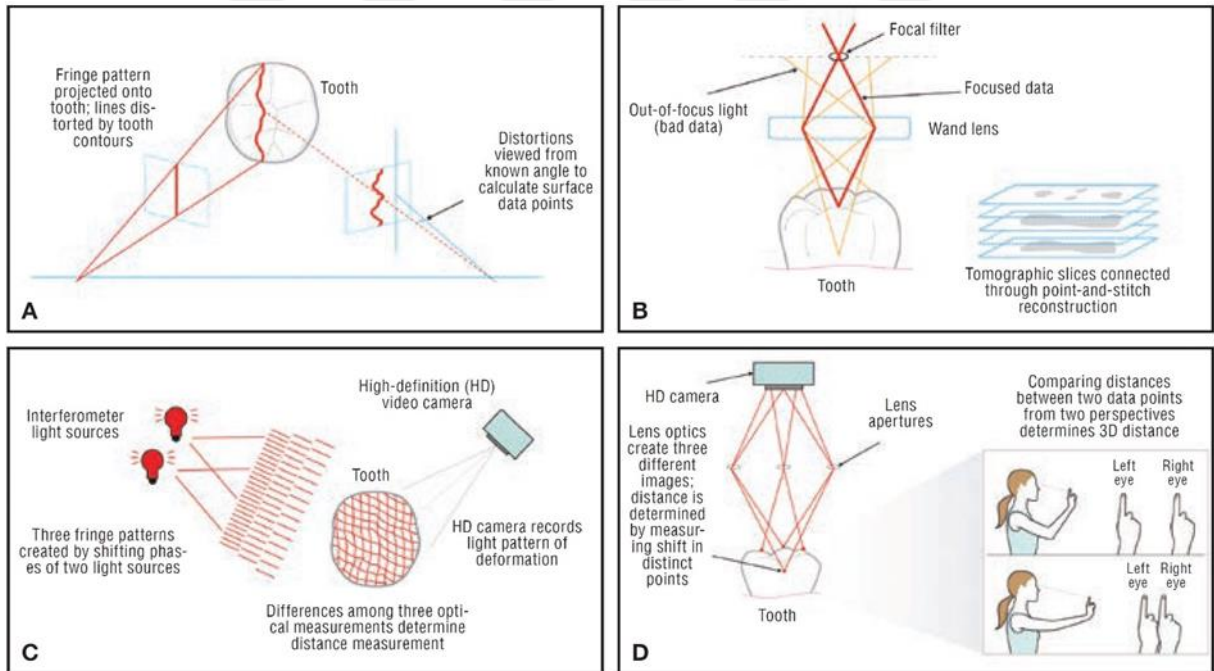
Dijital çalışma modelleri ile dijital depolama, erişim ve taşımanın tümü elektronik sistemler aracılığıyla gerçekleştirilerek, denetim ve araştırma açısından önem teşkil eden büyük fiziksel depolama alanı ihtiyacı, modellerin kaybolması, kırılması ve nakliye sorunları azaltılabilmektedir. Apeylerin yapımında, çalışma modellerinin laboratuvarlara neredeyse anlık olarak çevrimiçi transferinin sağlanması, nakliye maliyetlerinin ortadan kaldırılması ve birçok uygulama için verimliliğin artırılması açısından avantajlıdır. Taranan modeller sonrası çeneler ve oklüzyonla ilgili dijital bilgiler, bir bilgisayarın veya tarama biriminin sabit diskinde, taşınabilir depolama cihazlarında, yerel merkezi sunucularda veya 'bulut' alanlarında saklanabilir. Bulut depolama, verilerin depolanması ve işlenmesi için kullanıcının yerel bilgisayarı yerine verilere veya hizmetlere erişimin tipik olarak internet üzerinden yapıldığı ağ bağlantılı tesislerin kullanılması olarak tanımlanan bir bulut sistemi biçimidir (Oxford English Dictionary, 2021). Alan genellikle, saklanan verilerin erişilebilirliğini, bakımını ve korunmasını sağlamakla sorumlu bir barındırma şirketi tarafından yönetilir. Dijital modeller, bir hastanın gizli tıbbi kayıtlarının bir parçası olduğundan Veri Koruma Yasası'na (1998) uygun olmalıdır.

Dijital dosyanın boyutu, taranan dental arkin boyutuna ve tarayıcının çözünürlüğüne bağlı olarak değişiklik gösterecektir. Dosya boyutu, <1-25 mb arasında değişiklik gösterebilir. Büyük dosyalar daha fazla veri içerebilir ve çözünürlük ya da buluttaki, sunuculardaki veya sabit sürücülerdeki depolama alanından vazgeçilmesi gereklidir. Ayrıca dijital modelleri görüntülemek ve bunlara işlevsellik kazandırmak üzere tasarlanmış yazılımlar da dijital alana ihtiyaç duyar ve boyutları 8 ila 12 megabayt arasında değişebilir (Peluso ve diğerleri, 2004).

2.3.2.5 Optik tarayıcı teknolojileri

Günümüzde diş hekimliğinde, farklı optik bileşenler ve yapılandırılmış ışık kaynaklarının kullanıldığı çeşitli tarama teknolojilerinden faydalanılmaktadır (Şekil 2.6).

Yayınlanan birçok çalışmada ağız içi tarama cihazlarının hassasiyetlerinin geleneksel olarak elde edilen ölçülerle benzer özelliklerde olduğu veya daha iyi olduğu gösterilmiştir (Akyalçın ve diğerleri, 2013; Flügge ve diğerleri, 2013; Rheude ve diğerleri, 2005).

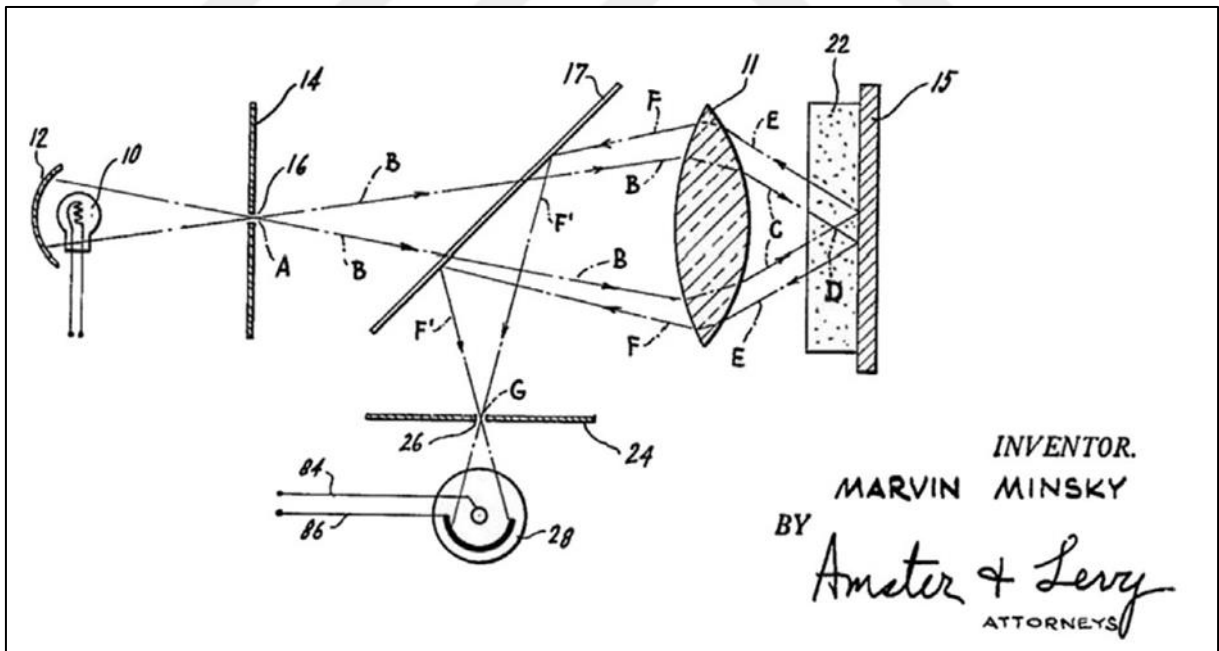


Şekil 2.6: Optik tarayıcı teknolojiler. A. Optik Triangülasyon, B. Paralel Konfokal Görüntüleme, C. Akordeon Şerit İnterferometri, D. in-motion Video Görüntüleme [Kravitz ve diğerleri, 2014]

Konfokal lazer taramalı mikroskopi (KLTM / confocal laser scanner microscopy-CLSM)

Lazer taramalı konfokal mikroskopi (KLTM), yüksek çözünürlüklü ve oldukça seçici görüntüler elde etmek için kullanılan bir tekniktir. Görüntüler noktalar ve çizgiler şeklinde veya aynı anda birden fazla nokta şeklinde yansıtılır ve mercekten elde edilen görüntü yerine bilgisayarla 3D olarak yeniden oluşturulur (Carlsson ve diğerleri, 1985). Konfokal mikroskobunun temel özelliği, nesnelerin çeşitli derinliklerde optik kesitlerini, x, y ve z koordinatlarında yüksek çözünürlük ve kontrast ile oluşturabilmesidir (Carlsson ve diğerleri, 1985; Paddock ve Eliceiri, 2014; Shotton, 1989).

Konfokal mikroskobunun temel ilkesi 1957 yılında Marvin Minsky tarafından ortaya konmuştur (Şekil 2.7) (Paddock ve Eliceiri, 2014). Modern konfokal mikroskobu sistemleri, genellikle video veya dijital görüntüleme sistemleri olarak adlandırılan ışın tarama mekanizmaları ve dalga boyu seçici cihazlar gibi çeşitli bileşenleri bünyesinde barındırır (Logozzo ve diğerleri, 2014). Moleküllerin, canlı hücrelerin ve dokuların çok boyutlu fonksiyonel ve yapısal analizi için bu tarama teknolojilerini kullanmak artık mümkündür.

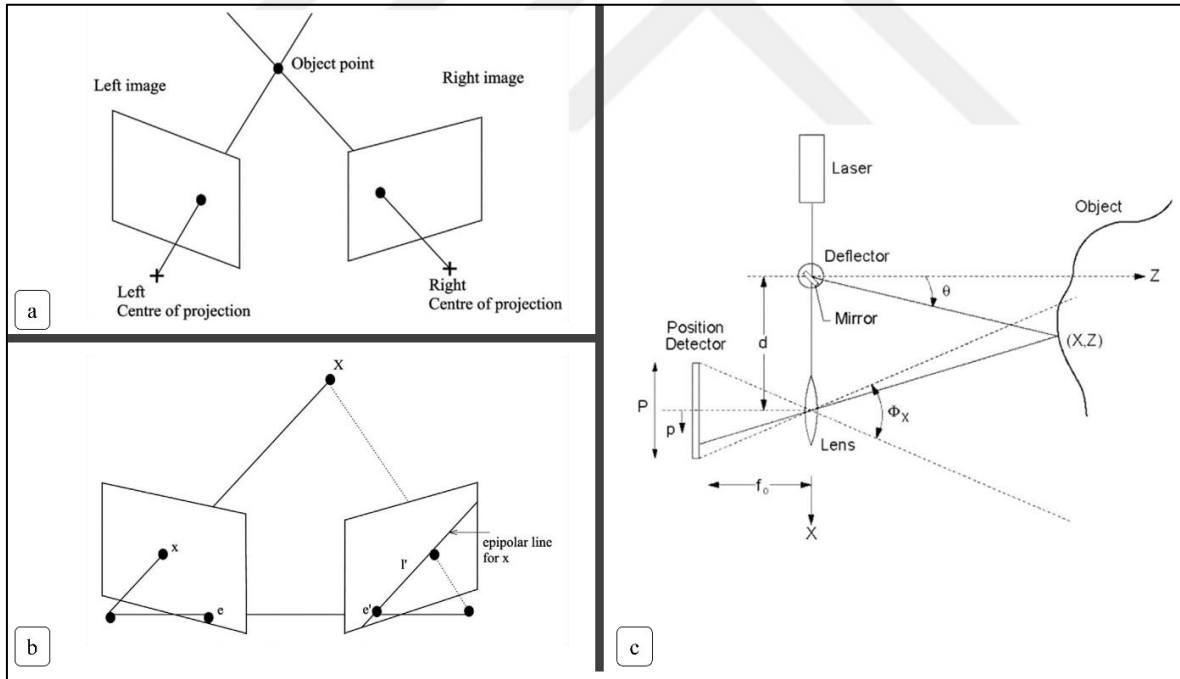


Şekil 2.7: M. Marvin tarafından tanıtılan konfokal mikroskopi patenti [US3013467A - Microscopy apparatus - US Patents, 1957]

iTero® Align Technology, Inc. (San Jose, CA) firması iTero® ile birlikte 2006 yılında (Taneva ve diğerleri, 2015), 3Shape firması (Copenhagen, Denmark) ise 2010 yılında Trios® ile birlikte konfokal lazer taramalı mikroskopi prensibi ile çalışan ağız içi tarayıcısını tanıtmıştır (“3Shape Orthodontics,” 2020).

Optik triangölasyon (optical triangulation)

Optik triangölasyon, nesnelerin arasındaki mesafeyi, temas etmeksizin birkaç milimetre ile birkaç mikron arası bir hassasiyetle ölçer (Ji ve Leu, 1989). Triangölasyon sensörleri, özellikle temasın istenmediği hassas, yumuşak veya ıslak nesneleri tararken yüksek hızda veri elde etmede kullanılır. Sistemde bir lens, bir lazer ışık kaynağı ve lineer ışığa duyarlı bir sensör bulunur (Logozzo ve diğerleri, 2014). Triangölasyon sensörleri, titreşimleri, yüksek hızda dönen lastiklerin boyutlarını takip etmek amacıyla ve otomatik kapılarda güvenlik mekanizması olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Costa, 1996; Ji ve Leu, 1989; Monks ve Robinson, 2012). Aktif ve pasif olarak ikiye ayrılırlar (Şekil 2.8).



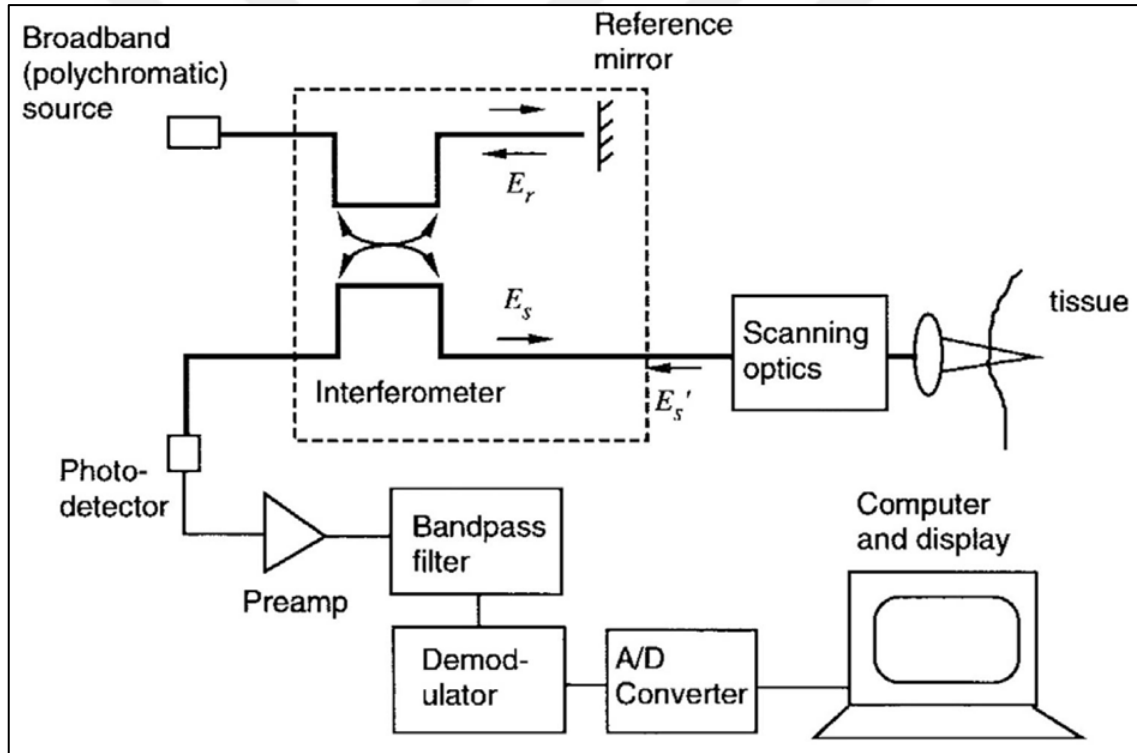
Şekil 2.8: a ve b. Pasif Triangölasyon Metodu. c. Aktif Triangölasyon Metodu [El-Hakim ve diğerleri, 2003]

Sirona Cerec sistemi optik triangölasyon sistemi prensibi ile çalışan ağız içi tarayıcılara örnektir (Mörmann, 2006).

Optik koherens tomografi (OKT / optical coherence tomography-OCT)

Optik koherens tomografi (OKT), biyolojik materyallerin ve dokuların iç morfolojisinin kesitsel ve yüksek çözünürlüklü olarak görüntülenmesine yönelik interferometrik bir tekniktir (Şekil 2.9) (Podoleanu, 2012). Nispeten uzun dalga boyunda ışık, çoğu dokuda saçılma ortamına 2-3 mm derinliğine kadar nüfuz edebilmektedir (Logozzo ve diğerleri, 2014; Prati ve diğerleri, 2010).

İlk olarak 1991'de sergilenen OKT, bu tarihten itibaren kabul gören bir tıbbi teşhis tekniği haline gelmiştir. Oftalmoloji, gastroenteroloji ve kardiyolojide yaygın olarak kullanılan bu teknik, standart eksizyonel biyopsinin mümkün olmadığı veya tehlikeli olduğu durumlarda başarıyla uygulanabilmektedir (Fujimoto ve diğerleri, 2000).

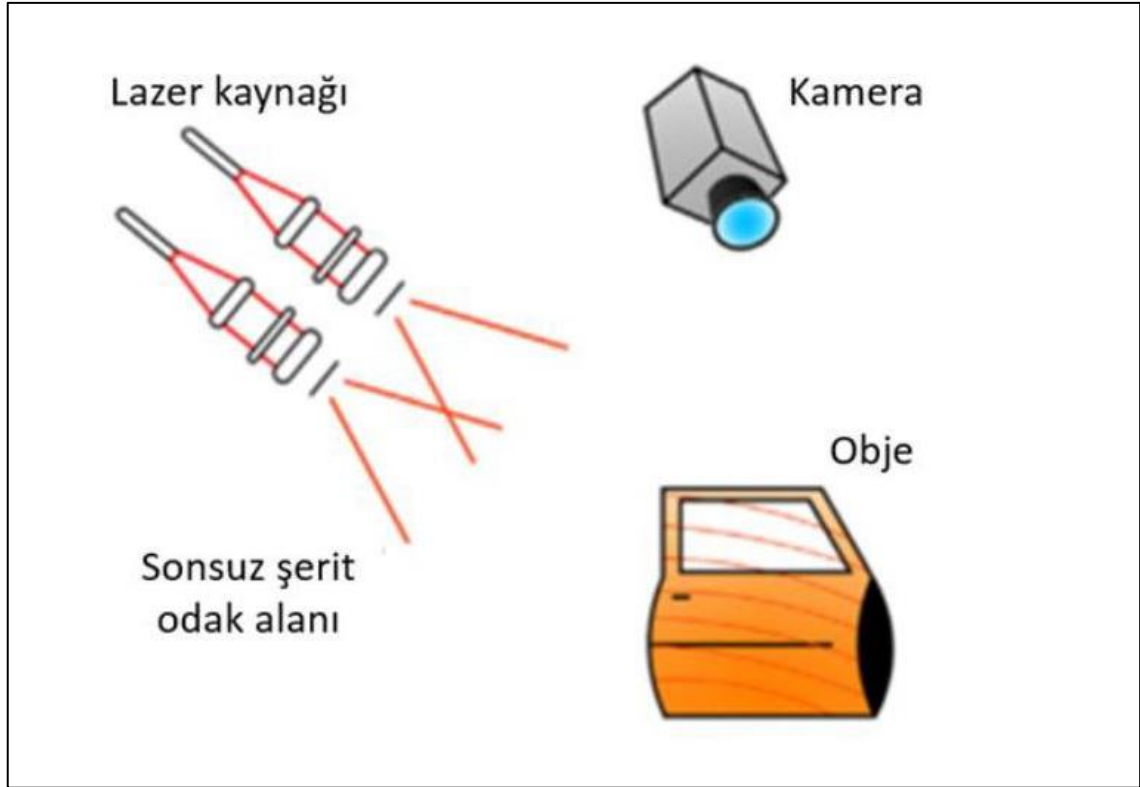


Şekil 2.9: Optik Koherens Tomografi [Schmitt, 1999]

Planmeca PlanScan® (E4D Technologies, Richardson, TX) ağız içi tarayıcı cihazı optik koherens tomografi metodu ile çalışmaktadır (Logozzo ve diğerleri, 2014).

Akordeon şerit interferometri (AŞİ / accordion fringe interferometry-AFI)

Akordeon Şerit interferometride (AŞİ), geleneksel şekilde 3D projeksiyon yapan bir lineer interferometri teknolojisi kullanılır (Logozzo ve diğerleri, 2014). AŞİ, 3D nesnelerin şekillerini, nokta kümesi verilerinin sağladığı en yüksek doğrulukta, hızla dijitalleştiren en hassas lazer saçak projeksiyonunu sağlar. AŞİ’de, nesneleri aydınlatmak için iki kaynak noktasından yansıtılan lazer ışını, sınırların görüntüsünü almak için ise bir yük bağlaşımlı aygıt (CCD) kamerası kullanılır (Şekil 2.10) (Mermelstein ve diğerleri, 2000). AŞİ yaklaşımı, otomotiv ve havacılık sektörlerinde, tersine mühendislikte, alet incelemesi, analiz ve üretimde halihazırda uygulanmaktadır (Bloss, 2008).

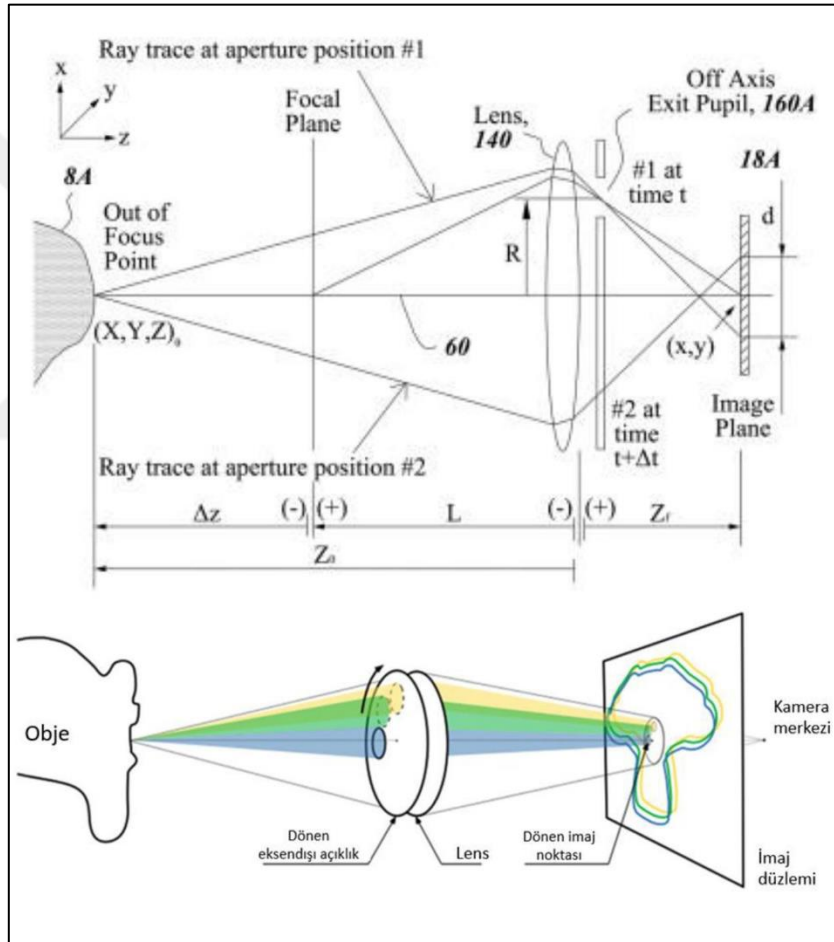


Şekil 2.10: Akordeon Şerit İnterferometri [Logozzo ve diğerleri, 2014]

2013 yılında Ormco Corporation firması (Orange, CA) tarafından tanıtılan Lythos™ ağız içi tarama sistemi AŞİ sistemi ile çalışmaktadır.

Aktif dalga örneklemesi (ADÖ / active wavefront sampling-AWS)

Aktif dalga örneklemesinde (ADÖ), derinlik bilgisi elde etmek üzere bir ADÖ modülünün yalnızca bir optik yolu ve tek bir kamera gerektiren bir 3D yüzey görüntüleme tekniği kullanılır (Şekil 2.11) (Frigerio, 2013). ADÖ, 3D görüntüler elde etmek için pahalı lazer tabanlı hedef aydınlatıcılara ve birden fazla kameraya duyulan ihtiyacı ortadan kaldırarak sistem maliyetini düşürür (Logozzo ve diğerleri, 2014). Bu da tekniğin kameralar, endoskoplar ve mikroskoplar gibi şu anda erişilebilir olan çok çeşitli 2D sistemlerde uygulanmasına olanak tanır.



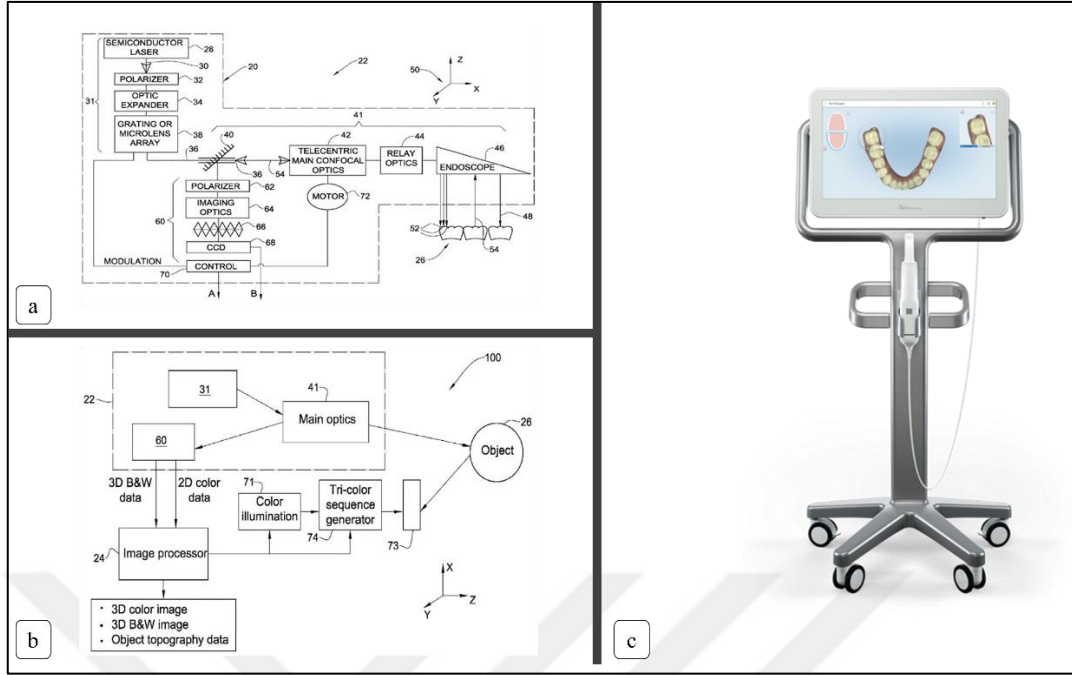
Şekil 2.11: Aktif Dalga Örneklemesi (ADÖ) [Heber, 2010]

ADÖ sistemini kullanan ağız içi tarama cihazlarına Lava™ Chairside Oral Scanner (Lava C.O.S.) ve 3M True Definition ağız içi tarama cihazı örnek olarak verilebilir.

2.3.2.6 Tarayıcı Sistemleri

iTero®, Align Technology

2006 yılında Cadent Ltd. tarafından geliştirilmiş olan iTero® dijital ağız içi tarayıcı, 2011 yılında Align Technology, Inc. (San Jose, CA) tarafından satın alınmıştır (Kravitz ve diğerleri, 2014). iTero® ürünleri paralel konfokal lazer taramalı mikroskopi (KLTM) tekniğiyle çalışmaktadır. Cihaz, dişlere ulaşmadan önce bir probleme yüzeyinden ve odaklama optiğinden geçen 100.000 paralel kırmızı lazer ışını demeti yansıtır. Yansıtılan ışık daha sonra analog-dijital dönüştürücüler kullanılarak dijital verilere dönüştürülür (Şekil 2.12). Sistemin tarama özelliği, dişlerin tozla kaplanmasını gerektirmez, bu sayede tarama sırasında cihazın doğrudan dişlerin üzerine temasına olanak verir. Sistemin taşıdığı bir dezavantaj ise iTero® kameranın, alıcı ünitesine bağlı bir renk çarkına ihtiyaç duyması ve bu nedenle diğer sistemlere kıyasla daha büyük ve hacimli bir tarayıcı başlığına sahip olmasıdır (“iTero: Intra Oral Digital Scanner,” 2020). Sürekli ve nokta yakalamak için tıklamalı tarama modlarına sahip ağız içi tarayıcı, geleneksel alçı rengi ve modellerin gerçek renklerinde sonuçlar alabilmektedir ve isteğe bağlı sesli yönlendirme ve görsel komut özelliklerini barındırmaktadır. Ortodontik tedaviye yönelik dijital görüntüler, üst ve alt kadran üzerinden ilerlenerek alınır (Garino ve Garino, 2012). Genel olarak, tam ağız taraması yapılması ve ısırma bloğu kaydının alınması yaklaşık 10-15 dakika sürebilir. 328 tarama üzerinden yürütülen iki yıllık bir çalışmada, en hızlı ağız içi taramanın 6 dakika 22 saniye, en uzun taramanın ise yaklaşık 18 dakika sürebildiği bildirilmiştir (Garino ve diğerleri, 2014). Klinisyene bağlı olarak, teknolojiye yatkınlığın da artması ile birlikte bu süre 3-4 dakikaya kadar düşürülebilir.. Nihai dijital modeller, çevrimiçi olarak, servis sağlayıcı profili altındaki MyAligntech veri tabanında saklanır ve açık kaynaklı .stl dosya formatında dışa aktarılabilir.



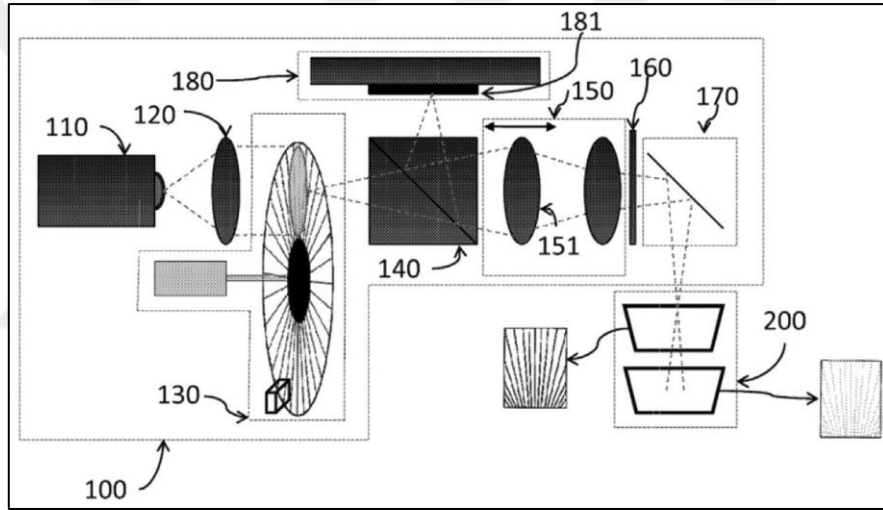
Şekil 2.12: a. iTero tarama sistemi, b. iTero renk sistemi, c. iTero tarama cihazı [US8451456B2 - Method and apparatus for colour imaging a three-dimensional structure – US Patents, 2010]

Ağız içi tarayıcının içinde yer alan renk çarkı, elde edilen görüntünün renkli hale getirilmesini sağlayabilmektedir. iTero ünitesi, taşınabilir bir entegre tarayıcı, masa ve klavye şeklinde sunulmaktadır. Tarama amaçlı kullanım için tek kullanımlık başlıklar gerekmektedir ve temassız tarama için isteğe bağlı olarak ayak pedalları sunulmaktadır.

.stl açık kaynaklı veri formatları, diğer restoratif veya ortodontik yazılım sistemleriyle uyumludur. iTero, verilerin depolanması için bulut veritabanı kullanmaktadır. iTero tarayıcı, OrthoCad ve Invisalign Clincheck yazılımı ile kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Bu, klinisyenlerin Invisalign teknolojisini kullanarak bir maloklüzyon için öngörülen tedavi planını kontrol etmesine ve düzenlemesine olanak tanımaktadır. Ayrıca, klinisyenlerin hastaları bilgilendirebilmeleri için Invisalign şeffaf plaklarla yaptıkları tedavilerin sonuçlarını simüle etmelerini kolaylaştıran Invisalign Outcome Simulator yazılımı da şirket tarafından tasarlanmıştır. Bu tarayıcı, Incognito™ braket sistemi ile birlikte de kullanılabilir.

TRIOS® 3, 3Shape

TRIOS® ağız içi tarama cihazı, 3Shape (Kopenhag, Danimarka) şirketi tarafından Aralık 2010'da duyurulmuştur. Yüksek tarama hızı sergileyen sistem, konfokal mikroskopi prensibi ile çalışmaktadır (“3Shape Orthodontics,” Erişim tarihi 06.2020). Bu işlemde, farklı enstantanelere ve aydınlatma modelinin odak düzleminin farklı konumlarına karşılık gelen, yüzlerle ve binlerle ifade edilebilecek sayıda 3D resim, nihai 3D dijital ölçüyü oluşturmak üzere birleştirilir (Şekil 2.13). Diş rengi ölçümü özelliğine sahip yüksek çözünürlüklü kamera, gelişmiş doğal renklerde veya standart renksiz şekilde tarama imkanı sunmaktadır (Logozzo ve diğerleri, 2014). Tarama cihazı, toz kullanımını gerektirmez, otoklavlanabilir bir başlığa ve buğu önleyici ısıtıcıya sahiptir. Tam ağız taraması yaklaşık 5 dakika sürer.



Şekil 2.13: Trios tarama sistemi [WO2010145669 Focus Scanning Apparatus, 2010]

Yüzey verileri, tarayıcıdan alınan birçok verinin birleştirilmesiyle oluşturulur. Bu yöntem ‘nokta birleştirme rekonstrüksiyonu’ olarak bilinir (Kravitz ve diğerleri, 2014).

3Shape dijital ölçü sistemi, TRIOS® Cart, TRIOS® Chair sistemi veya TRIOS® Rod konfigürasyonunda sunulmaktadır (Şekil 2.14). 3Shape, konik ışınli taramaları, hasta fotoğrafları, panoramik röntgenler ve sefalometrik takip kayıtlarının da saklandığı, çalışma modeli analizi ve tedavi planlaması amaçlı Ortho Analyzer™ yazılımını da sunmaktadır (“3Shape Orthodontics,” 2020). TRIOS®, dijital ölçü taramalarını standart .stl dosya formatında kaydetmektedir.

TRIOS Cart, entegre dokunmatik ekran yazılımına ve ek ağız içi tarayıcıya sahip bağımsız bir mobil ünitelerdir . Diğer bir alternatif olan TRIOS Pod, bir dış ünitesindeki tablet, dizüstü bilgisayar veya entegre monitöre bağlanarak kullanılabilen bir ağız içi tarayıcıdır. Ağız içi tarayıcının kullanım kolaylığı amacıyla el tipi tarayıcıda 180° döndürülebilir şekildedir. Açık kaynaklı .stl dosya formatı, bu formatı destekleyen tüm programlarla uyumludur ve tarayıcı kablosuz ve Bluetooth bağlantı özelliklerine sahiptir. Cihaz, tarama verileri eksik olan alanları otomatik olarak yeniden oluştururken doğruluğu da korumaktadır.

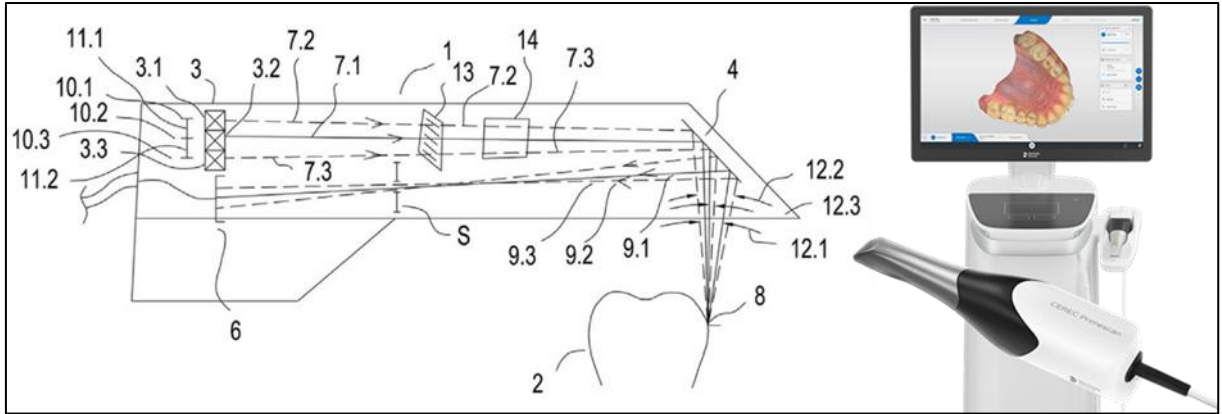


Şekil 2.14: Trios tarayıcı sistemi [“3Shape Orthodontics,” Erişim tarihi 06.2020]

TRIOS tarayıcı, OrthoAnalyzer™ yazılım programı ile birlikte kullanılabilir. Bu yazılım, klinisyene overjet, overbite, çapraşıklık, boşluk, ark uzunluğu ve şeklini ölçmede yardımcı olacak araçlarla tanı ve tedavi planlaması kolaylığı sağlamak üzere tasarlanmıştır. Ayrıca Appliance Designer™, ortodontik apaneylerin yapımı için CAD/CAM teknolojisi sağlamaktadır. Bu yazılım, özelleştirilmiş lingual apaneylerin üretimi için Incognito™ braket sistemleriyle birlikte kullanılabilir. 3Shape, TRIOS tarayıcı için bu uygulamayı geliştirmiş ve bununla klinisyenlere tarayıcı teknolojisinin çeşitli yönleri, ayarları, kurulumu ve gelişmiş özellikleri hakkında bilgi vermeyi amaçlamıştır (“3Shape Orthodontics,” Erişim tarihi 06.2020).

CEREC PrimeScan

CAD/CAM teknolojisiyle çalışan bir klinik tarama cihazı olan CEREC, Sirona Dental Systems tarafından üretilmiş ve 80'lerin başında piyasaya sürülmüştür. PrimeScan, 4 Şubat 2019'da Amerika Birleşik Devletleri'nde piyasaya sürüldü (Dentsply Sirona, 2019). PrimeScan, Sirona'nın en yeni tarayıcısıdır. 1.000.000/sn nokta veri çözünürlüğü için yüksek çözünürlüklü veri işleme kapasitesine sahiptir ve saniyede 50.000'den fazla birleştirilmiş görüntü oluşturduğu bildirmektedir (Dentsply Sirona, 2020). Önceki CEREC tarama cihazlarından farklı olarak konfokal mikroskopi tekniği kullanılmıştır. Önceki tarama sistemleri ise optik triangülasyon yöntemi ile çalışmaktadır (Şekil 2.15). 20 mm'ye kadar dinamik tarama derinliğine sahiptir, yani tarama çubuğundan 20 mm uzaktaki nesneleri analiz edebilir ve interproksimal tarama yeteneğini geliştirebilir. Birçok özelliğe sahip olan bu tarama sisteminin özelliklerden biri de 21.5 inç, ince film transistörlü dokunmatik sıvı kristal ekrana sahip olmasıdır (TFT LCD). 5 saat bekleme süresine sahip yedek bataryası bulunan cihaz, fişe takılmadan 60 dakikaya kadar kullanılabilir. Ayrıca batarya, fişe takıldıktan sonra 1 saat içinde tamamen şarj olur. Tarayıcı başlığı yüksek düzey dezenfeksiyon (HLD), kuru ısı sterilizasyonu veya buhar sterilizasyonu ile sterilize edilebilir. Alternatif bir sterilizasyon yöntemi de tek kullanımlık başlıkların kullanılmasıdır. Bu seçenekler, ayna artık başlığın kendisinde değil ana üniteye yer aldığından mümkündür (Skramstad, 2019).



Şekil 2.15: CEREC PrimeScan tarama sistemi [US20110242281A1 - 3D dental camera for recording surface structures of an object by means of triangulation - US Patents – 2011]

2.4 ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜ ELDE ETME YÖNTEMLERİ

Dijital modeller 1999 yılında OrthoCAD™ (Cadent, Carlstadt, NJ) tarafından ticari olarak uygulamaya konmuştur. Geleneksel ölçüler, alçı modeller veya ağız içi taramalar, dijital modelleri oluşturabilmeleri ve bunları kendi özel dosya formatlarında veya stereolitografi (.stl) formatında indirmeye hazır hale getirebilmeleri için seçilen şirkete gönderilir. .stl, çoğu ağız içi tarayıcı tarafından desteklenen ve hızlı prototiplemede, bilgisayar destekli üretimde ve farklı 3D modelleme arayüzlerinde yaygın olarak kullanılan, sektör standardı, açık kaynaklı bir dosya formatıdır. Bir diğer açık kaynaklı dosya formatı olan poligon (PLY; Stanford üçgen formatı olarak da bilinir) ise renk ve/veya şeffaflık bilgisi gerektiğinde kullanılmaktadır (Taneva ve diğerleri, 2015). ‘Journal of Clinical Orthodontics’ tarafından 2008 yılında yayınlanan bir anketin sonuçları, tedavi öncesi teşhis ve tedavi amaçlı dijital model kullanımının 2002'de %6,6 iken 2008'de %18'e yükselerek önemli bir artış sergilediğini göstermiştir (Keim ve diğerleri, 2008).

Piyasada bulunan dijital modeller, doğrudan veya dolaylı yollarla elde edilebilir (Fleming ve diğerleri, 2011). Doğrudan yöntemde modeller, bir ağız içi tarayıcı kullanılarak hastanın ağzından doğrudan elde edilir ve böylece dış ölçülerine gerek kalmaz. Dolaylı yöntemde ise dijital modeller, aljinat ölçüler ve alçı modelleri bir masaüstü tarayıcı, ağız içi tarayıcı veya bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme ile taranarak üretilebilmektedir.

Model doğruluğunu tanımlamaya yönelik evrensel standartlar bulunmamaktadır. Ancak ortodontide genel olarak 0.1 mm'ye kadar olan ölçüm doğruluğunun klinik amaçlar için yeterli olduğu ve modelin tanısal değerine zarar vermediği kabul edilmektedir. Dolaylı yoldan elde edilen stereolitografik modellerin güvenilirliğinin alçı ve dijital modeller üzerindeki ölçümlerin uyumu üzerinden değerlendirildiği çok sayıda çalışma mevcuttur (Cuperus ve diğerleri, 2012; Kim ve diğerleri, 2014; Okunami ve diğerleri, 2007; Quimby ve diğerleri, 2004; Santoro ve diğerleri, 2003). Dijital modellerin ortodontik ölçümlerin tekrarlanabilirliği açısından klinik olarak anlamlı farklılıklara sahip olmadığı bu çalışmalarda gösterilmiştir. Dış boyutunun OrthoCAD™'de alçı modellerde yapılan ölçümlere benzer veya bunlara kıyasla biraz daha küçük olduğu görülmüştür. Bazı çalışmalarda overjet ölçümlerinin anlamlı bir farklılık sergilemediği görülmüşse de Quimby ve diğerleri (2004) tarafından yapılan çalışmada OrthoCAD™ ile elde edilen overjet ölçümlerinin anlamlı ölçüde daha küçük olduğu saptanmıştır. Çapraşıklığı tahmin etmede

kullanılacak mevcut boşluk veya ark uzunluğunun OrthoCAD™ modelleri ve alçı modellerinde anlamlı düzeyde farklı olduğu, boyutların 0.4 mm ile 2.88 mm arasında farklılık gösterdiği görülmüştür (Quimby ve diğerleri, 2004). Lazer yoluyla taranan modellerin, alçı modeller veya KIBT taramalara kıyasla yüksek doğruluk sergilediği ve klinisyenlere tanı ve tedavi planlamasında fiziksel modeller ve KIBT rekonstrüksiyonları açısından alternatif sunduğu ileri sürülmektedir (Cuperus ve diğerleri, 2012). Aljinat ölçülerin hem KIBT hem de ağız içi yolla taranmasının, ortodontik tanı amaçlı ölçümler elde etmek için geçerli ve güvenilir yöntemler olduğu sonucuna varılmıştır (Kim ve diğerleri, 2014; Wiranto ve diğerleri, 2013). Başka bir çalışmada ise, farklı dijital model dönüştürme tekniklerinin karşılaştırılması için 3D damak kıvrımları kullanılmış, ortalamalarda istatistiksel farklılıklar görülmemiştir (El-Zanaty ve diğerleri, 2010).

Bu alanda pek çok farklı uygulama yolu izlenebilir. Elde edilen görüntüler, fiyatları önemli ölçüde azalmış olan 3D yazıcılar aracılığıyla şekil, hacim ve renk bakımından benzer fiziksel diş ölçüleri şeklinde yeniden biçimlendirilebilir. Böylece alçı model, çok kısa bir süre içerisinde naylon veya polimer bir modele dönüştürülür. Sonuç olarak, hastalara diş arklarının veya yüzlerinin bir 3D yazıcı ile basılmış fiziksel bir kopyası sunulacak ve hatta hastalar dijital dosyaları alıp evde kendi 3D yazıcılarını kullanarak bunları basabileceklerdir.

Ortodontik apareylerin bu hızla kişiselleşmesi, 3D yazıcılardaki son gelişmeler ve insanın yaratıcı kapasitesi ile kliniklerimizde kişiselleştirilmiş ortodontik braketler ve ark telleri tasarlayıp basmamız giderek yaygınlaşacaktır.

2.5 3D MODEL ELDE ETME YÖNTEMLERİ (3D YAZICILAR)

3D yazıcı terimi genellikle, bir nesnenin, birden fazla katmanın tek tek eklenmesiyle veya bir kütleden kazıma işlemiyle oluşturulduğu üretim yaklaşımını tanımlamak için kullanılır. Tek tek eklenmesiyle yani eklemeli üretim olarak tanımlanan bu işlem, hızlı prototipleme olarak da adlandırılmaktadır (Liu ve diğerleri, 2006).

İlk eklemeli üretim veya 3D yazıcı şirketi, 1990 yılında Benelux bölgesindeki ilk Hızlı Prototipleme sektörü şirketi olan Materialize NV'nin CEO'su ve Genel Müdürü Wilfried Vancraen tarafından kurulmuştur (van Noort, 2012). 3D yazıcı teknolojisi, kullanıcının sanal bir modelden, plastik, kobalt, nikel, çelik, alüminyum, titanyum vb. dahil giderek genişleyen

bir malzeme yelpazesıyla herhangi bir şekle sahip fiziksel 3D nesneler, prototipler ve üretim parçaları oluşturmaya veya basmasına olanak tanımaktadır (Berman, 2012; Groth ve diğerleri, 2014). 3D yazıcı sürecine genellikle, sanal olarak tasarlanan veya fiziksel bir nesnenin taranmasıyla elde edilen bir 3D modelle başlanır. Katmanlama yazılımı, nokta kümesini otomatik olarak bir stereolitografik dosyaya dönüştürür ve dosya, nesnenin oluşturulması için eklemeli üretim makinesine gönderilir.

3D yazıcı teknolojileri tamamen yeni değildir. Günümüzde kullanılan birçok yöntem ilk olarak 1980'lerin sonlarında ve 1990'larda geliştirilmiş ve kullanılmış (Strub ve diğerleri, 2006). Ayrıca 1999 yılında Joerg Strub tarafından ilk olarak bir hasta, 3D yazıcı yardımıyla tedavi etmiştir. Bununla birlikte, '3D yazıcı' terimi nispeten yenidir ve insanların dikkatini çekmiştir. Üretimi kalıcı bir şekilde dönüştürecek etkili bir teknoloji olarak görülen 3D yazıcının kullanımı büyük ilgi odağı haline getirilmiştir (Dawood ve diğerleri, 2015).

Günümüzde 3D yazıcı, güvenilirlik, hız, fiyat ve kullanım maliyeti açısından geleneksel üretim modeliyle rekabet edebilecek hale gelmiştir. Eklemeli üretim, diğer teknolojilerle kıyaslandığında, hazır malzemelerin kullanılması, atık malzemeleri geri dönüştürme özelliği ve pahalı aletler, kalıplar veya zımbalar, parçalama, frezleme veya zımparalama gibi işlemler gerektirmediği için daha etkili olmaktadır. 3D yazıcı teknolojisi, mühendislik, inşaat mühendisliği, uzay mühendisliği, otomotiv, mimari, inşaat, havacılık, askeri, insanlarda doku değiştirme, diş hekimliği ve tıp, endüstriyel tasarım, mücevherat, moda, gözlük, coğrafi bilgi, eğitim, ayakkabı ve diğer birçok alandaki uygulamalara yönelik paylaşımlı üretim, hızlı üretim, kitlesel kişiselleştirme ve hızlı prototipleme amacıyla kullanılmaktadır (Hieu ve diğerleri, 2005; Winder ve Bibb, 2005). Ağız içi tarama teknolojisinin, yüksek çözünürlüklü çalışma modelleri, sabitleyiciler, metal apareyler, şeffaf plakların üretimi, indirekt bonding, üretim süresini kısaltma ve kapasiteyi artırma açısından laboratuvarlar ve ortodonti klinikleri için daha etkili bir sistem haline gelmesiyle birlikte eklemeli üretim hızla büyümeye devam edecektir (Groth ve diğerleri, 2014; Kravitz ve diğerleri, 2014) .

3D yazıcı, üretim anlayışını bütünüyle değiştirecek bir teknoloji olarak görülmüştür. Havacılık, savunma, sanat ve tasarım alanlarında kullanılan 3D yazıcı, diş hekimliğinde de büyük ilgi gören bir konu haline gelmektedir. Diş hekimliği için özellikle değerli olan bu teknolojinin önemi, KIBT ve ağız içi tarama gibi 3D görüntüleme ve modelleme teknolojilerindeki gelişmeler ve CAD/CAM teknolojilerinin diş hekimliğinde kullanımının

nispeten uzun kullanım geçmişiyle birlikte daha da artacaktır. 3D yazıcının diş hekimliğinde kullanım alanları arasında diş implantları için rehber üretimi, protetik, ortodontik ve cerrahi amaçlı fiziksel modellerin üretimi, dental, kraniyomaksilofasiyal ve ortopedik implantların üretimi ile implant ve dental restorasyonlar için kron ve iskelet yapı modellerinin üretimi yer almaktadır (Dawood ve diğerleri, 2015).

Dijital modellerin elde edilmesinde kullanılan farklı teknikler, kaçınılmaz olarak standardizasyon sorunlarına neden olmaktadır ve geleneksel alçı ile dijital modeller arasındaki farklılıklar da bununla açıklanabilir. Dijital modeller sadece yapım aşamaları açısından farklılık göstermekle kalmayıp (Fleming ve diğerleri, 2011), aynı zamanda çeşitli özel yazılımların kullanımını da gerektirirler (Akyalçın, 2011). İdeal durumda, 3D dijital modelleri evrensel olarak görüntülemek, ölçmek ve saklamak tekniğe özgü ayrıntılardan bağımsız olarak mümkün olmalıdır. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim için bir sektör standardı olan .stl dosya formatı, 3D dosyaların birçok yazılım paketi ile evrensel olarak görüntülenmesini ve işlenmesini sağlar.

Dijital modeller, ancak alçı modeller kadar doğru oldukları kanıtlandığı takdirde geçerli bir alternatif haline geleceklerdir. Geleneksel modellerle dijital modellerin karşılaştırıldığı akademik çalışmalar (Horton ve diğerleri, 2010; Leifert ve diğerleri, 2009; Mullen ve diğerleri, 2007; Quimby ve diğerleri, 2004; Santoro ve diğerleri, 2003; Stevens ve diğerleri, 2006), diş boyutu, ark uzunluğu, boşluk analizi, overjet, overbite ve Bolton oranı için güvenilir ölçümlerin elde edilebileceğini göstermiştir. Sonuç olarak bu çalışmalarda, analog ve dijital formatlar arasında değişkenler konusunda istatistiksel olarak anlamlı bazı farklılıklar olmasına rağmen dijital modellerin ilk tanı ve tedavi planlaması için klinik olarak kabul edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır.

2.5.1 Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojileri Kullanım ve Yöntemleri

Son birkaç yılda, 3D yazıcı, tıbbi ve dental uygulamalar açısından oldukça çarpıcı şekilde gelişim göstermiştir. 3D yazıcının tıp ve diş hekimliğindeki gelişimi, ürünlerin kişiselleştirilmesi, küçük ölçekli üretimlerde tasarruf, hasta görüntüleri ve verilerinin paylaşılması ve işlenmesinin kolaylaşması ile üniversitelerdeki eğitimlerde fayda sağlaması imkanından kaynaklanmaktadır.

Dijital modeller hem klinikte hasta başında hem de laboratuvarında, çok çeşitli dental restorasyonlar, implantlar, çalışma modelleri ve kişiselleştirilmiş indirekt braketler, ark telleri, sabit ekspansiyon apareyleri, şeffaf plaklar, sabitleyiciler gibi ortodontik apareylerin tasarımı ve üretimi için esnek seçenekler sunar.

Mekanik bir perspektiften bakıldığında, 3D yazıcılar genellikle oldukça basit robotik cihazlardır. Cihaz, nesnelerin ve tüm tertibatın sanal bir ortamda tasarlanmasına olanak tanıyan CAD yazılımı olmasaydı hiçbir işe yaramazdı. Endüstriyel tasarım, mühendislik ve üretimin yanı sıra diş laboratuvarlarında da yaygın olan CAD yazılımları, pek çok diş ameliyatının da bir parçası haline gelmektedir (Dawood ve diğerleri, 2015).

Bilgisayar teknolojisindeki ve yazılım uygulamalarındaki gelişmeler, 3D yazıcıyı bugün olduğu yere getiren teknolojik değişimin temelinde yatan önemli bir unsurdur. 3D yazıcının değerli olması için basılacak nesneler oluşturulabilmesi gerekir. CAD yazılımı, sıfırdan nesneler oluşturmamıza olanak tanır (Miyazaki ve Hotta, 2011; van Noort, 2012), ancak diş hekimliği ve cerrahide, BT verileri, KIBT verileri ve ağız içi veya laboratuvar optik yüzey tarama verileri biçimindeki hacimsel verilere de doğrudan erişme imkanı bulunur. Özellikle KIBT ve optik tarama teknolojisindeki son gelişmeler, restoratif ve implant diş hekimliğinin birçok yönü açısından devrim niteliğinde olmuş ve bunları kökten değiştirmiştir.

Daha çok “frezleme” olarak tanımlanan, çıkarmalı üretim yöntemi diş hekimliğinde uzun zamandır kullanılmaktadır (Azari ve Nikzad, 2009). Çıkarmalı üretim, bir nesne oluşturmak üzere malzemelerin çıkarılmasıdır. Kron başlıkları ve köprü iskeleti modellerinin frezlenmesinde CAD/CAM kullanımı, modern diş teknolojisiyle özdeşleşmiştir (Miyazaki ve Hotta, 2011). CAD/CAM ile kullanılabilen ve son yıllarda fiyatı katlanarak artan görece geleneksel değerli metal döküm alaşımlarının yerine geçecek şekilde tasarlanmış malzemeler, modern diş hekimliğinde yer edinmiştir. Teknolojinin bu kullanımı, diğer durumlarda çalışılması zor olan malzemelerin kullanımını kolaylaştırıp emek ve yoğun zanaat üretim tekniklerini ortadan kaldırarak (Venkatesh ve Nandini, 2013), diş teknisyeninin el becerilerini, üretim sürecinin, porselenin estetik bir şekilde katmanlanması gibi daha yaratıcı noktalarına odaklamasına olanak tanır.

Bir diş hekiminin restorasyon veya rekonstrüksiyon yapmak için yürüttüğü her çalışmanın prosedürü, elbette hastaya, çeneye, dişe ve implanta özeldir. Bununla birlikte, 3D yazıcı, diş

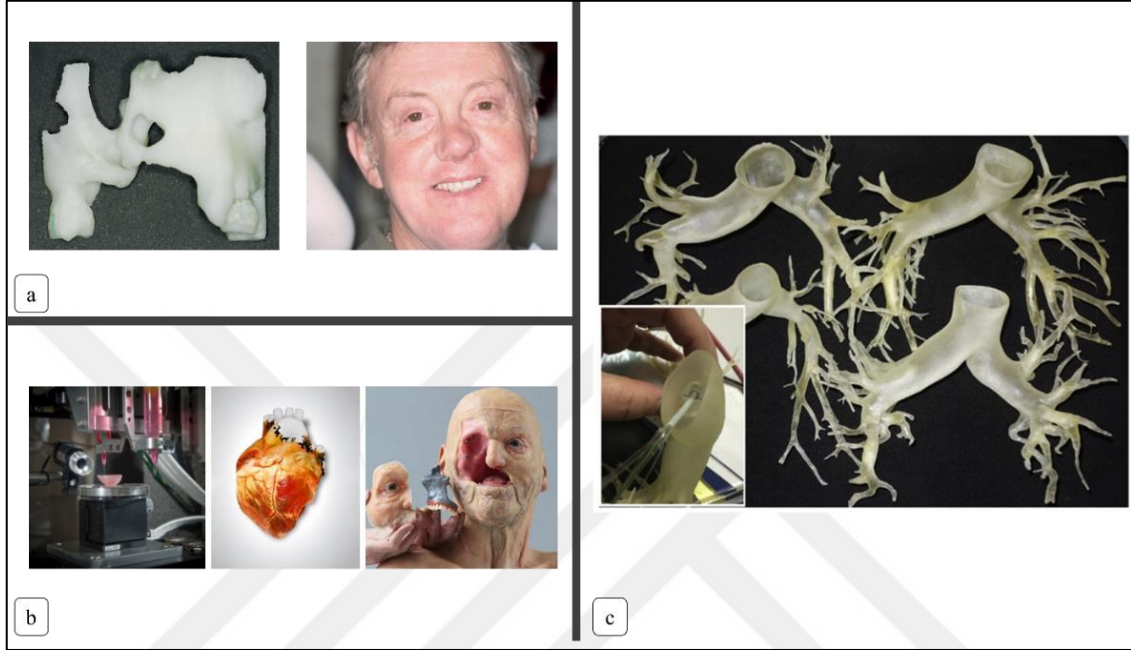
hekimliği son derece tercih edilen özelliklere sahip çeşitli malzemelerden karmaşık yapıların özel olarak hassas bir şekilde üretilmesi konusunda öne çıkar.

Eriyik yığma modelleme (FDM) yazıcılar, yaygın olarak erişilebilirlikleri, orta düzeyde güvenilir modelleme kaliteleri, kurulum ve kullanım kolaylıkları ve ekonomik açıdan uygun oluşları nedeniyle tıp ve diş hekimliğinde en yaygın şekilde kullanılan yazıcılardır. Kolayca erişilebilir anatomik modellerin klinikte üretimi için tercih edilen yazıcılar olan FDM'lerin teknik kısıtlılıkları ise, karmaşık anatomiler için daha yüksek modelleme süresi ve oluşan pürüzlülüğü düzeltme gereksinimi, normal basımda orta düzey modelleme çözünürlüğü ve destek malzemesinin tamamen çıkarılmasıdır (Huang ve diğerleri, 2017). Bu tarz kısıtlamalar sektörün diğer yazıcı türlerine kaymasına neden olmuştur.

2.5.1.1 Medikal

Son on yılda 3D yazıcı yöntemlerine artan ilginin ardından, tekniğin rejeneratif tıp, doku mühendisliği ve araştırmalarında kullanımı en çok ilgi çeken araştırma alanı olmuştur. Rejeneratif tıpta, doku mühendisliği, ilaç taraması veya in-vitro hastalık modelleri için 3D hücre kültürleri oluşturmak üzere hücrelerin 3D basılmış polimerlerle birleştirilmesi süreci, in-vitro uygulamalar açısından gittikçe ilgi görmektedir (Zhang ve diğerleri, 2017). Mürekkep bazlı hücre biyoyazıcıları veya sferoid/mikro-doku tabanlı sistemlerin kullanıldığı biyobaskı yöntemi, 'yapay dokular' oluşturmak üzere geliştirilmiş olup, karmaşık 3D in-vitro modellerin kurulmasına imkan verdiği gösterilmiştir (Athirasala ve diğerleri, 2018; Blakely ve diğerleri, 2015; Ip ve diğerleri, 2016; S. Ji ve Güvendiren, 2017; Knowlton ve diğerleri, 2015; Zhang ve diğerleri, 2017). Bununla birlikte, eklemeli üretim, hücrelerin istenen fonksiyonel 3D kompleks bir yapıda basılması ve bunun da transplantasyon ve rejenerasyonda kullanılması sayesinde getirdiği esneklikle terapötik kök hücre ürünleri disiplinine yeni bir boyut kazandırmıştır (Murphy ve Atala, 2014). 3D yazıcıların bir diğer kullanım alanı da in-vitro olarak optimal hacimde insan kemiği ve deri grefti oluşturulması olmuştur (Almela ve diğerleri, 2018; Lee ve diğerleri, 2014). Bu ise, donör saha morbiditesi ve yapı kaybı ile ilişkilendirilen mevcut otogreft tedarik stratejilerinin yerine geçmek üzere muazzam bir potansiyel barındırmaktadır (Chiarello ve diğerleri, 2013).

1999 yılında 3D bir yapı yardımı ile ilk hasta tedavi edilmiştir. Başarılı olan bu tedavi sonrası sektöre giren 3D yazıcılar, daha sonra kalp, kulak, göz, damar paketleri gibi yapıların üretiminde de tercih edilmeye başlanmıştır (Şekil 2.16) (Kurenov ve diğerleri, 2015; Strub ve diğerleri, 2006b).



Şekil 2.16: a. ilk 3D yazıcı ile tedavi edilen hasta, b. 3D ile üretilen yapılar, c. 3D ile üretilen damar paketi [Kurenov ve diğerleri, 2015; Strub ve diğerleri, 2006b]

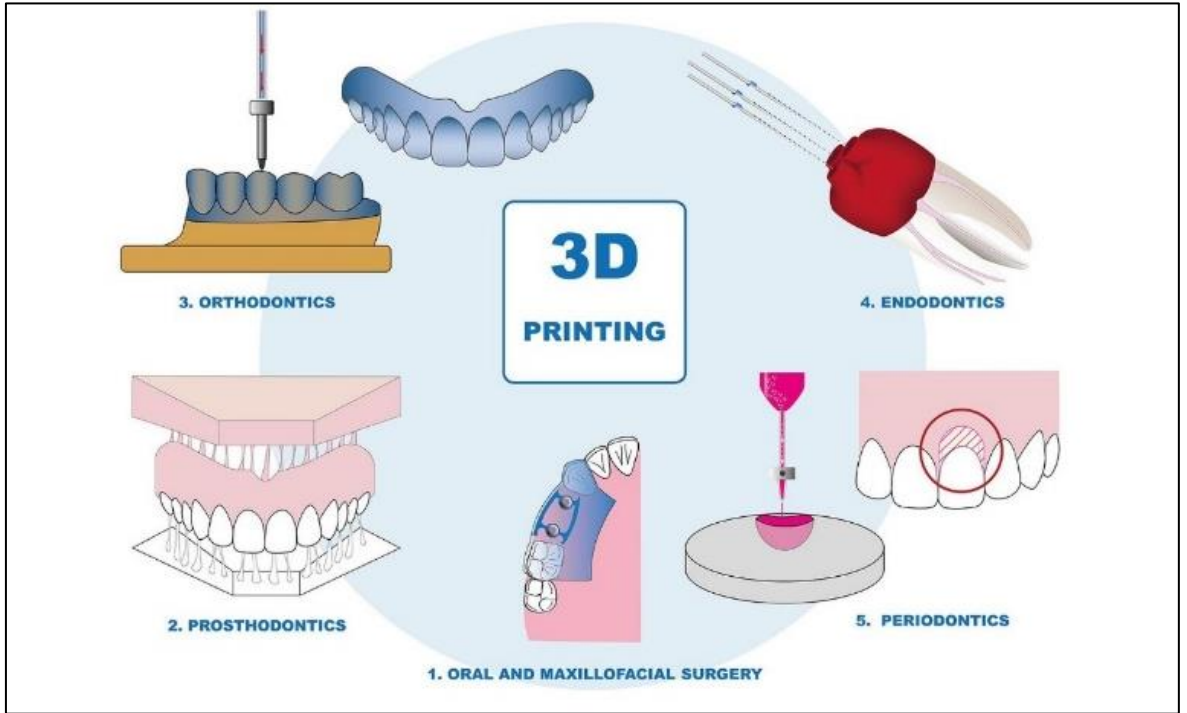
3D yazıcı ayrıca, karmaşık çok katmanlı veya çok hazneli baskı yapılar gibi birden fazla etkin bileşen içeren haplar, mikrokapsüller, nanosüspansiyonlar ve çok katmanlı ilaç uygulama cihazları gibi yeni formülasyonlar şeklinde kişiselleştirilmiş ilaçlar üretilmesine yönelik potansiyele de sahiptir (Ventola, 2014).

2.5.1.2 Diş hekimliği

3D olarak basılmış diş modellerini klinik amaçlarla kullanmak için, basılan modelin doğruluğundan emin olunmalıdır. Bazı durumlarda, 3D yazıcıdan çıkan ürünlerin yüzeylerinin pürüzsüz olmasını sağlamak için işlem sonrası ek çalışma yapılması gerekebilir (Campbell ve diğerleri, 2002). Bu nedenle 3D yazıcıların çeşitleri ve özelliklerinin diş hekimliği uygulamalarına uygun olmasına dikkat edilmelidir. Bu uygunlukları karşılaştırmak adına 3D olarak basılmış modellerin geleneksel alçı modellerle

karşılaştırıldığı bazı çalışmalar mevcuttur (Brown ve diğerleri, 2018; Cuperus ve diğerleri, 2012; Hazeveld ve diğerleri, 2014; Saleh ve diğerleri, 2015).

3D yazıcı uygulamaları, tıbbi modelleme, cerrahi kılavuzların üretimi, protetik, restoratif diş hekimliği, ortodonti, implantoloji ve alet üretimi alanlarına kadar uzanmaktadır. Diş hekimliğindeki diğer uygulamalara, parsiyel metal destekli protez modelleri, cerrahi aletler, oral ve maksilofasiyal implantlar, adli odontoloji ve eğitim amacıyla sentezlenen simülasyon modellerinin üretiminde rastlanabilir (Şekil 2.17).



Şekil 2.17: Diş hekimliğinde 3D kullanımı [Oberoi ve diğerleri, 2018]

Klinisyenin elinde analiz için uygun bir 3D model bulunması, çok kısa bir süre içinde bir dizi veri noktası elde etmesine yardımcı olabilir. Ark uzunluğu, ark genişliği, çapraşıklık, aralık, diş boyutu uyumsuzlukları ve oklüzal düzlem değerlendirmeleri de minimum çabayla gerçekleştirilebilir (Christensen, 2017).

Teknolojinin bu denli gelişmesi ile kısa bir vakit içerisinde, günümüzde kullanılan fotoğraflar ve diş modellerinin yerini, insan yüzünün ve diş yapısının 3D taraması alacaktır.

Ortodonti

3D yazıcılar, ortodonti de dahil olmak üzere diş hekimliği alanında sunduğu özelleştirilmiş, verimli, son derece hassas ve tekrarlanabilir işlemlerle tıp çağını bütünüyle değiştirmiştir (Jheon ve diğerleri, 2017). Birkaç yıl önce Normando ve diğerleri. (2014), 3D yüz taramalarını ve 3D yazıcıyı, yalnızca hastaların anatomik olarak doğru ve hassas dental arklarını değil aynı zamanda ortodontik braketlerin de üretimi için kullanma fikrini ortaya atmıştır. Bunun sonucunda da braketlerin üretimi sırasında angülasyon, büküm ve malzeme seçimi açısından hastaya özel ayarlamalar yapmak mümkün olmuştur (Krey ve diğerleri, 2016). Bilgisayar destekli bu teknik sayesinde diş tellerinin de yarattığı değişiklikleri sanal olarak önceden göstermek artık mümkün olmuştur (Jheon ve diğerleri, 2017).

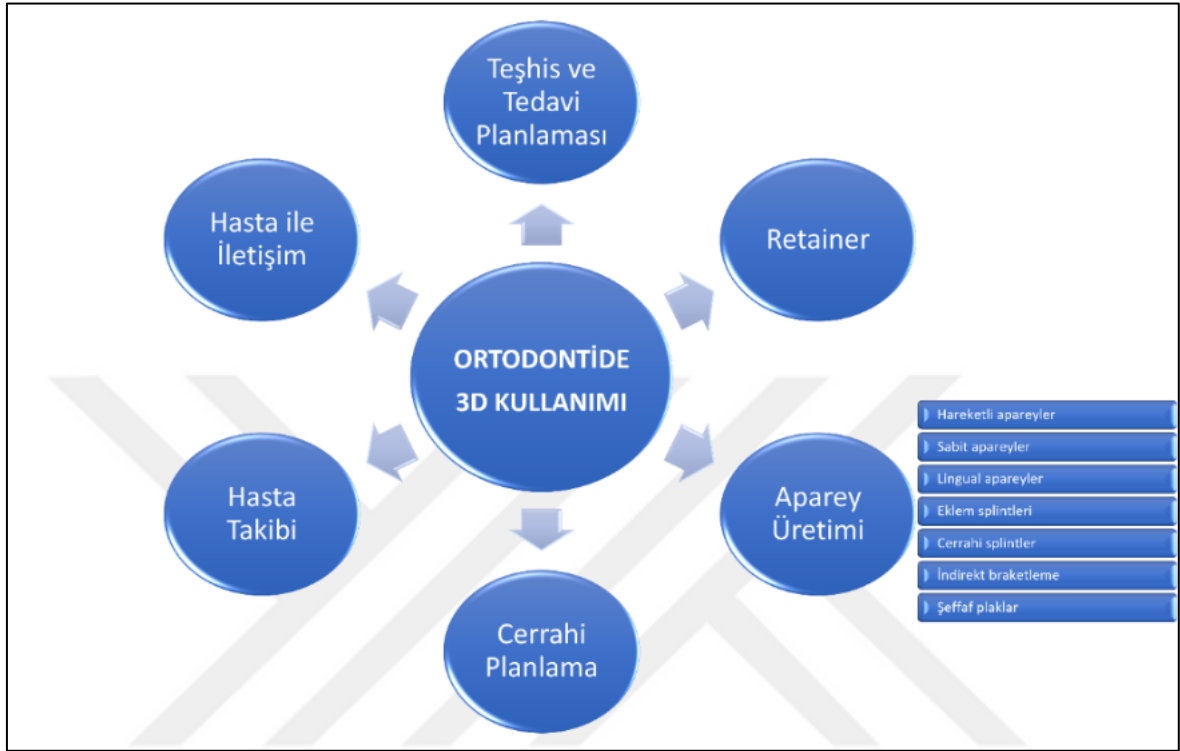
Ortodonti alanında, çeşitli 3D araçlarla elde edilen ölçümlerin güvenilirliği araştırılmaktadır. İlk başta, BT taramalarının güvenilirliği başarıyla kanıtlanmıştır (Berco ve diğerleri, 2009; Garib ve diğerleri, 2014) . Daha sonraysa dental model taraması yoluyla elde edilen görüntülerin klinik ve bilimsel kullanım için son derece uygun olduğu kanıtlanmıştır (Correia ve diğerleri, 2014; Quimby ve diğerleri, 2004).

Ortodontide, hasta verilerini almak için ağız içi veya optik laboratuvar taraması ve hatta KIBT kullanılarak dijital bir iş akışına dayalı tedavi planlaması oluşturmak mümkündür ve bu veriler üzerinden dental apareyler yapılabilir veya teller robotik olarak bükülebilir.

3D yazıcı modeller, ortodontik apareyler üretmek için doğrudan kullanılabilir. Ciuffolo ve diğerleri, 2006 gibi erken bir tarihte, hızlı prototipleme yoluyla, klinik kullanım için indirekt braket yapıştırma amaçlı bir ölçü kaşığı üretilmiştir (2006). Yakın zamanda da 3D seçici lazer sinterleme (SLS) yazıcı kullanılarak bir retainer üretilmiştir (Nasef ve diğerleri, 2014). Ayrıca, bir 3D SLA yazıcı kullanılarak sanal bir splint üretilmiştir (Shqaidef ve diğerleri, 2014).

Başka bir ortodontideki dijital yöntem ise şeffaf plaklarla ortodontik tedavi sistemidir. “Invisalign” sistemi olarak da geçen bu sistem, dişleri aylar/yıllar boyunca aşamalı olarak yeniden konumlandıran 'şeffaf plakların' üretimi için bir dizi 3D yazıcı modeli oluşturulması ile ve bu modellerden şeffaf plaklar üretilmesi ile hastanın dişlerini dijital olarak yeniden hizalar (Tuncay, 2006).

Çoklu malzeme ile modellemeye bir örnek ise, braketin hassas bir şekilde yerleştirilmesi için sert ve esnek malzemelerle basılmış 3D model, indirekt braket transfer tablaları olarak, ortodontik CAD yazılımı (3Shape) kullanılarak üretimdir (Ciuffolo ve diğerleri, 2006).



Şekil 2.18: Ortodontide 3D kullanım alanları

Verilerin internette dolaşıma girmesi ve gülüş tasarımının yazılımda yer edinmesi ile birlikte, zamandan tasarruf potansiyeli oldukça büyüktür. Aynı şekilde, hasta verileri dijital olarak arşivlenip yalnızca gerektiğinde yazdırılarak fiziksel depolama alanı açısından büyük tasarruf sağlanmaktadır.

Ortodontist veya teknisyenlerin, ortodontik tedavi için farklı seçenekleri ve olası görsel sonuçları değerlendirmek üzere hastayla birlikte incelenebilecek diagnostik planlar üretmesine yardımcı olacak yazılım paketleri mevcuttur. 3D veriler, apareylerin üretimi için laboratuvarlara aktarılabilir (Şekil 2.19). Bu veriler sağlayıcı tarafından kabul edilip alındıktan sonra apareyler, sorumlu klinisyen tarafından, tasarım sürecindeki geri bildirim ile birlikte tasarlanabilir ve üretilebilir.



Şekil 2.19: Laboratuvara aktarılmış eklem kaydı [“How an Orthodontist Uses a 3D Printer | Orthodontist,” Erişim tarihi Temmuz 2021]

Cerrahi

BT ile tıbbi 3D görüntülemeye sağlanan gelişim, daha doğru tanı ve gelişmiş tedavi planlaması imkanı sunmuştur (Cutting ve diğerleri, 1986; Marsh ve Vannier, 1983). Eklemeli üretim, oral ve maksillofasiyal cerrahi alanında, BT verilerine dayalı stereolitografik yöntemler kullanılarak anatomik modeller üretilmesiyle birlikte, neredeyse otuz yıl önce yerini almıştır (Klein ve diğerleri, 1992). O zamandan bu yana, bu modeller teşhis, ameliyat öncesi planlama, ameliyatlar sırasında referans unsuru olarak ve özel implantların üretim sürecinde fayda sağlamıştır (Erickson ve diğerleri, 1999). Eklemeli üretim yöntemiyle hazırlanmış bu anatomik modellerin eğitim sistemine dahil edilmesiyle, geleceğin hekim ve diş hekimleri, 3D yazıcıdaki ilerlemelerden yararlanabilir. Sonrasında bu modeller, cerrahi delme veya kesi rehberleri ve daha yakın zamanlı olarak kişiselleştirilmiş kemik greftlerinin ve yapısal iskeletlerin geliştirilmesini sağlamış ve 3D yazıcıyı ağız ve çene cerrahisinde önemli bir araç haline getirmiştir (Şekil 2.20).



Şekil 2.20: Cerrahi uygulamalarda 3D [Dawood ve diğerleri, 2015]

3D yazıcının cerrahideki en eski uygulamalarından biri olan tıbbi modelleme, anatomik bir 'çalışma modeli'nin üretilmesi olarak düşünülebilir (Kurenov ve diğerleri, 2015). Benzer verileri sağlayan ve hastane ortamında daha yaygın olan BT veya KIBT'lere kolayca erişilebilmesi, hacimsel 'görüntü' verilerinin ameliyattan önce bir 3D yazıcıya aktarılmasının (Hatcher ve diğerleri, 2003) ve hastanın çenesinin ayrıntılı modellerinin üretilmesinin mümkün olduğu anlamına gelir.

3D yazıcı, organ modellemesi alanında, hücrelerin ve biyomateryallerin tek tek veya katman katman üretilmesiyle doku benzeri bir yapı elde edilmesinde kullanılmaktadır. Bu yöntem yeterince gelişmiş bir hale geldiğinde, donörlerden organ temininde şu anda karşı karşıya olunan büyük eksikliğin üstesinden gelinmesine yardımcı olabilir (Konidena, 2016) .

Gözenekli titanyum implantlar, 3D yazıcı kullanılarak kolaylıkla üretilebilir. Yüksek güçlü bir lazer ışınının bir toz yatağı üzerinde metal partiküllere odaklanarak bunları kaynaştırılmasıyla istenen implant tasarımı katmanlar halinde üretilir ve herhangi bir son işleme gerek kalmaz (Mangano ve diğerleri, 2014; Wang ve diğerleri, 2016).

Protetik

Eksik dişlerin yerine yenilerinin koyulması, diş hekimliğinde her zaman ilerleme kaydeden bir alan olmuştur. Ahşap, taş, altın, gümüş gibi malzemelerin ve hatta kadavralardan alınmış dişlerin, eksik dişlerin ve çenenin diğer bölümlerinin yerine koyulması üzere kullanılması eski zamanlara kadar uzanır (Freedman, 2011). Geleneksel olarak, ağız içi ölçüler üretmek için silikon polimerler veya aljinat kullanılırken, takma dişler için basınçlı veya enjeksiyonlu muflalama teknikleri kullanılır (Nogueira ve diğerleri, 1999). Zaman alıcı ve hantal olan bu işlemin (Yüzbaşıoğlu ve diğerleri, 2014), özellikle öğürme refleksi (Hacker ve diğerleri, 2015), tümör rezeksiyonu, kanser rezeksiyonu sonrası dudaklarında yaralar (Kim ve diğerleri, 2017), temporomandibular eklem kusurları veya ağız deformiteleri olan hastalarda son derece yetkin bir klinisyen tarafından gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Protetik diş hekimliği alanında hareketli ve tam diş protezleri üretmek için kullanılan eklemeli olarak üretilmiş malzemeler üzerinde devam eden araştırmalar, fiziksel ve teknik özellikler açısından şimdiye kadar olumlu sonuçlar vermiştir (Chen ve diğerleri, 2015). Dijital iş akışındaki ilerlemelerle birlikte, bu protezleri doğrudan silikondan basarak kabul edilebilir bir estetik sağlayıp aynı zamanda hasta için randevu sayısını azaltmak mümkündür

(Unkovskiy ve diğ erleri, 2018). Oral doku e değ erlerinin üretimi ile yapılacak biyobaskı, yeni malzemelerin biyoyumluluğ unu değ erlendirmek için yeni modeller geliştirmeye ve böylece malzeme biliminde araştırma ve geliştirmeyi optimize etmeye yardımcı olabilir.

CAD-CAM; tanı, tedavi planlaması ve doğ ru di  protezinin üretimi dahil olmak üzere di  tedavisi prosedürlerini kolayla tırmı tır. (Flügge ve diğ erleri, 2013; Salmi ve diğ erleri, 2013; Yoon ve diğ erleri, 2018).

Ağız içi tarayıcıların kullanımına yönelik eğilim, di  hekimlerinin taranan çenenin fiziksel bir modelini oluşturmak için 3D yazıcıya ihtiyaç duyacağına işaret etmektedir. Bu doğ rultuda da 3D yazıcılar kullanılmaya ba lanmış, hekimlere ve teknisyenlere avantaj sağlamıştır ( ekil 2.21).

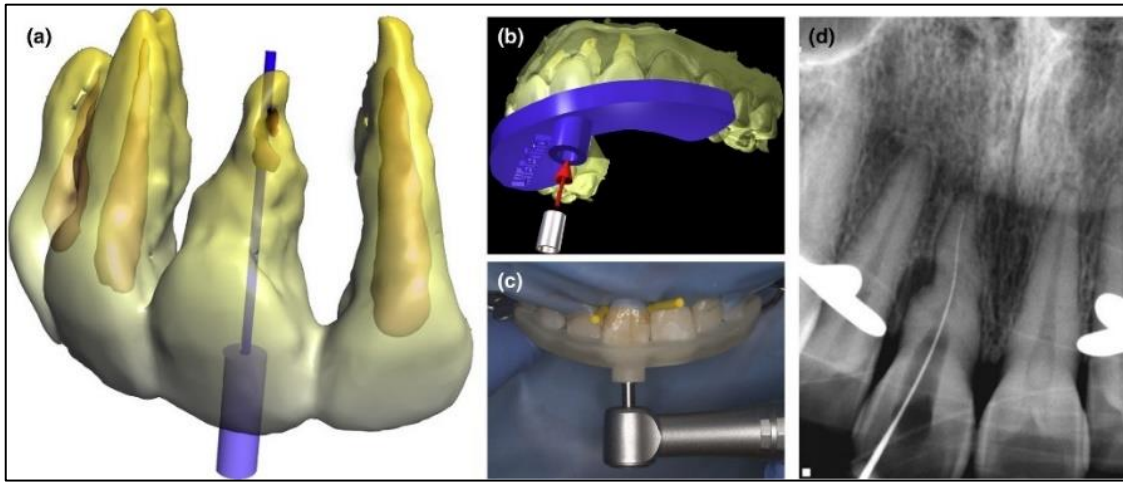


Şekil 2.21: Protetik uygulamalarda 3D kullanımı [“Professional 3D Printing Materials for Digital Dentistry,” Erişim tarihi Temmuz 2021]

Co-Cr alaşımı metal iskeletli dental modellerinin, mum di  protezi kalıplarının, yüz protezi kalıplarının ve zirkonyum restorasyonların 3D yazıcı teknolojisi kullanılarak yapılması, protetik alanda kullanıma başarıyla uyarlanmış tır (Al Mortadi ve diğ erleri, 2012; Hems ve Knott, 2014; Sun ve Zhang, 2012).

Endodonti

Yukarıda açıklanan diş hekimliği alanlarında görüldüğü üzere, 3D yazıcı aynı zamanda endodontik disiplinde de sağlam bir yer edinmiştir (Anderson ve diğerleri, 2018) (Şekil 2.22). Endodontide manuel iş akışından dijital iş akışına doğru gerçekleşen paradigma değişimi, prosedürü eşsiz bir şekilde verimli kılmış, hassasiyet ve doğruluğunu artırmış, hasta konforunu iyileştirmiş, rejeneratif endodontide bir atılım sağlamış ve eğitim ile öğretim yoluyla operatör becerilerinin geliştirilmesine vesile olmuştur (Shah ve Chong, 2018).



Şekil 2.22: Endodontik uygulamalarda 3D [Anderson ve diğerleri, 2018]

Periodontoloji

3D yazıcının kullanıldığı bir diğer diş hekimliği alanı periodontoloji olup, rejeneratif periodontoloji araştırmalarına ve estetik gingival düzeltme uygulamalarına yönelik 3D model rehberlere odaklanılmaktadır. Periodonsiyum, kemik, gingiva ve sementum gibi çeşitli bileşenlerden oluşan karmaşık bir doku sistemidir. Her dokunun farklı özellikleri bulunmaktadır ve oral kavitedeki doku rejenerasyonu buna uygun olarak çeşitli hücre tipleri, sinyal mekanizmaları ve etkileşimler tarafından kontrol edilir (Oberoi ve diğerleri, 2018). Bu özellikler neticesinde uygun materyaller ile 3D yazıcılardan elde edilen modeller rahatlıkla oral dokularda kullanılabilmektedir.

2.5.2 Üretim Yöntemleri

Birçok farklı yazıcı teknolojisi bulunmakla birlikte bunların her biri kendine özgü avantajlar ve dezavantajlar barındırmaktadır. Maalesef, daha işlevsel ve verimli ekipmanların ortak noktası, ekipmanların, malzemelerin, bakımın ve onarımın yüksek maliyetli olmasıdır. Bunun yanında genellikle karmaşık temizlik ve zorlu son işlem süreçleri, bazen de zahmetli sağlık ve güvenlik prosedürleri söz konusudur (Dawood ve diğerleri, 2015).

3D yazıcı modellerinin maliyetinin düşerek geleneksel alçı modellere yakın bir düzeye gelmesi beklenmektedir. 3D yazıcılarda kullanılan çeşitli malzemeler arasında akrilonitril-bütadien-stiren (ABS) plastik, stereolitografi malzemeleri (epoksi reçineler), polilaktik asit (PLA), poliamid (naylon), cam elyafı poliamid, gümüş, çelik, titanyum, fotopolimerler, mum ve polikarbonat yer almaktadır (Mahamood ve diğerleri, 2016).

3D yazıcı sistemi, bir 3D model ile .stl formatında dijital bir dosyadan, küçük hacimli elemanları birleştirme, bağlama, sinterleme veya polimerize etme yoluyla somut 3D nesneler üretme işlemidir (Mahamood ve diğerleri, 2016). 2017 Gartner Hype Cycles'da da gösterildiği üzere, 3D yazıcı, günümüzde, özellikle kişiselleştirmeye imkan veren üstün özellikleri sayesinde diş hekimliği alanında kritik ilerlemeler kaydetmektedir (Prasad ve diğerleri, 2018).

Bu teknik, veri temini, işleme ve katkı maddeleri kullanılarak üretim olmak üzere üç ana adımdan oluşmaktadır. Kapsamlı bir BT taramasından, ağız içi elde edilen bir taramadan veya MRI'dan elde edilen görüntülere ihtiyaç duyulan ilk adım çok önemlidir. Bu görüntüler, üretilecek nesnenin bilgisayar destekli tasarım çizimini sentezlemek amacıyla kullanılır. 3D yazıcı, yazıcı kafasını x-y düzlemi boyunca hareket ettiren servo motorlarını etkinleştirmek için 3D modelden alınan koordinatları kullanarak bir katman oluşturur. Bu işlem, üçüncü boyutu oluşturmak için z eksenini boyunca tekrarlanır (van Noort, 2012; Ventola, 2014). Renk, doku ve kalınlığı belirleyen diğer veriler .stl dosya formatında verilir.

SLA, PPP ve DLP, ışıkla sertleşen reçine kullanılır. Stereolitografide, ardışık katmanlar oluşturmak üzere ışıkla sertleşen fotopolimer reçine teknesi ve ışığa duyarlı bir lazer kullanılır. Fotopolimer püskürtmede, ışığa duyarlı polimerler mürekkep tipi bir yazıcı kafası ile aşamalı olarak bir platform üzerine püskürtülerek katmanlar oluşturulur. Dijital ışık

işlemedeyse nesne, yükselen bir platform üzerinde sıvı reçine ve ışık kaynağı kullanılarak ters şekilde oluşturulur. Bu işlemler pahalıdır ve elde edilen ürünler ısıyla sterilize edilemezler ve raf ömürleri kısadır (Dawood ve diğerleri, 2015).

Toz bağlama (Binder Jetting), nesneyi oluşturmak üzere bir toz yatağına tutulan bir mürekkep püskürtmeli yazıcı kafasından gelen suyun kullanıldığı bir işlemdir. Bu teknik, uygun maliyetli olmasına rağmen, çözünürlük, uygulama kolaylığı ve ısı sterilizasyonu açısından yetersiz kalmaktadır (Dawood ve diğerleri, 2015).

Seçici lazer sinterleme (SLS) ve elektron demetli eritme (EBM) gibi teknolojilerde, sinter tozu, ısıtılmış bir haznede erime noktasının altındaki bir noktaya kadar eritilir ve ardından bir tarama lazeri nesneyi oluşturur. SLS, polimerlerden ve metallerden nesneler oluşturmak için kullanılabilir. Bu teknik, yüksek sermaye gideri ve bakım maliyetleri nedeniyle pahalıdır. Ayrıca tozun solunması veya patlama kazaları nedeniyle sağlık açısından da risk oluşturmaktadır (Dawood ve diğerleri, 2015).

Eriyik yığma modelleme (FDM) tekniğinde, küçük termoplastik malzeme taneleri modeli oluşturmak üzere bir başlıktan bırakılır. Bu tekniğin kullanıldığı 3D yazıcılar, en yüksek piyasa kullanımını ev ürünleri alanında göstermekte ve genellikle 'ev yazıcıları' olarak adlandırılmaktadır (Dawood ve diğerleri, 2015).

Hem SLS hem de SLA tekniğinde, nesneyi katman katman taramak ve oluşturmak üzere lazer kullanılırken, nesneyi yazdırmak için SLS tekniğinde toz bazlı malzeme, SLA tekniğinde ise sıvı reçine malzeme kullanılır (Kalsoom ve diğerleri, 2018; Mazzoli, 2013).

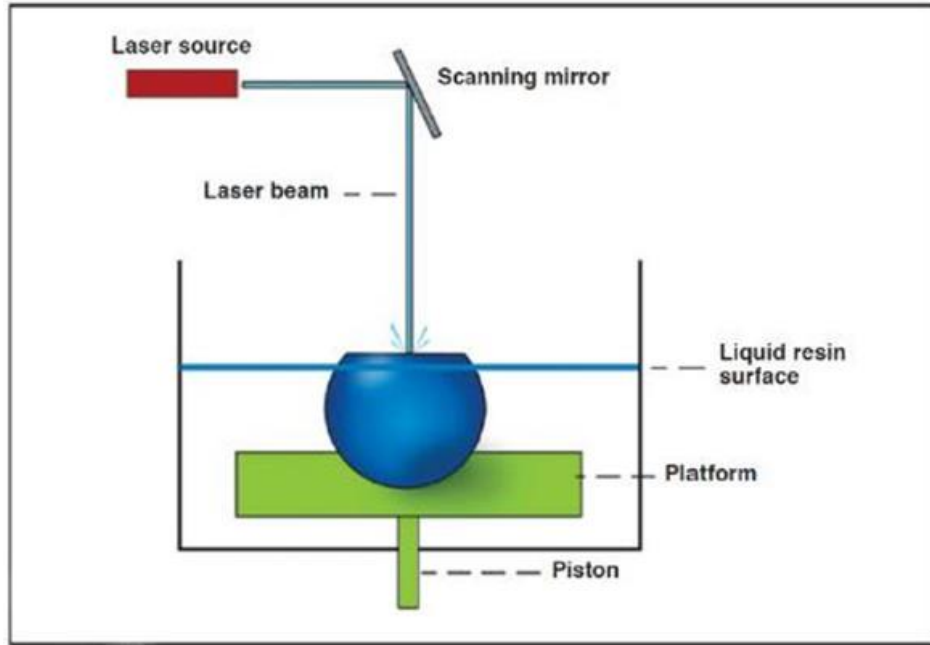
Tablo 2.2: Yazıcıların genel özellikleri [Dawood ve diğerleri, 2015]

Yazıcı Tekniği	Avantajları	Dezavantajları	Parametreler	Özellikler	Materyal
Işıkla Sertleşen Reçine					
Stereolithography (SLA) Bir tarayıcı lazer ile sıvı polimer tankında, ışığa duyarlı polimerle katman katman olarak kürlenerek oluşturulur.	Hızlı fabrikasyon. Yüksek özellikli çözünürlüğü sayesinde karmaşık şekiller oluşturulabilme. Toplu olarak kullanılırsa daha düşük maliyetli malzemeler. Materyal yüzeyi düzgün. Hata payı düşük. Şeffaf yapılabilir. Yüksek mekanik mukavemet.	Yalnızca ışıkla sertleşen sıvı polimerlerle kullanılabilir. Destek malzemeler mevcut, el ile temizlenmeli. Reçine dağılabilir ve cilt hassasiyetine neden olabilir, temas veya solunumu ile tahriş edici olabilir. Sınırlı raf ve çıkılama ömrü. Isı ile sterilize edilemez. Yüksek maliyetli teknoloji. Çıktı sonrası ek kürlenme işlemleri gerekli.	Katman kalınlığı: 100 nm'lik minimum özellik boyutu kolayca üretilebilir.	Fotopolimer ve destek yapılar gerekli.	Reaktif rezin
Digital Light Processing (DLP) Sıvı reçine, bir projektör ışık kaynağı ile katman katman kürlenir. Nesne, kademeli olarak yükselen bir platform üzerine baş aşağı oluşturulur.	İyi doğruluk, pürüzsüz yüzeyler, nispeten hızlı. Düşük maliyetli teknoloji. Daha az atık.	Döküm için yalnızca ışıkla sertleşen sıvı polimerler veya mum benzeri malzemeler kullanılır. Destek malzemeler mevcut, el ile temizlenmeli. Reçine dağılabilir ve cilt hassasiyetine neden olabilir, temas veya solunumu ile tahriş edici olabilir. Sınırlı raf ve çıkılama ömrü. Isı ile sterilize edilemez. Yüksek maliyetli malzemeler.	Katman kalınlığı: 100 nm'lik minimum özellik boyutu kolayca üretilebilir.	Fotopolimer ve destek yapılar gerekli.	Reaktif rezin
Photojet - Polyjet (PPP) Işığa duyarlı polimer, inkjet tipi bir yazıcı başlığından bir platforma püskürtülür ve kademeli olarak azalan bu platform üzerinde katman katman sertleşerek oluşturulur.	Nispeten hızlı. Yüksek çözünürlüklü, yüksek kaliteli bitim mümkün. Elastik malzemeler de dahil olmak üzere çeşitli renkler ve fiziksel özellikler için birden fazla malzeme mevcut. Teknoloji maliyeti nispeten düşük. Malzemelerin türüne bağlı olarak mat, parlak ve özel yüzeyler elde edilebilir.	Yapışkan yapıdan dolayı destek malzemesinin tamamen çıkarılması zor olabilir. Destek malzemesi cilt tahrişine neden olabilir. Isı ile sterilize edilemez. Malzemeler yüksek maliyetli.	Katman kalınlığı: 14-28 µm horizontal olarak. 50 mm'nin altındaki özellikler için 20-85 µm; tam model boyutu için 200 µm kadar doğruluk.	Destek yapılar gerekli.	6 farklı rezin kombinasyonu, kauçuk benzeri materyal, biyoyumlu materyaller veya simüle edilmiş polipropilen kullanılabilir.
Toz Bağlayıcı					
Inkjet (Binder Jetting) Yazıcı başlığından su damlaları (renkli) ile sertleşen alçı veya muadili malzeme gönderilir. Nesne, kademeli olarak alçalan platform üzerinde toz yatağından katman katman oluşturulur.	Düşük maliyetli malzeme ve teknoloji. Renkli yazdırılabilir. Destek yapı ayarlanmasına gerek yok. Nispeten hızlı ilerleyen süreç. Güvenli malzemeler. Yapı modelleri doğrudan döküm amaçlı kullanılabilir. Göreceli malzeme çeşitliliği.	Düşük çözünürlük. Toz dağılabilir. Düşük dirençli, kırılkan modeller. Islatılmaz veya ısıyla sterilize edilemez. Tek materyal ile üretim. Pürüzlü yüzey. Toz gözlekler içinde sıkışabilir.	Katman kalınlığı: 20-100 µm. En küçük şekil: 350-500 µm.	Geniş malzeme yelpazesi. Destek yapı ihtiyacı yoktur. Sıvı formdan katı forma geçerken dayanımı az.	Metaller, seramikler, polimerler.
Sinterli Bağlayıcı					
Selective Laser Sintering (SLS) Nesne toz yatağında katman katman oluşturulur. Isıtmalı malzeme haznesi, malzemenin sıcaklığını erime noktasının hemen altına kadar yükseltir. Daha sonra tarama lazeri inen platformda katman katman olarak tozu sinterler ve nesne oluşturulur.	Naylon, elastomerler ve kompozitler dahil olmak üzere çeşitli polimerik malzemeler. Dayanıklı ve tutarlı parça üretimi. Kendinden destekli süreç. Polimerik malzemeler – genellikle naylon otoklavlanabilir. Basılı nesne tam mekanik işlevselliğe sahip olabilir. Büyük hacimli kullanılırsa daha düşük maliyetli malzemeler.	Önemli altyapı gerekli; hava kompresörü, sıcaklık kontrolü gibi. Aşırı ısınma riski. Toz dağılabilir. Kaba, pürüzlü yüzey. Solunum durumunda riskli. Yüksek maliyetli teknoloji.	Katman kalınlığı: 76-100 µm. En küçük şekil: 45-100 µm.	Destek yapı ihtiyacı yoktur. Toplu üretimde düşük maliyetli	Metaller, seramikler, polimerler.
Selective Laser Melting (SLM) Metaller ve metal alaşımları için olan SLS. Direct metal laser sintering (DMLS) olarak da tanımlanabilir. Yapı platformu alçalkırken, soğuk bir malzeme haznesinden metal tozu lazerle sinterlenerek katman katman oluşturulur. Nesneleri platforma bağlamak için destek yapılar kullanılır.	Yüksek mukavemetli nesneler, poröziteyi kontrol edebilir. Titanyum, titanyum alaşımları, kobalt krom, paslanmaz çelik gibi çeşitli malzemeler kullanılabilir. Metal alaşımı geri dönüştürülebilir. İnce detay mümkün.	Ayrıntılı altyapı gereksinimleri. Son derece maliyetli teknoloji orta derecede maliyetli malzemeler. Toz ve nanoparçacık yoğunlaşması sağlığa zararlı olabilir. Patlama riski. Kaba, pürüzlü yüzey. Ayrıntılı son işlem gereklidir: Basılı nesnelerdeki iç gerilmeleri azaltmak için ısı işlemi gibi. Destek materyalleri çıkartmak zor. Nispeten yavaş süreç.	Katman kalınlığı: 76-100 µm. En küçük şekil: 45-100 µm.	Destek yapı ihtiyacı yoktur. Toplu üretimde düşük maliyetli	Metaller, titanyum, kobalt krom, paslanmaz çelik.
Electron Beam Melting (EBM) Isıtmalı malzeme haznesi vardır. Yapı platformu inerek hareket eder. Elektron ışını tepeden verilerek, nesneyi katman katman olarak tozla sinterleyerek oluşturur.	Yüksek sıcaklıkta işlem, bu nedenle daha sonra destek veya ısı işlemi gerekmez. Yüksek hız. Kontrollü poröziteli yoğun parçalar. Güç tüketimi az. Vakumlu sistem.	Son derece maliyetli teknoloji orta derecede maliyetli malzemeler. Toz sağlığı zararlı olabilir. Patlama riski. Pürüzlü yüzey. Daha az sonrası işlem gerekli. Düşük çözünürlük.	Katman kalınlığı: ~50 µm. En küçük şekil: ~100 µm.	Destek yapı zorunlu olmadıkça ihtiyaç yoktur.	Metaller.
Termoplastik					
Fused Deposition Modelling (FDM) Çoğu 'ev' yazıcısında da tercih edilen ilk 3DP teknolojisidir. Termoplastik malzeme bir ağızdan ısıtılarak yapı platformuna katman katman yukarıya doğru oluşturulur.	Yüksek porözite. Değişken mekanik mukavemet. Düşük - orta seviye maliyetli malzeme ve ekipman. Düşük maliyetli ekipmanlarda düşük doğruluk. Bazı malzemeler ısıyla sterilize edilebilir. Farklı renklerde basılabilir. Sert veya esnek malzemeler kullanılabilir.	Düşük maliyetli ancak sınırlı malzemeler - sadece termoplastikler. Destek malzemesi kaldırılmalıdır. Biyolojik materyaller için sınırlı şekil zorluğu. Çizgisel yivler oluşur. Düzeltim için ekstra işlem gerekir. Yavaşdır. Sıcaklık dalgalanmaları gözlemlenebilir.	Katman kalınlığı: 250-370 µm. En küçük şekil: filament çapı: 260-700 µm.	Destek yapılar gereklidir. Termoplastik polimerler için gerekli mekanik anizotropi yüksek sıcaklıklarda.	Termoplastik polimerler.
İki Aşamalı Sistem (Eklemeli – Çıkarmalı)					
Laminated Object Manufacturing (LOM) Nesne önce malzeme (kağıt, plastik, metal, kompozit) tabakalarının katmanlar halinde üst üste yerleştirilmesiyle ve yapıştırılmasıyla daha sonra bıçak ya da lazer ile kesilmesiyle oluşturulur.	Büyük hacimli parçalar yüksek hızda üretilebilir.	Boyutsal doğruluğu düşük. Mekanik özellikleri iyi değildir.	Katman kalınlığı: 50-500 µm.	Hızlı proses, büyük parçalar üretilebilir.	Kağıt, polimerler, kompozitler.

2.5.2.1 SLA stereolitografi aparatı (stereolithography apparatus)

İlk olarak 1986'da Charles W. Hull tarafından ortaya atılan "stereolitografi" terimi, ince katmanlı malzemeleri art arda basıp konsantre bir UV lazer ışığıyla katılaştırmak suretiyle maddeler üretme tekniği anlamına gelmektedir. SLA, "hızlı prototipleme" adıyla anılmış olan ilk sistemdir. Bu işlemle oluşturulan nesnenin çözünürlüğü, daha fazla katman kullanıldığında daha yüksek olmuştur ve milimetre başına katman sayısı 5 ila 20 arasında değişiklik gösterebilmektedir (Groth ve diğerleri, 2014; van Noort, 2012). Nesneler, oluşturulmalarından sonra fazla reçinenin temizlenmesi için bir çözücü banyosuna daldırılır ve sonrasında sertleşme işleminin tamamlanması için bir UV fırınına yerleştirilir. Stereolitografi tekniğiyle belli bir parçanın oluşturulması, nesnenin karmaşıklığına ve boyutuna bağlı olarak, birkaç saat ila 24 saat arasında sürebilir.

SLA teknolojisinde, reçine modeller bir su kabı içerisinde lazer ışını yardımıyla katman katman polimerize edilir (Şekil 2.23) (Keating ve diğerleri, 2008; Kumar ve diğerleri, 2016; Whitaker, 2015). SLA yazıcılarda en yaygın olarak kullanılan malzeme polimetilmetakrilat reçinedir (PMMA) (Kasparova ve diğerleri, 2013) .



Şekil 2.23: Şematize edilmiş SLA [Groth ve diğerleri, 2014]

Stereolitografi cihazlarında (EOS GmbH, 2015), parçaları katman katman olmak üzere ışıkla sertleşen fotopolimer reçine teknesi içerisinde oluşturulur. Her katman, sıvı reçinenin yüzeyinde lazer ile çizilir ve bu noktada "üretim platformu" aşağı doğru hareket ederken (markadan markaya değişiklik gösterebilir) bir diğer reçine tabakası yüzeyden silinir ve işlem tekrarlanır.

Destek yapıları CAD yazılımında oluşturulmalı ve silme işlemine ve yerçekimine direnecek şekilde üretilmeli, sonrasında nihai platformdan çıkarılmalıdır. Son işlemler arasında fazla reçinenin temizlenmesi ve UV fırınında sertleştirme işlemi yer almaktadır.

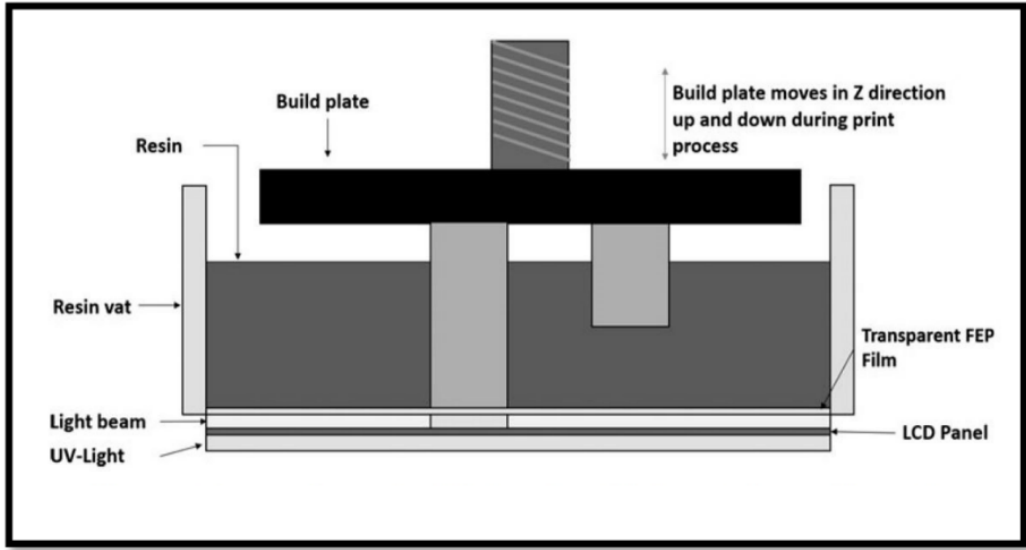
İşlem, büyük nesneler için kullanıldığında maliyetlidir ancak bu teknoloji genellikle 3D model implant rehber plakların endüstriyel üretimi için kullanılmaktadır.

SLA'nın ilk kullanımı çoğunlukla otomotiv ve havacılık sektörlerinde olmuş ancak bu teknolojinin tıp ve diş hekimliğindeki uygulamaları da zamanla ortaya çıkmıştır. SLA modelleri günümüzde kraniyal, maksilofasiyal ve nöroşirurjik prosedürleri planlamak ve insan anatomisi, özelleştirilmiş implantlar, kraniyoplastiler, orbita tabanları ve inley/onlaylerin son derece hassas kopyalarını üretmek için kullanılmaktadır. Dental implantların yerleştirilmesine yönelik cerrahi rehberler genellikle stereolitografi ile üretilmektedir (Winder ve Bibb, 2005).

SLA yazıcısının dezavantajları arasında, yazıcının ve reçine malzemesinin maliyetinden kaynaklı yüksek üretim maliyetleri ve yazıcının kullanılması için eğitilmiş bir teknisyene ihtiyaç duyulması yer alır. Ek olarak, reçine, bir bariyer kullanılmadığı zaman hücresel aktivitenin azalmasına ve apoptoza neden olan tahriş edici maddeler salgılayarak toksisiteye neden olur (Hazeveld ve diğerleri, 2014; Murugesan ve diğerleri, 2011).

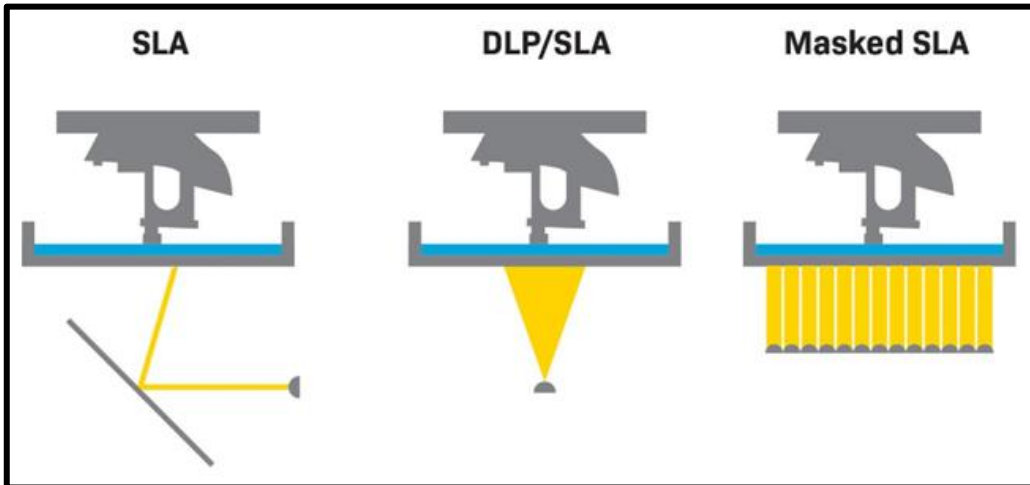
2.5.2.2 mSLA maskeli stereolitografi aparatı (masked stereolithography apparatus)

Maskeli Stereolitografi, ışık kaynağı olarak bir LED dizilimi kullanır ve UV ışığını LCD ekrandan geçirerek bir maske şeklinde tek katmanlı dilimi görüntüler. UV ışığa maruz kalan reçine tek katman olarak kürleşir ve model elde edilir (Şekil 2.24). mSLA baskı yöntemleri, her katmanın tek tek basılması yerine tek seferde yazdırılması nedeniyle uygun maliyetli, hatasız ve nispeten hızlıdır (Mondal ve diğerleri, 2021).



Şekil 2.24: Şematize edilmiş mSLA [Muenks ve Kyosev, 2021]

DLP gibi, LCD fotomaskesi de dijital olarak görüntülenir ve kare piksellerden oluşur. LCD fotoğraf maskesinin piksel boyutu, bir baskının ayrıntı düzeyini tanımlar. Böylece, XY doğruluğu sabittir ve DLP'de olduğu gibi merceği ne kadar iyi yakınlıştırılabileceğinize/ölçekleyebileceğinize bağlı değildir. SLA veya DLP tabanlı yazıcılar ve mSLA teknolojisi arasındaki diğer bir fark, ikincisinin lazer diyot veya DLP ampul gibi tek noktalı bir emitör ışık kaynağı yerine yüzlerce ayrı emitör dizisini kullanmasıdır (Şekil 2.25).



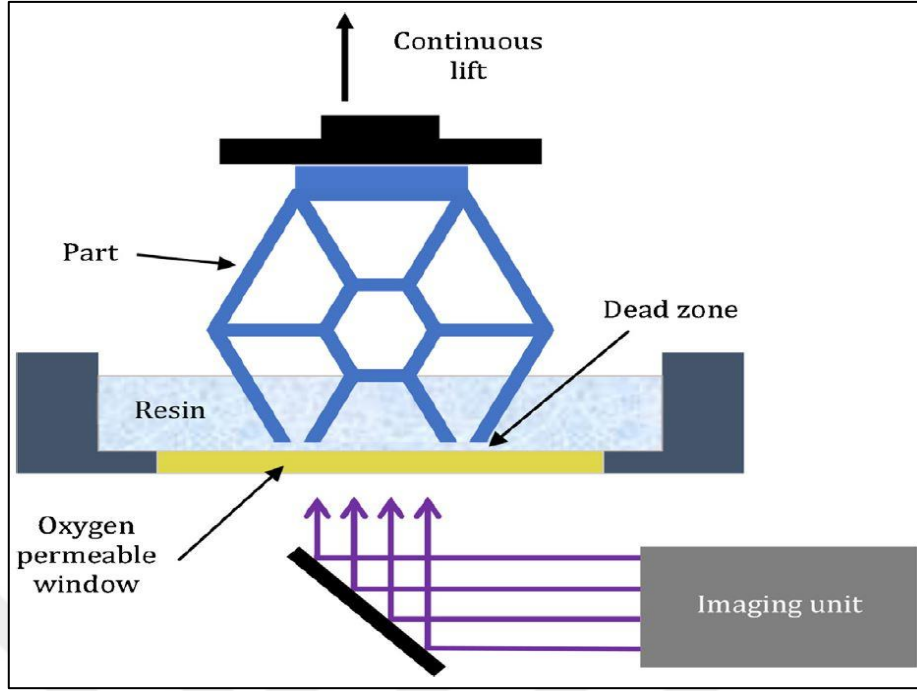
Şekil 2.25: SLA, DLP ve mSLA lazer kaynakları dizisi [“Masked Stereolithography 3D Printing - DIYODE Magazine”, Erişim tarihi Mayıs 2022]

DLP'ye benzer şekilde mSLA, belirli koşullar altında SLA'ya kıyasla daha hızlı yazdırma süreleri elde edebilir. Bunun nedeni, enine kesit alanını bir lazer noktasıyla izlemek yerine tüm bir katmanın bir kerede açığa çıkmasıdır.

LCD birimlerinin düşük maliyeti nedeniyle, mSLA, bütçe-masaüstü reçine yazıcı segmenti için tercih edilen bir teknoloji haline gelmiştir (“The Types of 3D Printing Technology in 2022 | All3DP,”).

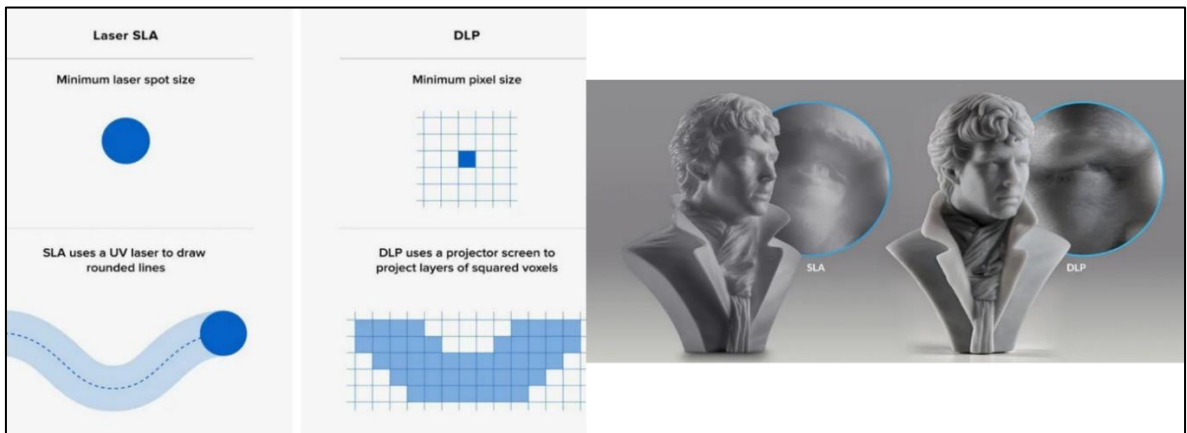
2.5.2.3 DLP dijital ışık işleme (digital light processing)

Dijital Işık İşleme (DLP), güç kaynağı projektörü olarak dijital bir mikro ayna cihazı kullanılarak sıvı reçinenin sertleştirildiği ve 3D katı nesnelere dönüştürüldüğü bir tür nanoteknolojidir (Şekil 2.26). DLP, yönteminde ışık polimerizasyonu da kullanıldığından, SLA'ya benzerdir. İki yöntem arasındaki farklardan biri, DLP'de, SLA'daki teknenin tek bir nokta üzerinden taranmasının gerektiği lazer işleminin aksine, küçük volümetrik piksellik tek bir dijital görüntü olarak tek bir katman oluşturulmasıdır (Şekil 2.27). DLP yazıcı daha hızlıdır ve tipik olarak 30 mikrondan daha düşük bir katman kalınlığına ulaşabilmekte, daha yüksek çözünürlüklü nesneler üretebilmektedir (Hornbeck, 1999). Ayrıca DLP ile yüksek netlik, süngerimsilik, esneklik, su direnci, termal direnç ve dayanıklılık gibi çok çeşitli özelliklere sahip nesneler üretilmektedir. ABS, polipropilen ve mumu taklit edecek şekilde tasarlanmış olan fotopolimerler, katmanları plastik filamentten çok daha düzgün bir şekilde birbirine karıştırır. Bununla birlikte, fotopolimer modeller ışığa maruz kaldıkça zamanla kırılma hale gelebilirler. Nesnelerde çatlaklar görülmeye başlayabilir ve kırılmaya karşı daha hassas hale gelebilirler.



Şekil 2.26: Şematize edilmiş DLP [Stansbury ve Idacavage, 2016]

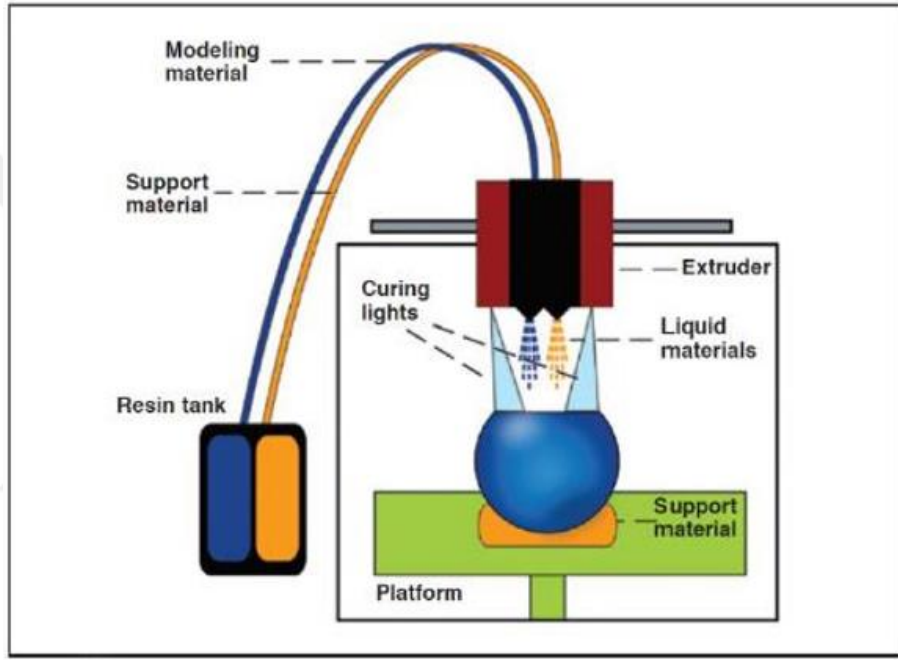
DLP işleminde, model tek fotopolimer çözeltisi içeren bir tekne içerisinde yapıldığı için, bir seferde yalnızca bir malzeme kullanılabilir. Modelleme sonrası işlemler arasında, kalan reçinenin yıkanması ve destek yapılarının kopartılarak veya kesilerek çıkarılması yer alır. DLP tabanlı Teknolojilere, film projektörleri, cep telefonları, dijital sinema, medikal, güvenlik ve endüstriyel kullanımlar gibi çok çeşitli uygulamalarda rastlanır (“3D Printing Process – What is DLP?”, 2020).



Şekil 2.27: SLA-DLP karşılaştırması [“What Does Resolution Mean in 3D Printing?” Erişim tarihi Temmuz 2021]

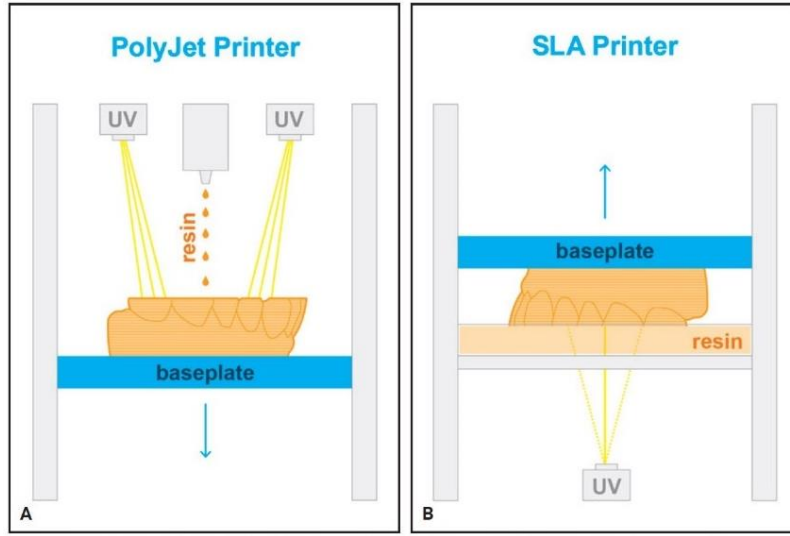
2.5.2.4 PPP polyjet Fotopolimer (polyjet Photopolymer)

Bu teknolojiye, mürekkep püskürtmeli yazıcıda bulunanlara benzer (ancak çok daha maliyetli) ışıkla sertleşen reçine malzemeleri ve yazıcı başlıkları kullanılarak yazıcı kafasının her bir geçişinde ışıkla sertleşen fotopolimer katmanları yerleştirilir (Şekil 2.28). Teknolojinin, sabit bir platform ve dinamik yazıcı başlığı veya sabit bir yazıcı başlığı ve dinamik platform ile kullanılması mümkündür. Destek yapıları, kolay ayrılabilen bir destek malzemesi içinde yerleştirilir.



Şekil 2.28: Şematize edilmiş PPP [Groth ve diğerleri, 2014]

Piyasada mevcut olan en yüksek çözünürlüğe sahip yazıcı, 3D modellerin sıvı fotopolimer katmanlarının yazıcı başlığından bir üretim platformuna püskürtülmesi ve ardından bunların UV ışıyla sertleştirilmesi ile katmanlar halinde oluşturulduğu PolyJet yazıcıdır (Ionita ve diğerleri, 2014). PolyJet yazıcıların avantajları, yoğunluk, sertlik, esneklik, gözeneklilik, 25 mikrona varan çözünürlük, hızlı modelleme ve karmaşık geometrilerin replikasyonu gibi özellikler açısından çok çeşitli malzemelerle modelleme yapılmasına olanak tanınmasıdır. Tekniğin dezavantajları ise yoğun yıkama ve destek malzemesinin çıkarılması gibi baskı sonrası model işlemleridir (Ionita ve diğerleri, 2014). Polyjet yazıcıların SLA yazıcılardan en büyük farkı, polyjet yazıcılarda çoklu yazıcı başlıkları ile üretim alanına ışık ve reçine göndermesidir. SLA yazıcılarda bu tek bir ışık kaynağı ile yapılır (Şekil 2.29).



Şekil 2.29: PPP ve SLA ışık kaynakları [Groth ve diğerleri, 2018]

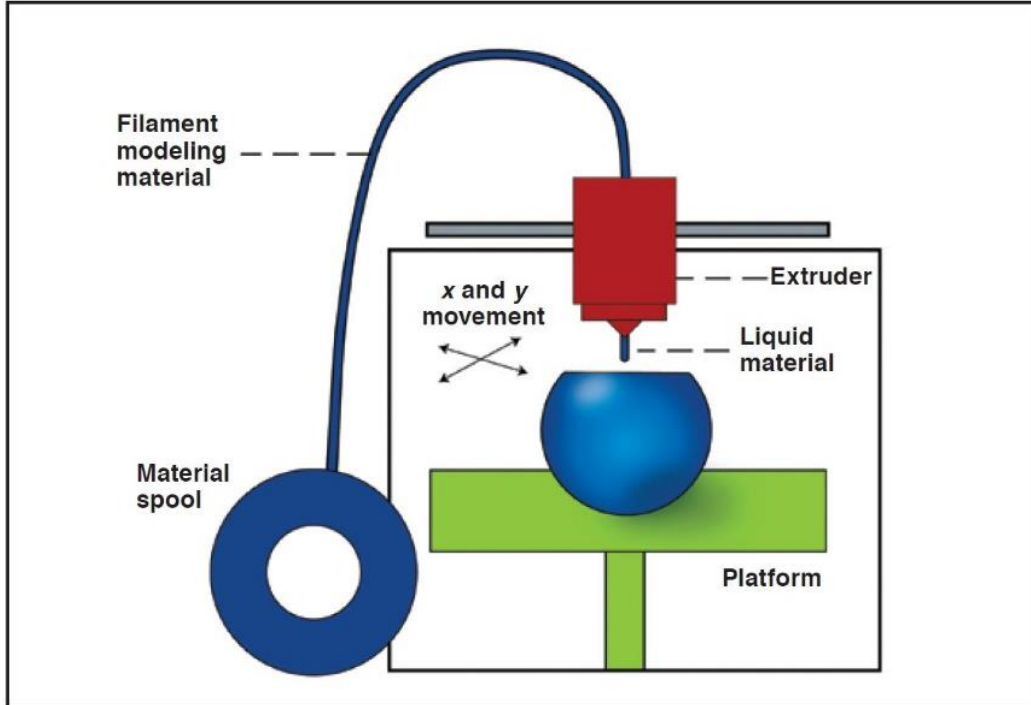
Döküm amaçlı reçineler, mumlar ve ayrıca bazı silikon benzeri kauçuk malzemeler de dahil olmak üzere çeşitli malzemeler basılabilmektedir. Bu tekniği kullanarak, karmaşık geometri ve 25 mikrona varan çözünürlükte çok ince ayrıntılar elde etmek mümkündür (İbrahim ve diğerleri, 2009). PolyJet yazıcılar, oldukça farklı fiziksel özelliklere sahip birden fazla malzeme aynı anda kullanılarak renkli volümetrik nesnelerin üretimine imkan vermektedir.

Tekniğin dezavantajı, ekipmanın ve malzemelerin satın alınması ve kullanımının maliyetli olması ve destek malzemelerini çıkartmanın zor ve zahmetli olmasıdır. Teknik, dental veya anatomik çalışma modellerinin basılması için kullanışlı olsa da bu modellerin bu yolla üretimi pahalıdır. İmplant rehberleri, daha düşük hacimli oldukları için bu teknoloji ile hızlı ve ucuz bir şekilde üretilebilir. Bu teknolojinin sunduğu özel bir avantaj, birden fazla yazıcı başlığının kullanılmasının, farklı malzemeler ve farklı ölçekli malzeme karışımları ile eşzamanlı modellemeye olanak tanınması, böylelikle, örneğin esnek ve sert parçaları bulunan indirekt ortodontik braket rehberleri gibi splintlerin üretimi için basılan nesnenin özelliklerini değiştirmeyi mümkün kılmasıdır (Dawood ve diğerleri, 2015).

Teknik, karmaşık geometriler, cerrahi splintler ve rehberler, ortopedik ameliyatlar ve kalp ameliyatları için fantomlar ve doku mühendisliği için yapı iskeleleri konusunda hastaya özel 3D modeller üzerinden cerrahi planlama yapılmasında geniş uygulama alanı bulmaktadır (Hung ve diğerleri, 2016; Klein ve diğerleri, 1992; Osman ve diğerleri, 2017; Tardieu ve diğerleri, 2007).

2.5.2.5 FDM eriyik yığma modelleme (fused deposition modelling)

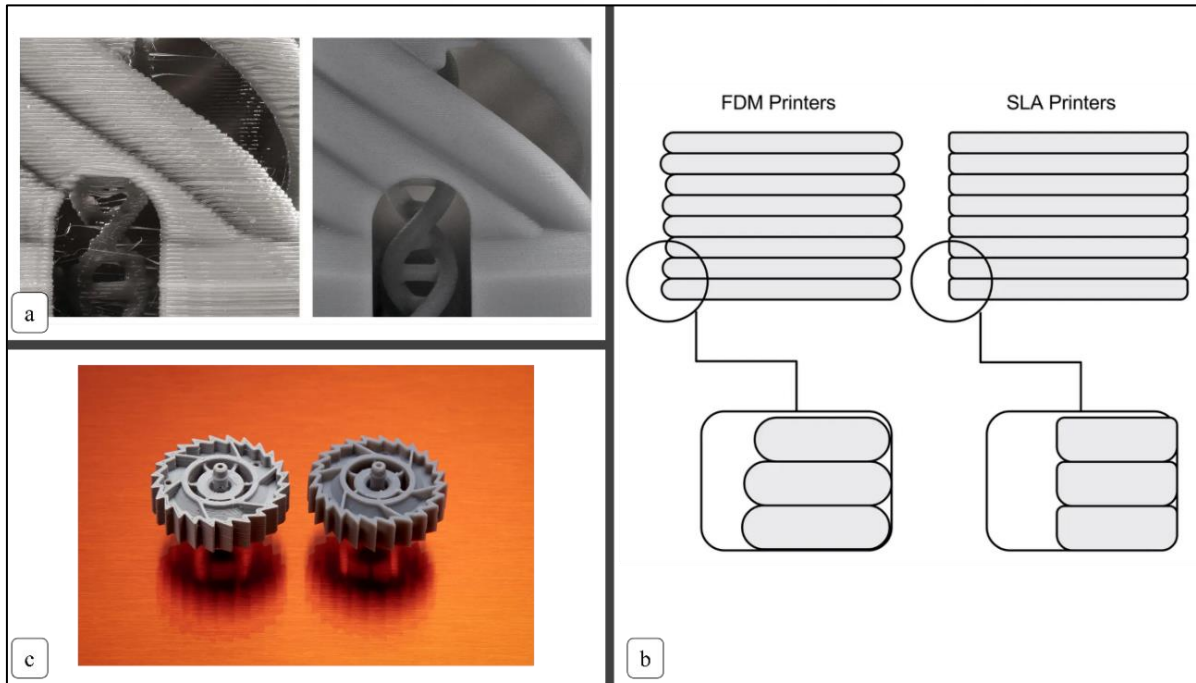
En eski 3D yazıcı teknolojilerinden biri olan FDM, 1999 yılında ilk kez bir tıbbi model üretmek üzere kullanılmıştır (Torabi ve diğerleri, 2015). Esasen robotik bir yapıştırıcı tabancası olan FDM yazıcılarda, bir ekstrüder (püskürtme tabancası) ya sabit bir platformu uçtan uca kat eder ya da bir platform sabit bir ekstrüderin altında hareket eder (Şekil 2.30). Bu işlemde nesneler, yazılım ile katmanlar halinde 'dilimlenir' ve koordinatlar yazıcıya aktarılır. Malzemeler, tekniğin yapısı gereği termoplastik olmalıdır. Yaygın olarak kullanılan malzemelerden biri, biyobozunur polimer polilaktik asittir. Bu ve benzeri malzemeler, doku mühendisliğinde popüler bir araştırma konusu olan 'biyobaskı' (Chia ve Wu, 2015) için kullanılan yapı iskelelerinin temel bileşeni olarak kullanılmaktadır. Karmaşık geometriler oluşturmak için genellikle ya aynı malzemeden ya da örneğin, suda çözünebilen bir destek malzemesini ekstrüde edecek ikinci bir ekstrüder ile uygulanacak ikinci bir malzemeden yapılabilen destek yapılarının yerleştirilmesine ihtiyaç duyulur. Doğruluk, ekstrüderin hareket hızının yanı sıra malzeme akışına ve her bir katmanın boyutuna bağlı olacaktır (Şekil 2.31).



Şekil 2.30: Şematize edilmiş FDM [Groth ve diğerleri, 2014]

FDM, üretim uygulamaları, modelleme ve prototipleme için sıklıkla kullanılır. 1980'lerin sonlarına doğru S. Scott Crump tarafından uygulamaya konan teknoloji, 1990'da Stratasys, Ltd ile popüler hale gelmiştir (van Noort, 2012). Malzeme, bir parçanın üretilmesi için, bir bobine sarılmış bir metal tel veya plastik bir filament serbest bırakıldıktan sonra ısıtılmış bir püskürtme tabancasından verilir. Eritilmiş malzeme püskürtme tabancasından çıktıktan hemen sonra sertleşir, böylece yanlışlıklar asgari düzeye indirilir (Zein ve diğerleri, 2002). Başlık, nümerik kontrollü bir yazılım mekanizması ile hem dikey hem de yatay hatlar üzerinde yönlendirilebilir. Çeşitli mukavemet ve termal özelliklere sahip ABS polimeri, polifenilsülfonlar ve mumlar, polikaprolakton, polikarbonatlar, poliamidler, lignin gibi çeşitli malzemelerin yanı sıra diğer pek çok malzemenin kullanılması mümkündür.

Bu, en düşük maliyetli 'ev tipi' 3D yazıcılarda izlenen süreçtir. Teknik, çok karmaşık olmayan ham anatomik modellerin basılmasına olanak tanır - örneğin, ayrıntılı maksilla basmak zor bir iş olsa da dişsiz bir mandibula basmak mümkün olabilir (Melchels ve diğerleri, 2010). Daha maliyetli ve daha doğru modeller oluşturan FDM yazıcılar mevcuttur ve bunlar anatomik çalışma modeli yapımında kullanılmakla birlikte diş hekimliği veya cerrahide çok az uygulama alanı bulunmaktadır.



Şekil 2.31: FDM-SLA karşılaştırması [“What Does Resolution Mean in 3D Printing?” Erişim tarihi Temmuz 2021]

2.5.2.6 PBP polimer/parçacık bazlı işleme (powder bed process - polymer/particle-based processing)

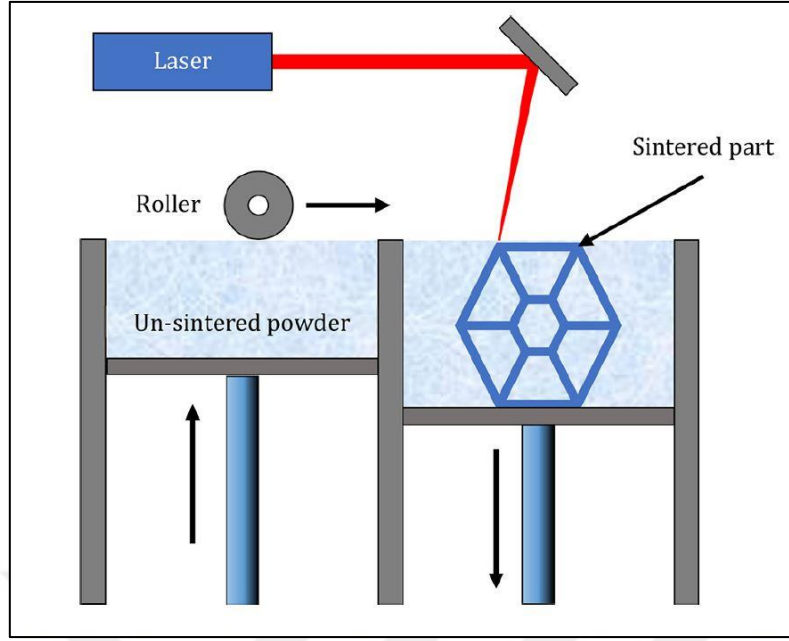
Bu aygıtlarda, sıvı damlacıklarının toz katmanına girebilmesi için modifiye edilmiş bir inkjet başlık kullanılarak katmanlı şekilde modelleme yapılır. Teknik dahilinde tipik olarak, tozun (çoğunlukla ölçü alçısı) üzerinde model yapmak için pigmentli bir sıvı (çoğunlukla su) kullanılır.

Model, bu yöntemde de toz yatağının kademeli olarak alçalmasıyla ve yüzey üzerinde oluşan yeni ince toz tabakasının süpürülmesiyle katmanlar halinde oluşturulur. Model, infiltre olmamış toz ile desteklendiğinden herhangi bir destek malzemesine ihtiyaç duyulmaz. Hassas basılmış modeli siyanoakrilat veya epoksi reçine ile infiltre etmek için gerçekleştirilen son işlem, mukavemeti ve yüzey sertliğini artıracaktır.

Elde edilen modeller, çalışma modelleri veya görsel prototipler olarak faydalı olsa da doğrulukları sınırlıdır ve uygulanan son işleme rağmen oldukça kırılganlardır (Ciuffolo ve diğerleri, 2006). Bu teknolojinin heyecan verici özelliklerinden biri, modelleri tam renkli basabilmesidir. Bununla birlikte, bunun cerrahi açıdan getirdiği dezavantaj, modellerin sterilize edilmesini ve operasyon sırasında doğrudan işlenmesini engellemesidir.

2.5.2.7 SLM/SLS seçici lazer eritme/seçici lazer sinterleme (selective laser melting/selective laser sintering)

Bu teknoloji, 1980'lerin ortalarından beri kullanılmaktadır (Deckard, 1986). Bu teknikte, toz yatağı kademeli olarak aşağı doğru hareket eder ve yeni bir ince malzeme tabakası yüzeye eşit olarak yayılırken, ince malzeme tozu, bir tarama lazeri ile kaynaştırılarak yapılar katmanlar halinde oluşturulur (Şekil 2.32) (Deckard ve Beaman, 1988; Kruth ve diğerleri, 2005). Teknik ile yüksek (60µm) bir çözünürlük seviyesi elde edilebilir ve basılan yapılar kendilerini çevreleyen toz ile desteklendiğinden herhangi bir destek malzemesine ihtiyaç duyulmaz.



Şekil 2.32: Şematize edilmiş SLS/SLM [Stansbury ve Idacavage, 2016]

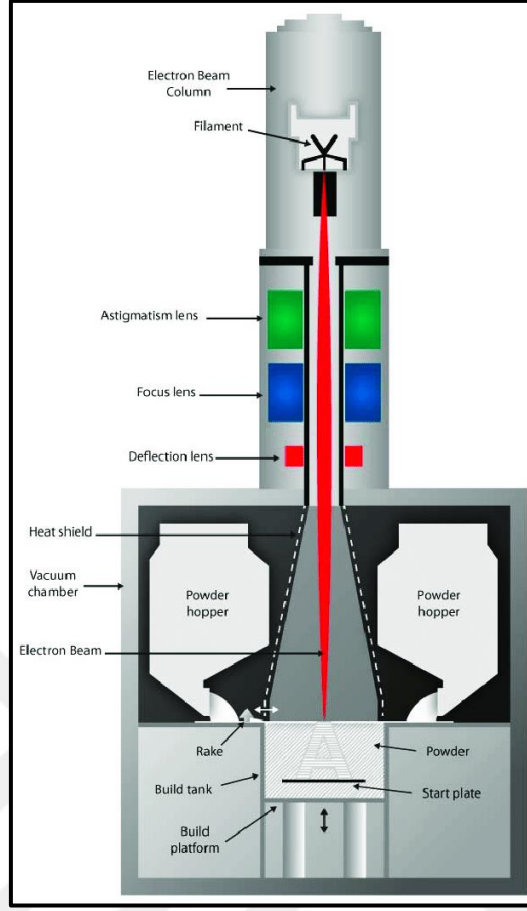
Bu işlemde kullanılan polimerlerin yüksek erime noktaları (otoklav sterilizasyon sıcaklığının üzerinde) ve mükemmel malzeme özellikleri sayesinde (Ono ve diğerleri, 2000; Silva ve diğerleri, 2008), bu yöntemle elde edilen nesneler, anatomik çalışma modelleri (Bibb ve diğerleri, 2006), delme ve kesi rehberleri, diş modelleri ve mühendislik/tasarım prototipleri olarak kullanılabilir. Bununla birlikte, bazı malzemelerin delinmesi ve hazırlanması zor ve teknolojinin satın alınması, bakımı ve kullanımı da maliyetli olduğundan bu materyallerin erken yıpranmaması adına bol miktarda basınçlı havaya ihtiyaç duyulur. Malzemeler nitelikleri gereği tozlu yapıdadır, bazı sağlık ve güvenlik gereklilikleri söz konusudur ve bunlarla çalışmak oldukça zahmetlidir.

Metaller ile 3D materyal yapılabilmesi, diş hekimliği açısından son derece heyecan verici bir gelişmedir. Titanyum, titanyum alaşımları, kobalt krom alaşımları ve paslanmaz çelik dahil olmak üzere çok çeşitli metal ve metal alaşımları kullanılabilir. Sinterleme dışında eritme yöntemi ile de model elde edilebilir. 3D basılmış parsiyel protezler ve protez iskeletleri halihazırda bu yöntemle üretilmektedir ve teknoloji, implant köprü iskeletleri için yüksek hassasiyetli bağlantılar hazırlamak amacıyla frezleme işlemleriyle birlikte uygulanabilir. Teknoloji, yukarıda polimerler için açıklananla genel olarak aynı olmakla birlikte bu aygıtlar, farklı üreticiler tarafından 'seçici lazer eritme' veya 'direkt metal lazer sinterleme' olarak da tanımlanabilir (Dawood ve diğerleri, 2015).

Seçici lazer eritme (SLM) ve seçici lazer sinterleme (SLS) gibi lazer tabanlı eklemeli üretim yöntemlerinde, 3D nesneler oluşturmak amacıyla metalik tozun eritilmesi ve ince partiküllerin birbirine kaynaştırılması için tarama aynaları ile yönlendirilen yüksek enerjili lazer ışını biçiminde güç kullanılır (Rimell ve Marquis, 2000). Lazer enerjisi, partiküllerin katı parçalar oluşturmak üzere tam olarak lehimlenmesini/erimesini sağlayacak kadar güçlüdür. Kısmi ve tam eritme veya sıvı faz sinterlemeyi de kapsayabilen işlem, nesnenin yapımı tamamlanana kadar her katman için tekrar edilir. Bu teknoloji, dijital CAD verilerinden doğrudan çok ince duvarlar ve gizli kanallar veya boşluklar barındıran karmaşık geometriye sahip parçalar oluşturma özelliği nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Diğer 3D yazıcı türleriyle kıyaslandığında, SLM/SLS'nin verimi çok yüksek olup, nesneler oluşturmada nispeten geniş bir ticari toz malzemesi yelpazesi mevcuttur (van Noort, 2012). Bu malzemeler arasında poliamidler, polikaprolakton, hidroksiapatit, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen, polietilen, seramik, cam, paslanmaz çelik, titanyum ve Co/Cr alaşımları yer almaktadır. Lazer tabanlı teknolojilerin ilk uygulamalarının çoğu hafif havacılık ürünlerinin üretimi için olmuşsa da SLM/SLS'nin ortopedik ve dental implantlar, dental kronlar ve köprüler, parsiyel protez iskeletleri ve kemik analoglarının üretiminde kullanımı kabul görmüştür (di Giacomo ve diğerleri, 2014).

2.5.2.8 EBM elektron demeti eritme (electron beam melting)

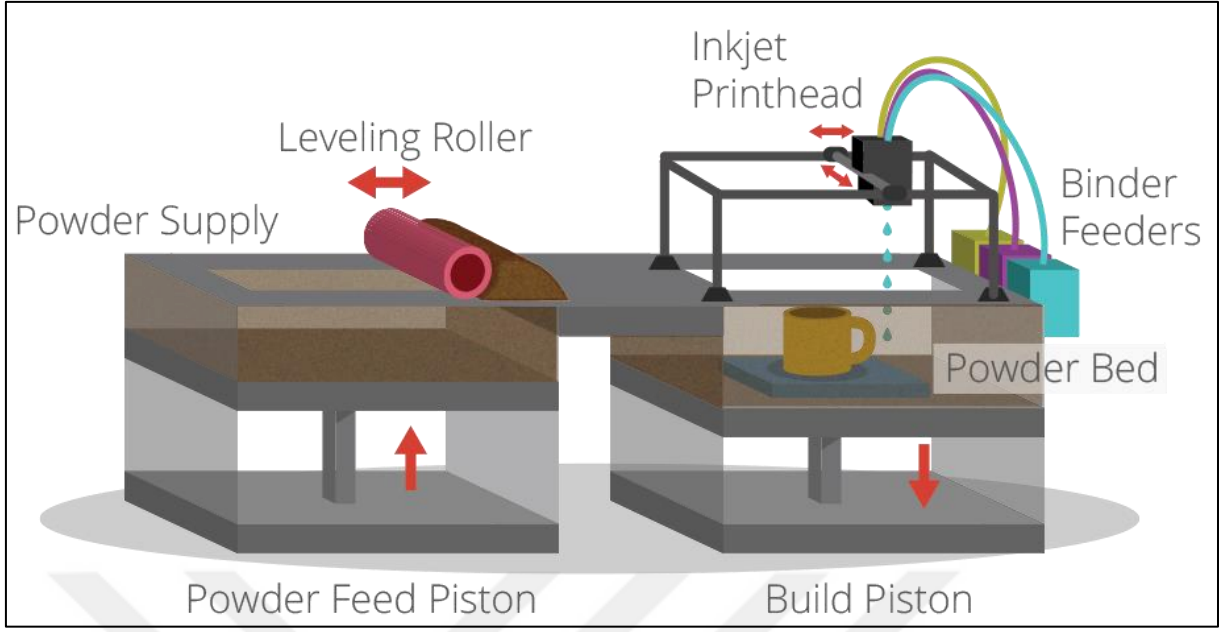
Elektron demeti eritme (EBM), ardışık katmanlar uygulama yoluyla özellikle güçlü, boşluksuz ve tamamen yoğun, nihai şekle yakın veya yüksek oranda gözenekli metal parçalar oluşturmak için kullanılan bir tür eklemeli üretim yöntemidir. EBM teknolojisinde enerji kaynağı olarak lazerin yerine elektron demeti kullanılır (Ponader ve diğerleri, 2010). Nesneler, yüksek vakum altında, bilgisayar kontrollü bir elektron demeti kullanılarak tamamen erimiş metal tozundan katmanlar halinde üretilir (Şekil 2.33). Teknoloji, 1000 °C'ye kadar varan yüksek sıcaklıklarda çalışabilir, bu da katılaşma yoluyla oluşan faz farklılıklarına yol açabilir. EBM ile paslanmaz çelik, titanyum ve bakır dahil olmak üzere çok çeşitli alaşımlarla son derece gözenekli ağırsı veya köpüksü yapılar oluşturulabilir. Teknoloji, kişiye özel implantlar üretmek için ortopedik, oral ve maksilofasiyal cerrahide yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu teknolojiyle üretilen modellerin yapısı kemiğin büyümesine olanak tanır, daha iyi fiksasyon sağlar ve gerilmeyi önlemeye yardımcı olur (van Noort, 2012).



Şekil 2.33: Şematize edilmiş EBM [Azam ve diğerleri, 2018]

2.5.2.9 Inkjet printer - bağlayıcı püskürtme tekniği (binder jetting)

Z Corporation tarafından geliştirilmiş 3D yazıcı tekniğidir. Bağlayıcılı püskürtme tekniği patentli bir teknik olup, temelde mürekkep püskürtmeli yazıcılara benzemektedir. İnkjet yazıcı teknolojisinde, ince bir toz substrat katmanı üzerine sıvı bir bağlayıcı maddeyi iterek modeli "basan" bir başlık kullanılır (Groth ve diğerleri, 2014; van Noort, 2012) . Model, bir toz yatağı boyunca sıvı bağlayıcı maddenin bir tankta biriktirilmesiyle oluşturulur. Toz, elde edilecek modelin her yeni tabakasını oluşturmak adına katman silindiri ile taşınır ("3D Printing Technology", 2005). Küçük mürekkep damlacıkları, basınç, ısı veya titreşim yoluyla deliklerden geçmeye zorlanır. Yöntem dahilinde nesneler, her bir malzeme katmanının son katmana eklenmesi ve bu işlemin tekrarlanmasıyla oluşturulur (Şekil 2.34). Sıvıdan katıya faz dönüşümü, damlacıklar, UV sertleştirme ışığı, kurutma, kimyasal reaksiyon veya ısı transferi yoluyla substratın üzerine uygulandıktan hemen sonra gerçekleşir ("Professional 3D Printers", 2020).



Şekil 2.34: Şematize edilmiş Binder Jetting [“Binder Jetting 3D Printing: Everything You Need To Know - 3DSourced” Erişim tarihi Temmuz 2021]

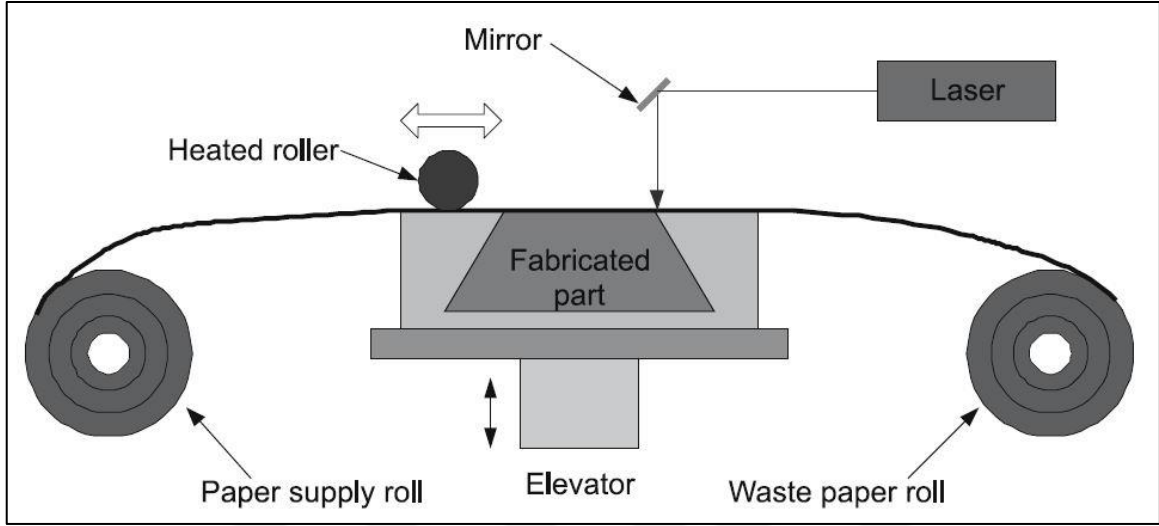
Sert ve kauçuk benzeri malzemeler bir araya getirilerek farklı renklerde yumuşak ve sert bölgelere sahip damaklıklar üretilebilir. Diğer diş uygulamaları arasında, çalışma modellerinin üretimi, implant yerleştirme amaçlı cerrahi rehberler, uyku apnesi apareyleri, ortodontik braket rehberleri ve geçici kronlar yer alır (Ebert ve diğerleri, 2009).

Genel olarak, inkjet yazıcı teknolojisi, FDM gibi diğer eklemeli üretim işlemlerine kıyasla daha hızlıdır. Bununla birlikte, malzemeye ve işleme bağlı olarak, yüzey bitişi, nesne yoğunluğu ve doğruluğu, stereolitografi ve seçici lazer sinterlemeye kıyasla daha zayıf olabilir (“Professional 3D Printers”, 2020).

2.5.2.10 LOM lamine nesne üretimi (laminated object manufacturing)

Lamine nesne üretimi (LOM), bir nesne oluşturmak üzere eklemeli ve çıkarmalı tekniklerin bir arada kullanıldığı bir işlemdir (Şekil 2.35). Yöntem, malzeme tabakalarının katmanlar halinde üst üste yerleştirilmesi ve adeziv, basınç ve ısı uygulaması ile birbirine yapıştırılmasıyla başlar. İşlem tamamlandıktan sonra nesneler bıçak veya lazer ile istenilen boyutlarda kesilir veya makineyle delme yoluyla ayrıca modifiye edilir. Bu teknoloji, kimyasal reaksiyon gerektirmediğinden nispeten büyük parçaların üretiminde kullanılabilir. LOM'da en çok kullanılan malzemeler, yaygın olarak bulunabilen plastik, kağıt, seramik,

kompozit ve metallerdir ve bu da tekniği nispeten ucuz bir 3D yazıcı yöntemi haline getirmektedir. Yüzey doğruluğu, SLA ve SLS yöntemine kıyasla biraz daha zayıftır. LOM sistemleri kum döküm, hassas döküm, seramik işleme, konsept modelleme ve mimari uygulamalarda kullanılmaktadır (“3D Printing Process – What is Laminated Object Manufacturing (LOM)?”, 2020).



Şekil 2.35: Şematize edilmiş LOM [Liu ve diğerleri, 2006]

2.5.3 Eklemeli Üretim İşlemleri ve Malzemeleri (Additive Manufacturing Processes)

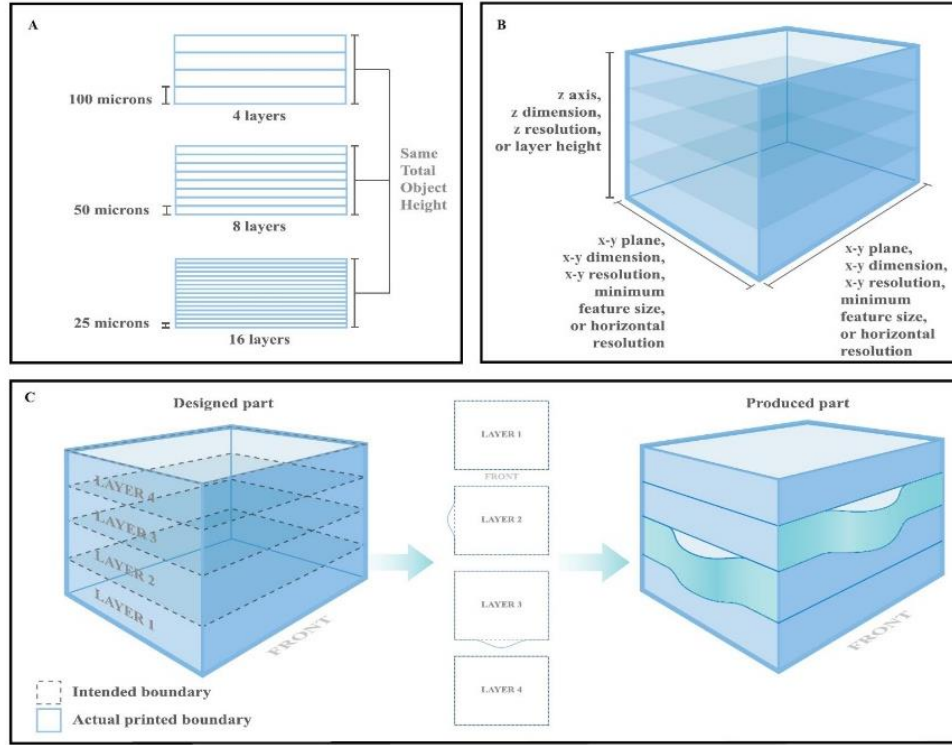
3D parça üretimi, en genel şekliyle, şekillendirme, çıkarmalı üretim ve eklemeli üretim olmak üzere üç ana kategoriye ayrılabilir. Şekillendirme, bir parçanın malzeme azaltma veya ekleme olmaksızın yeniden şekillendirilmesi olup, vakumla kalıp şekillendirme buna örnek olarak verilebilir. Çıkarmalı üretim, istenmeyen malzemeleri çıkarmak için kesici aletlerin kullanıldığı işlemdir. Bu yönetime örnek olarak hassas parçaların CNC (Computer Numerical Control) yoluyla frezlenmesi verilebilir. Adından da anlaşılacağı üzere, eklemeli üretimde, nihai ürün malzemenin çıkarılması değil eklenmesi yoluyla üretilir. Karmaşık yapılara ihtiyaç duyulduğu durumlarda eklemeli üretim bariz şekilde daha avantajlıdır. 3D yazıcı terimi, başlangıçta belirli bir eklemeli işleme tekniği ile ilişkilendirilmiştir. Ancak günümüzde bu terim, yaygın olarak eklemeli üretimin daha genel tanımının yerine kullanılmaktadır. Bilgisayar destekli tasarımla mümkün hale gelen hızlı prototipleme, mühendislerin sanal konseptleri verimli ve güvenilir bir şekilde fiziksel modellere ve prototip parçalara dönüştürmesini sağlayan bir teknik olarak düşünülmüştür. Eklemeli

üretim prosesi, karmaşık yapıya sahip sınırlı sayıda, özelleştirilmiş ürünler üretmek için etkili bir yöntemdir. Diş hekimliğinde, hastaya özel modellere, araçlara ve cihazlara yönelik talebi karşılama özelliği, 3D yazıcıyı bu alan için potansiyel olarak son derece uygun hale getirmektedir. (Stansbury ve Idacavage, 2016).

3D yazıcıda toz, filament ve tabaka formunda önceden şekillendirilmiş polimerik malzemeler kullanılırken, bazı eklemeli üretim işlemlerinde ışığa duyarlı reçinelerin aktif polimerizasyonu da kullanılır. Diş hekimliği, ışıkla sertleştirmeyi erken benimseyen ve fotopolimerizasyona büyük ölçüde bağımlı kalan bir alan olduğundan, bu alanda hızla gelişen 3D teknolojilerden yararlanılmasıyla birlikte, bu teknolojide UV veya görünür ışığa dayalı yaklaşımların kullanılması doğaldır. Esasen ışıkla sertleştirme, bir 3D yazıcı yöntemi olarak, yüksek seviyede üretim çözünürlüğü, genel olarak son işlem gerektirmeyen pürüzsüz parça yüzeyleri, katmanlar arasındaki kimyasal bağ nedeniyle iyi seviyede z eksen mukavemeti, hızlı üretim imkanı ve net nesneler basma özelliği gibi birkaç nedenden dolayı özellikle caziptir. Katmanlı malzeme üretimine yönelik ilk yaklaşım, fotopolimerizasyona dayalıdır (Stansbury ve Idacavage, 2016). Teknoloji, ticari hayatına 1986'da (Hull, 1986) 3D Sistem'in, ışığa duyarlı sıvı reçinenin belirli yüzey bölgelerine UV lazer tarama uygulanarak lokalize polimerizasyon işleminden geçirildiği SLA aygıtını piyasaya sürmesiyle başladı (Carts, 1990; Kaplan, 1990; Neckers, 1990). Bu teknik dahilinde, öncelikle parçayı sabitlemek ve sarkan yapıları desteklemek üzere bir platform oluşturulur. Her katmanın x/y eksen ekspozürü, z ekseninin, yapım sürecinde aşamalı olarak dönüşümüyle modifiye edilebilmektedir. Platform yüksekliği, her bir katmanda, daha yüksek çözünürlüklü uygulamalarda 50 µm ve altı, standart veya daha düşük çözünürlük gerektiren parçalar için ise 200 µm veya üzeri düzeyde düşürülür. Parça tamamlandığında, artan reçine boşaltılarak yeniden kullanılabilir. Oluşturulan parçalar üzerlerinde kalan reçinenin çıkarılması için yıkanır ve destek yapıları fiziksel olarak çıkarılır. Fotopolimerin dönüşümünü artırmak için, reçine malzemesine bağlı olarak, işleme son bir UV projektör sertleştirme adımı da dahil edilebilir. Tamamlanan parçalarda yüzey pürüzlülüğü genellikle çok düşük düzeyde olur ve kalıpla yapılmış parçalarinkine benzer bir görünüm sergilerler. Yüzeyin son katmanı için, dolgu macunları, astarlar, boyalar veya metalik kaplamalar uygulanabilir. 3D Sistemler ayrıca, daha sonra birkaç dosya formatı daha geliştirilmiş olsa da tüm eklemeli üretim süreçlerinin dayalı olduğu ve dilimler arası 3D oryantasyona olanak veren .stl ya da "Standart Teselasyon Dili" dosya formatını da geliştirmiştir (Wong ve Hernandez, 2012).

SLA yaklaşımda, nihai z ekseni çözünürlüğünü belirleyen sertleşme derinliği, foto-başlatıcı ve ışın ekspozür koşulları (dalga boyu, güç ve ekspozür süresi/hızı) ve ayrıca, bu işlemlerde tipik olarak UV lazer veya UV LED şeklinde UV kaynakları kullanıldığından eklenen herhangi bir boya, pigment veya diğer UV absorbanları ile kontrol edilir. UV absorbanların kullanılması şeffaf parçaların üretimine olanak verir. Işıkla indüklenmiş tabaka kalınlığı genellikle yaklaşık 50-200 μm arasında değişiklik göstermektedir (Şekil 2.36). Adım boyutu, kısaltılmış üretim süreleri ve gelişmiş çözünürlük arasında denge kurulacak şekilde seçilir. Mikro-stereolitografi ve UV-lazer sertleştirme kaynağı kullanılarak x/y düzleminde yaklaşık 5 μm , z ekseninde ise 10 μm çözünürlük elde edilebilir (Liska ve diğerleri, 2007). İki fotonlu başlatma stratejisi ile birlikte yakın IR (Near Infrared) darbeli lazer kaynağı kullanılmasıyla, ışık kırınım limitinin oldukça altında olan 100 μm 'ye kadar varan kalınlığa sahip katmanlar elde edilebilir (Infuehr ve diğerleri, 2007). İki fotonlu aktivasyon, iki fotonlu başlatma mekanizması ve fokal paternleme sayesinde reçine yüzeyinin altında 3D çizgiler veya karmaşık yapılar elde edilmesini sağlar (Belfield ve diğerleri, 2000). İki fotonlu yaklaşımda, tipik olarak, makul bir verim elde etmek için, başlatıcının maksimum absorbansının yaklaşık iki katı dalga boylarında odaklanmış, yüksek yoğunluklu ışınının yanında, geniş kesitli alternatif foto-başlatıcılara ihtiyaç duyulur (Schafer ve diğerleri, 2004). Bununla birlikte, yaklaşım pratikte, çip üstü laboratuvar cihazları, mikroakışkan cihazlar, fotonik kristaller, optik dalga kılavuzları, sinir yapısı ve diğer pek çok parçanın üretimi açısından mikro üretim ölçeğindeki uygulamalarla sınırlı kalır (Ostendorf ve Chichkov, 2006). DLP kaynakları ile yüzey paternleme ekspozürü ve güçlü LED kaynakları kullanılması, yoğunlaştırılmış bir lazer ışını ile yapılan dinamik yazımın aksine, esasen tüm x/y çalışma alanının seçilen herhangi bir bölümüne eşzamanlı olarak ışın uygulanmasına olanak tanır. SLA yaklaşımda kullanılan lazer tarama hızları yüksek olsa da belirli bir dilimin tüm bölümlerini aynı anda DLP yöntemiyle ışıkla sertleştirebilme özelliği, katmanlar arasındaki döngü sürelerini önemli ölçüde hızlandırmaktadır. SLA ve DLP tekniklerinde, çok çeşitli monomer ve reçine sistemleri kullanılabilir. SLA monomer seçimindeki çok yönlülüğün bir örneği de düşük polimerizasyon daralması sergileyen çok fazlı polimerleri hızlı bir şekilde ışıkla sertleştirme yöntemi olarak hem radikal aktive akrilatlar hem de katyonik başlatılmış epoksi monomerlerle hazırlanan, UV ile sertleştirilebilen kompleks hibrit reçinedir (Yan ve diğerleri, 2010b). Fotopolimer oluşurken meydana gelen polimerizasyon kaynaklı daralma,

termal genleşme/daralma ile bir araya geldiğinde çarpık parçalara sebep olabilecek bir gerilim oluşmasına yol açar. Gerilmelerin ortaya çıkmasını büyük ölçüde azaltmak için hem malzeme seçimine hem de ekspozür protokolüne dayalı stratejiler geliştirilebilmektedir. Isıtılmış reçine banyoları ile de reçine viskozitesini azaltmak ve aynı zamanda fotopolimerdeki polimerizasyon hızı ile dönüşüm derecesini artırmak mümkündür (Stansbury ve Idacavage, 2016).



Şekil 2.36: Katman kalınlıkları ve x/y düzlemindeki etkileri [Favero ve diğerleri, 2017]

İdeal olarak, fotopolimerizasyona dayalı parça modellemesinde kullanılan monomerler (tipik olarak komonomerler ve reaktif oligomerler), nispeten düşük ila orta düzeyde genel viskoziteye sahip olmalı (çok düşük veya çok yüksek viskozisteler sorun çıkarabilir), hızlı polimerizasyon özelliği sergilemeli ve hedef uygulamanın gerektirdiklerine uygun özelliklere sahip çapraz bağlı polimerler üretebilmelidir. Bu, tıpkı UV ile şertleşebilen kaplamalarda olduğu gibi, vinil eter ile işlevselleştirilmiş monomerler ve diğer monomer türleri kullanılsa da en yaygın rastlanan foto-bazlı yazıcı malzemelerinin akrilatlar ve epoksi monomerlerle olduğu anlamına gelmektedir. Ayrıca UV kaplama endüstrisi ile ilgili olarak,

hızlı polimerizasyon ve sınırlı kür derinliği elde etmek için nispeten yüksek foto-başlatıcı konsantrasyonları (genellikle ağırlıkça %3–5'e kadar) kullanılır. Hızlı sertleşen monomerler ve kısa süreli ışınlam kullanıldığında, önemli miktarlarda başlatıcı kalıntısı kalır ve bu, parçaların sertleşme işleminin tamamlanmasına destek olmak üzere sonradan bir UV fırınında sertleşmesine gerek duyulur. Görece viskoz reçine sistemleri ile yapılan bazı çalışmalarda, parça tasarımının sarkan elemanları veya serbestçe hareket etme özellikleri için harcanabilecek destek yapısının elimine edilebileceği, ancak bunun aynı zamanda katmanlar arasındaki döngü sürelerini de arttırdığı görülmüştür. Destek yapıları oluşturmaya yönelik olarak alternatif malzemeler kullanılmasına dayalı yaklaşımda, foto-çapraz bağlanabilir bir akrilat monomer ile şişirilmiş, termal olarak tersinir bir Diels-Alder ağı kullanılmaktadır. Bu strateji, ışıkla aktifleşmiş kalıcı bir yapının geliştirilmesine ve daha sonra sıcaklığın yükseltilmesiyle ışın uygulanmayan bölgelerde ters jelleşmeye neden olacak şekilde destekleyici matristen salınmasına imkan verir (Berg ve diğerleri, 2014).

SLA yaklaşımıyla üretilen parçaların mekanik mukavemeti, reçinelerde genel olarak görülen viskozite limitleri ve ayrıca akrilatlarla kıyasla daha yüksek mukavemetli polimerler ve daha iyi biyouyumluluk sunan analog metakrilatlar yerine daha hızlı sertleşen akrilat monomerlerinin tercih edilmesi sebebiyle bir miktar kısıtlanır. Bununla birlikte, her yeni katmanın fotopolimerizasyonu önceki katmanla çok yakından bağlantılı olduğundan, bu, SLA yazıcıdan elde edilen modellerin iyi mukavemet sergilemesini ve yapılarında ve özelliklerinde minimum anizotropi görülmesini sağlar. Yüksek fotosertleşme verimi ve sığ bir kür derinliği elde edilmesi için, başlatıcıların ışın kaynağına iyi uyum sağlaması ve yüksek molar absorptiviteye sahip olması gerekir (Stansbury ve Idacavage, 2016).

UV bazlı 3D yazıcıdaki son gelişmeler arasında, 3D parçanın oksijen geçirgen bir sertleşme açıklığına bağlanmasını önleyen, iyi kontrol edilen bir 'oksijen inhibe ölü bölge' aracılığıyla desteklenen aşağıdan yukarıya doğru yapım yaklaşımının kullanıldığı sürekli sıvı arayüz üretimi (CLIP) yer almaktadır (Tumbleston ve diğerleri, 2015). İnce, amorf bir Teflon film olan açıklık, yüksek kimyasal direnç ve gaz taşıma potansiyeli, çok düşük refraktif indeks ve UV aralığına kadar uzanan mükemmel optik netlik sergilemektedir. Foto-aktif reçinelerin seçenekleri bu teknikte de SLA'da olduğu gibi son derece geniştir. Bununla birlikte, küçük varyasyonlar bile, pratikte minimum yaklaşık 20-30 µm olan ölü bölge boyutunu belirleyen reçine içindeki oksijen difüzyonunun fiziksel ve kinetik yönlerini etkilediğinden,

monomerlerin viskozitesi ve reaktivitesi bu teknik açısından kritiktir. Dağılmış oksijen, parçanın yapışmasını önlemek için bu bölge içinde başlatıcı radikalleri tamamen tüketir. Bu ölü bölgedeki reçine yenileme hızı, başlatma verimliliği ve reçine reaktivitesi faktörleri birlikte, parçanın katman katman değil sürekli tarzda oluşturulma hızını belirler. Platform yükseltme oranı, yapım sürecinin herhangi bir aşamasında ışın uygulanan alana göre değişebilir. Elde edilen parçanın çözünürlüğü, yazıcı hızıyla ters orantılı olmakla birlikte, 25–1000 mm/dakika z ekseni yazıcı hızıyla 10'larca μm 'ye kadar varan boyuta sahip parçalar oluşturulabilir ve bu oranın, geleneksel SLA teknikleriyle tipik olarak birkaç saat alan adım adım katmanlı üretimle ilişkili verimlilik oranlarını önemli ölçüde geride bıraktığı görülebilir (Stansbury ve Idacavage, 2016).

MultiJet (veya PolyJet) yazıcıda, 20 μm 'nin altındaki katman boyutları mümkün olduğundan yüzey bitişi gerektirmeyen oldukça karmaşık geometrilere pürüzsüz parçalar üretebilen bir başka UV sertleşmeli yazıcı formatı kullanılır. UV ile sertleşebilen polimerik malzemeler, yalnızca tasarım için istendiğinde uygulanır ve birden fazla yazıcı başlığı kullanılabildiğinden, destek malzemesi olarak, daha sonra ısıtma veya suyla yıkama yoluyla çıkarılabilecek bir mum veya diğer jel benzeri malzemeler aynı anda uygulanabilir (Fahad ve diğerleri, 2013). Birden fazla yazıcı kafasına aynı anda kullanılabildiğinden, uzamsal olarak derecelendirilmiş özelliklere sahip oluşum veya yapılar dahil olmak üzere, karıştırılmış renkteki serbest varyasyonlar ve hatta farklı özelliklere sahip farklı yapı malzemeleri uzamsal olarak uygulanabilir (Hofmann, 2014). Püskürtmeli mürekkepler için, kayma incilmesi gösteren, Newton yasasına uymayan bir akışkan, malzeme seçiminde bir miktar kısıtlama sunan, istenilen bir bileşendir. Değişkenlik gösterebilen mürekkep viskozitesi, seyreltici reaktif katkı maddelerinin kullanımı veya yazıcı başlıklarının ısıtılmasıyla dengelenebilir. Destek malzemesi olarak mum kullanmak yerine, nesneler tamamen mum püskürtülerek oluşturulabilir ve daha sonra diş hekimliği ve mücevher tasarımı uygulamalarında sıklıkla karşılaşılan hassas döküm uygulamaları için doğrudan kullanılabilir. Yapılan pek çok çalışmayla, 2D model uygulamaları için bir dizi UV sertleşmeli inkjet mürekkebi geliştirilmiştir. Bu formülasyonlar tipik olarak monomerler, oligomerler, renklendiriciler (reaktif taşıyıcı içinde dağılmış veya çözünmüş pigmentler veya boyalar), foto-başlatıcılar ve diğer katkı maddelerinden oluşur. Su içinde yağ emülsiyonu olarak uygulanan UV ile sertleşebilen mürekkepler, sertleşmeyi takiben sulu fazın buharlaşmasının ardından parçalarda kasıtlı olarak kontrollü bir gözeneklilik

oluşturmak için kullanılmıştır. Mürekkebin çoklu morfoloji gösteren faz yapısı sayesinde, örneğin iletken malzemeler elde etmek üzere infiltrasyona imkan verecek şekilde, basılı parçalarda birbirine bağlı gözenekler elde edilebilmektedir (Cooperstein ve diğerleri, 2015). Mürekkepler, hem uygulama sırasında viskozite kontrolünün sağlanması hem de nihai parçanın mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi için püskürtmeli mürekkep damlacığı içine eklenebilecek uygun boyuttaki silika, kil gibi nano-dolgu maddeleri içerebilir (Sugavaneswaran ve Arumaikkannu, 2015). UV sertleştirme ışığı ile uygulama yapılması ve bir sonraki katmana hazırlanırken z ekseninde tabaka ötelemesinden önce yapı katmanlarının homojenliğini sağlamak için katmanlar arasında bir tesviye bıçağı kullanılabilir. Üretilen parçalar boyutsal açıdan doğrudur ve sağlam mekanik özellikler sergileyebilmektedir. Bununla birlikte, yapı oryantasyonu, elastik modülü ve kırılma gerilimini önemli ölçüde etkileyebilir, ancak gerilme mukavemeti, model üretme yönüne karşı nispeten duyarsızdır (Cazón ve diğerleri, 2014). Bununla birlikte, tüm 3D yazıcı yaklaşımlarında olduğu gibi, izotropik mekanik karakterin derecesi, herhangi bir yapım sürecinde kullanılan malzemeye bağlı olarak büyük ölçüde değişiklik gösterebilir.

Seçici lazer sinterleme (SLS), SLA tekniğinden kısa bir süre sonra uygulamaya konmuş, ancak bu yöntemde yapı malzemesi olarak çoğunlukla yarı kristalli, partiküllü termoplastik prepolimer kullanılmıştır. Söz konusu teknik, parça üretiminin gerçekleştirilmesini sağlayan iki enerji kaynağına dayalıdır. İlk olarak, bir polimerik partikül yatağı, erime geçiş noktasına yakın bir sıcaklığa ve soğutma çevrimi sırasında yeniden kristalleşme için gerekli sıcaklığın üzerinde bir sıcaklığa önceden ısıtılır. Önceden ısıtılmış toz yatağı, lazerin sinterleme için ihtiyaç duyacağı enerji girişini sınırlar, bu da diğer türlü parçaların bozulmasına neden olacak büyük termal farkları önler. Partiküllerin lokalize termal sinterlenmesi, yüksek güçlü bir CO₂ lazer ile kontrollü ek enerji girişi ile gerçekleştirilmekte olup, burada lazer uygulanmış partikülleri katman içinde kaynaştıran ve aynı zamanda daha önce taranmış olan bir alttaki katmana bağlayan 2 boyutlu katman tasarımı izlenmektedir. Lazer gücü (20–50 W'a kadar), ışın boyutu (tipik olarak yaklaşık 0.5 mm), ışın hızı ve taramalar arasındaki boşluk (hem tarama aralığı olarak bilinen fiziksel boşluk, hem de zamansal) aşırı ısınma ile ortaya çıkan polimer özelliğinin bozulmasını önlemek ve sinterlemede etkili bir denge yakalamak için dikkatli bir şekilde kontrol edilmelidir (Jain ve diğerleri, 2008). Sinterleme adımları arasında, bir rulo veya bıçak yardımıyla yaklaşık 100 µm'lik ilave bir prepolimer tozu katmanı uygulanır. Polimer tozları yaklaşık 30-90 µm boyutunda olduğundan, bu

yaklaşık olarak yalnızca 2-4 partikülün bir tabaka kalınlığına denk olması demektir. Bu da etkili bir sinterleme işlemi gerçekleştirmede termal iletkenliğe dayalı dolaylı ısıtmanın kapsamını en aza indirir. Katmanlar başka bir sıkıştırma işlemine maruz kalmadığından partiküller serbestçe akmalıdır. Dolayısıyla termal davranışın yanı sıra, partikül boyutu, şekli ve serbest sıkıştırma yoğunluğu malzeme tasarımında kritik faktörlerdir. Küremsi partiküller düzensiz şekle sahip partiküllere kıyasla daha kolay aktığı ve daha yoğun şekilde sıkıştırıldığı için, polimerlerin öğütülerek işlenmesi, partiküllerin şekillerinin düzensiz, partikül boyutu dağılımının da geniş olmasına yol açması sebebiyle sorunludur. Çok küçük partiküllerin işlenmesinde, aşırı kohezyon ya da elektrostatik itme kuvveti nedeniyle zorluklarla karşılaşılır. Parça tamamlandıktan sonra, mukavemeti artırmak, gerilim oluşumunu azaltmak ve boyutsal doğruluğu iyileştirmek amacıyla polimer kristalleşmesini en üst düzeye çıkarmak üzere tüm yapım odacığı yavaşça soğutulur. Bu özellikler, parçanın ilk tasarımına daralma modellemesinin dahil edilmesiyle daha da geliştirilebilir(Raghunath ve Pandey, 2007; Soe ve diğerleri, 2013). Sinterlenmemiş toz, işlem süresince parça için fiziksel destek görevi görür. Serbest akan toz, yapım döngüsünün sonunda çıkarılır ve genel olarak yeniden kullanılabilirse de bu, malzemelerdeki, oksidasyon (esas olarak inert gaz temizleme yoluyla önlenabilir), termal bozunma ve hatta polimer molekül ağırlığındaki artışlarla (azalan polimer kristallliği dahil olmak üzere pek çok özellikte gözlenen değişim) ilgili değişikliklerden kaynaklı endişeleri beraberinde getirir. Bu sebeple geri dönüştürülmüş polimer, sonraki kullanımında tipik olarak geri dönüştürülmemiş toz ile karıştırılır (Dotchev ve Yusoff, 2009). Ayrı bir çalışmada, PA12 malzemedeki, pasif ısıtma ile ilişkili eskime etkilerinden ziyade, çeşitli güç seviyelerindeki doğrudan lazer ışınına maruz bırakılma sonucu oluşan yüksek sıcaklıklardan kaynaklanan değişiklikler araştırılmıştır. Sonuçlar, daha düşük viskozite ve daha düşük kopma uzaması değerlerinden de anlaşılabileceği üzere, daha yüksek lazer gücünün PA12 zincir kesilmesine yol açtığını göstermiştir (Drummer ve diğerleri, 2014).

Lazerle tarama, polimer tozu yatağı içinde yatay ve dikey olarak benzer bir yarıçapa sahip bir erime bölgesi yaratır. Bu bölge içinde, partikül boyutuna ve lazerin gücüne bağlı olarak, bitişik partiküller, tamamen eritilir veya sadece partikül yüzeyinde sıvılaştırılır ve bu işlemde yerçekimi ve kapiler kuvvetler konsolide edici görevi görür (Goodridge ve diğerleri, 2012). Taranan ışın demeti yolundaki daha yoğun çekirdeğin yanı sıra, sinterlenmiş bölge, termal iletkenliğe bağlı olarak daha az güce ve daha düşük sıcaklıklara maruz bırakılan, bağların

daha gevşek olduğu ve daha düşük yoğunluk sergileyen sınır katmanına kadar uzanır (Riedlbauer ve diğerleri, 2014) . İşlem koşulları, x/y düzlemindeki bitişik taramalar arasındaki aralık da dahil olmak üzere, polimerik malzemeye uygun olduğunda (Majewski ve diğerleri, 2008), belirli malzemelerle makul mekanik mukavemet ve iyi düzeyde sertlik elde edilebilmektedir. Parça yoğunluğunu artırma, kusurları asgari düzeye indirme ve mekanik özellikleri iyileştirme amaçlı yaklaşımlardan birinde yapım odacığında basınç uygulanır (Jones ve diğerleri, 2015). Mevcut SLS malzeme pazarının büyük çoğunluğu poliamid (PA12 veya naylon 12) ürünlerinden oluşmaktadır. Alternatif malzemeler arasında diğer poliamidler (PA6, PA10, PA11), poliABS, polistiren (PS), polikarbonat (PC) bulunmaktadır. Toz polimer toz formunda kullanıma uygun polipropilen, yüksek yoğunluklu polietilen, polieter eter keton (PEEK) ve diğer malzemelerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar ise sürmektedir. PEEK gibi yüksek performanslı polimerlerin kullanımının mümkün olması için önemli ölçüde daha yüksek toz yatağı ısıtma sıcaklıklarına ihtiyaç duyulur. Böyle yüksek toz işleme sıcaklıkları (~ 350°C), eritilmemiş PEEK tozunun geri dönüşüm potansiyelini sınırlar, bu da üretim giderlerini büyük ölçüde artırır ve çoğu ticari SLS cihazıyla kullanımını engeller (Goodridge ve diğerleri, 2012).

Yarı kristalize polimerlerde, termal iletkenlikle ilişkili istenmeyen sinterlemeyi en aza indirmek için, ideal olarak, ısıtma sonrası polimer erimesi ve soğutma sonrası yeniden kristalleşme arasında geniş bir işlem sıcaklığı aralığı, dar bir erime geçişi ve yüksek erime entalpisi dahil olmak üzere intrinsik seçim kriterleri gözetilmektedir (Dupin ve diğerleri, 2012). Toz uzun süreler boyunca cam geçiş sıcaklığının çok üzerinde tutulsa da partiküller arası füzyonu önlemek için partikülün yüzey gerilimi yeterli düzeyde olmalıdır. Polimerler, camsı veya elastomerik parçalar oluşturacak şekilde seçilebilir. Ön ısıtma ve lazer sinterleme koşulları, malzemelerin erime sıcaklıklarındaki farklılıkları hesaba katabilmek ve yüksek cam geçiş sıcaklıkları gösteren amorf polimerlerle çalışabilmek adına ampirik olarak değiştirilebilir. Polikarbonat veya polistiren gibi amorf polimerler, yarı kristalize toz polimerlerden daha zayıf, daha gözenekli yapılar oluşturma eğilimindedir (Kruth ve diğerleri, 2007). Bununla birlikte nispeten kırılğan polistiren parçaları, poli(stiren-akrilonitril) veya ABS ikamesiyle güçlendirilebilir ve sertleştirilebilir (Yan ve diğerleri, 2010a). Ancak amorf polimerler, işlem sıcaklığının azalmasıyla polimer kristalizasyonu ile ilişkili anlamlı bir boyutsal daralmaya uğramazlar (Yan ve diğerleri, 2011). Bazı durumlarda, parçalarda çok daha ileri mekanik özellikler veya çeşitli yüzey kaliteleri elde

etmek için epoksi reçinesi veya balmumu ile ikincil bir infiltrasyon uygulanabilmesi için daha gözenekli bir yapı istenebilir (Yan ve diğerleri, 2010b). Poli(metil metakrilat) dış hekimliğinde ve diğer birçok amorf polimer ürün uygulamasında yaygın olarak kullanılırken, PMMA ancak yakın zamanlarda 3D yazıcıda kullanıma yönelik olarak adapte edilmiştir(Polzin ve diğerleri, 2013). Bu ürünlerde de diğer tüm toz polimerlerde olduğu gibi, çok sıkı şekilde kontrol edilen, yüksek kaliteli malzeme stokları gereklidir. Dolayısıyla, SLS'de kullanılan polimer yelpazesi genişlese de enjeksiyon ve ekstrüzyon kalıplama uygulamaları için mevcut polimer seçeneklerine kıyasla on kat daha küçüktür. Silika, alüminyum, karbon fiber ve cam gibi bir dizi dolgu maddesi de basılan parçaların görünümünü ve özelliklerini değiştirmek için toz haline getirilmiş polimere dahil edilebilir. Bir çalışmada, SLS işleminin PA parçalarındaki mikro ölçekli karbon fiber dolgularda oryantasyon sapmasına yol açtığı görülmüştür (Floersheim ve diğerleri, 2009). Toz polimerlerin akış özelliklerini iyileştirmek için ayrı olarak silika eklenebilir. Partikül boyutu ve yoğunluğundaki farklılıkların söz konusu olduğu karma bir toz sisteminde dolgu maddesinin düzgün dağılımını sağlamak önemlidir. Başarılı bir malzemeyi etkileyen faktörler hem toz polimer üretimi hem de SLS işlemi ile etkileşim açısından oldukça karmaşıktır (Schmid ve diğerleri, 2014). SLS alanındaki son teknolojiye bakıldığında, belirli bir malzeme, belirli bir cihaz içinde yönlendirilme (Ajoku ve diğerleri, 2006) ve işlenme şeklinde bağlı olarak anlamlı ölçüde farklı mekanik özellikler sergileyecektir ve malzemelerin işlem koşullarına karşı hassasiyetinden dolayı, aynı malzeme farklı cihazlarda kullanıldığında son derece farklı sonuçlar elde edilecektir (Goodridge ve diğerleri, 2012). PA12'nin de aralarında bulunduğu bazı malzemeler bu açıdan daha toleranslıdır ancak temelde model olarak kullanılan basılmış yapılardan 3D basım teknolojisiyle elde edilmiş fonksiyonel parçalara geçiş, bu alan için halen bir zorluk teşkil etmektedir. Ancak kesin bu hedef doğrultusunda kesinlikle bir ilerleme kaydedilmektedir. Seçici Isı Sinterleme (SHS) olarak bilinen teknolojiye, toz halindeki termoplastiğin yüzeyini SLS yaklaşımındakine benzer, paternlenmiş, katmanlı yapılar şeklinde eritmek amacıyla lazer yerine bir termal yazıcı kafası kullanılır(Stansbury ve Idacavage, 2016).

Hem SLS hem de MultiJet yazıcı ile ilişkili bir başka eklemeli üretim tekniği de yapıştırıcı ile eklemeli üretim işlemidir. Bu yöntem, "3D yazıcı" teriminin ortaya çıkmasını sağlamış, terim daha sonra burada açıklanan tüm eklemeli üretim yaklaşımlarını kapsayacak şekilde genişletilmiştir. Yöntemde, bir yazıcı kafasından bir toz yatağı yüzeyine yüksek uzamsal

çözünürlüğüne sahip bir sıvı yapıştırıcı uygulanır. Yapıştırıcı, yalnızca yapıştırıcıya maruz kalan partikülleri ya solvent kaynağı ya da kimyasal reaksiyon yoluyla ısıtılma işlemi gerektirmeden birbirine bağlar, bu da soğutma döngüsü olmadığından ve yapıştırıcıya maruz kalmayan toz stoğunun serbestçe yeniden kullanılabilmesine olanak verdiği için üretim verimini artırır. Toz olarak, polimer veya diğer birçok malzeme kullanılabilirken, seçilen toza bağlı olarak bir dizi farklı yapıştırıcı kullanılabilir. Bazı malzemelerle birlikte yapıştırıcı olarak seyreltik polimer çözeltisi kullanılır. Makul bir x/y çözünürlüğü elde edilmesi ve eklenen katmanlar arasında etkili bir yapışma sağlanması için katmanların küçük olması gerekir. Polimerik toz malzeme seçeneği, termal işlem aralıklarına bağlı kısıtlamalar büyük ölçüde söz konusu olmadığından SLS'ye kıyasla çok daha geniş olabilir. Bununla birlikte, solvent ile kaynatılmış parçalar için veya solvent içeren yapıştırıcıların kullanıldığı uygulamalarda, solvent direnci ile ilgili hususlar dikkate alınmalıdır. Farklı renklerde yapıştırıcıların uygulandığı birden fazla yazıcı kafası kullanabilme özelliği, çok renkli ürünlerin üretilmesi için bir yöntem sunar. Bununla birlikte elde edilen nihai parçalar önemli ölçüde gözeneklilik sergiler ve bu da uygun yüzey kaplaması ve mukavemeti elde etmek için reaktif reçine veya mum infüzyonu kullanmayı gerektirebilir (Hofmann, 2014).

Eriyik yığılma modelleme (FDM veya eriyik filament ile üretim), 1990'ların başında, tıpkı SLS gibi yapı malzemesi olarak önceden şekillendirilmiş polimerin kullanıldığı bir başka 3D yazıcı yaklaşımı olarak geliştirilmiştir. Ancak bu yaklaşımda, işlem enerjisi girişi, ince bir yazıcı bağılığı veya başlık yoluyla uygulanabilen bir eriyik polimer malzeme elde etmek için ön uygulama aşamasında gerçekleşir. Dolayısıyla bu yöntem, kalıplara ihtiyaç duyulmaması hariç olmak üzere, geleneksel ekstrüzyon veya enjeksiyonlu kalıplamaya benzer. Düzensiz soğutma ile ilişkili termal bozulmayı en aza indirmek amacıyla ısıtılmış yapım odacıkları kullanılabilir. FDM tekniğinde, SLA ve SLS yazıcı işlemlerine kıyasla özellikler açısından nispeten daha fazla anizotropi üretilir. Katmanlar arası bağlanmanın katman içi güçten daha az olmasından kaynaklanan güç ve dayanıklılıktaki bu yönlü eşitsizliği ele almak için bir yaklaşım, FDM ile basılan katmanlar içinde ve arasında çapraz bağ oluşumunu indüklemek için gama radyasyonu uygulanan bir modelleme sonrası işlemeye dayanır (Shaffer ve diğerleri, 2014). FDM yöntemindeki eriyik polimer ekstrüzyonu işlemi için işlenebilir prepolimerlere ihtiyaç duyulduğundan, iyonlaştırıcı radyasyon, termoplastik bir polimeri, daha homojen mekanik özelliklerin yanı sıra biyomedikal ve diğer uygulamalarda önemli olabilecek daha yüksek solvent direnci

gösteren, termoset nihai basılı parçaya dönüştürme imkanı sunar. FDM tekniğinde termoset polimerik malzemelerle ilişkili işleme engelinin aşılmasını sağlayan malzeme bazlı bir yaklaşım, 3D yapılarıdaki katmanlar arasında takviye sağlamak için bir yol olarak polimerin ısıtılarak akmasını ve soğutmadan sonra kovalent bağ oluşumunu sağlayan termal olarak tersinir Diels-Alder reaksiyonuna dayanır. (Yang ve diğerleri, 2014).

Sarkma görülen karmaşık yapılar için geçici destek malzemesinin birlikte basılmasını ve çok renkli veya farklı yapı malzemelerinin tek bir parçada kullanımını sağlamak üzere FDM cihazlarına birden fazla yazıcı kafası takılabilir. Bununla birlikte, MultiJet prosesinin aksine, harmanlanmış renkler veya malzemeler tasarımda yer alamaz. Piyasadaki FDM cihazlarının çoğunda, elyaf makarası olarak sunulan ABS veya PLA termoplastik malzemeler kullanılır. Diğer malzeme seçenekleri arasında polikarbonat, poliamid, yüksek etkili polistiren, polieterimid, polioksimetilen, polifenilsülfon ve diğerleri yer alır. Malzeme yelpazesi, son çalışmalarla birlikte, diğer polimer karışımlarının yanı sıra ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietileni içerecek şekilde daha da genişlemiştir (Rocha ve diğerleri, 2014). FDM yaklaşımının SLS işlemlerine kıyasla daha yüksek malzeme toleransı nedeniyle, geri dönüştürülmüş ürünlerden polimer stoklarının kullanılması bile düşünülebilir (Hunt ve diğerleri, 2015). Bu yaklaşımda, püskürtmeli yazıcı mürekkeplerinde olduğu gibi, kayma incelmesi karakterini indüklemek için nano-dolgu maddeleri kullanılabilir. Ancak sonsuz filament yaklaşımı, uzunluk/çap oranı yüksek olan mikroskopik dolgu maddelerinin kullanılmasına imkan vererek filament içinde hizalamaya dayalı olarak büyük ölçüde artan polimerik mekanik mukavemet elde edilmesini sağlar. Dolgusuz baz reçineden geleneksel ölçü ile üretilen numunelerin mekanik özelliklerine kıyasla anlamlı ölçüde yüksek mukavemet ve modül sonuçları gösteren basılmış parçalar üretmek için $0.65 \mu\text{m} \times 12 \mu\text{m}$ boyutlarındaki silikon karbür ve $10 \mu\text{m} \times 220 \mu\text{m}$ boyutlarındaki karbon fiber, nihai sertleşme için modelleme sonrası ısıtılma işlemi ihtiyacı duyan epoksi bazlı bir reçine ile birlikte kullanılmıştır (Compton ve Lewis, 2014). Düşük anizotropik karakter gösteren basılmış parçalar da muhtemelen iyi tasarlanmış baskı düzeni ile ısıtılma işlemi bir araya gelmesinin sonucudur. Eriyik polimer başlıktan ayrılırken ve daha önce uygulanmış malzeme ile yoğunlaşırken oluşan basınç düşüşü ve kristal soğuması gibi faktörlere yönelik değerlendirme modelleri büyük ilgi görmüştür (Turner ve diğerleri, 2014). Tüm bu teknik ayrıntılara rağmen, FDM'nin nispeten basit 'erit-uygula-katılaştır' yaklaşımı, bu yöntemin açık ara farkla en yaygın 3D yazıcı versiyonu olmasını sağlamış ve tüketici tabanlı düşük

maliyetli cihazların büyük çoğunluğunun temeli olmuştur. Prensip olarak FDM ile ilişkili alternatif bir yaklaşımda, reçinenin kendisi veya eklenen dolgu sayesinde yeterli viskozite sergileyen bir reçine kullanılır ve böylece, jelleşme reaksiyonu, kurutma veya fotopolimerizasyona dayalı olarak yerinde hızla katılaştırılabilen ekstrüde edilebilir bir filament elde edilir. Bunun bir örneği, sonsuz mikro yapıların UV ile şerteşme ve reçine ekstrüzyonuna dayalı olarak serbest biçimli olarak yapımıdır (Farahani ve diğerleri, 2014).

Eriyik yığmalı 3D yazıcının gelecekte ne kadar ilerleyeceğine dair bir örnek olarak, üretimde verimlilik ve enerji konularıyla ilgilenen ABD Enerji Bakanlığı'nın Shelby Cobra'nın tam boyutlu, çalışan bir kopyasını elektrikli bir araba olarak bastırması ve bu modelin Detroit'teki 2015 Kuzey Amerika Uluslararası Otomobil Fuarı'nda sergilenmesi verilebilir (Oak Ridge National Laboratory, 2015). Bu modelin iskeleti, gövdesi ve diğer parçaları (toplamda 500 lb), inşa alanının $20 \times 8 \times 6$ ft olduğu ve malzeme yığma bölümünün geleneksel filament ölçeğinin çok üzerinde olduğu Oak Ridge Ulusal Laboratuvarı'ndaki büyük alanlı eklemeli üretim (BAAM) tesisi kullanılarak %20 karbon fiber içeren ABS termoplastik kullanılarak basılmıştır. Arabayı basmada kullanılan enerji hesaplandığında, harcanan enerjinin tipik otomobil üretim uygulamalarındaki enerji tüketimine kıyasla önemli ölçüde daha az olduğu görülmüştür.

Filament yığma 3D yazıcının yakın bir tarihte elektro-eğirme ile birleştirilmesiyle, diğer uygulamaların yanı sıra güçlendirilmiş doku mühendisliği yapı iskelelerinin hazırlanmasına yönelik imkanlar daha da geniş hale gelmiştir. Toplayıcı plaka FDM tekniklerinde olduğu gibi hareket ettirilerek, çok iyi şekilde tanımlanmış sonsuz paternlenmiş yapılar elde etmek üzere elektro-eğirme işleminin rastgele sarım niteliği engellenebilir (Brown ve diğerleri, 2014; Visser ve diğerleri, 2015; Zheng ve diğerleri, 2014). Lamine nesne üretimi (LOM), uygulama sürecinde katmanlar halinde polimer bazlı folyolar da dahil olmak üzere çeşitli malzemelerin kullanıldığı ve lamine film katmanlarının, her bir katman için uzamsal paternleme elde etmek için bir bıçak veya lazer yardımıyla kesildiği bir diğer katmanlı üretim tekniğidir (Klosterman ve diğerleri, 1998). Dolayısıyla bu yaklaşım, 3D yapıların yapımında eklemeli ve çıkarmalı üretim stratejilerinin bir arada kullanımını temsil etmektedir.

Yapım sürecinin vazgeçilmez öğeleri olarak hücreler, DNA ve diğer biyoaktif bileşenler gibi yapıların basımını ilgilendiren biyobaskı dahil olmak üzere biyomühendislik alanında 3D

yazıcı kullanım alanları dikkat çekici bir hızla artmaktadır (Murphy ve Atala, 2014; Seliktar ve diğerleri, 2013). Tüm laboratuvarlarda, kalp kapağı, kulak, yapay kemik, eklem, menisküs, vasküler doku ve deri greftleri dahil olmak üzere organ prototipleri basılmaktadır. Birçok doku taklidi tipiyle ilişkili yapısal ve kompozisyonel karmaşıklık hem programlamayı hem de yazıcıyı büyük ölçüde karmaşık hale getirmektedir (Xu ve diğerleri, 2013). Canlı vaskülarize doku yapıları elde etmek gibi muazzam bir zorluk bile, eklemeli işleme yaklaşımı ile potansiyel olarak mümkün hale gelmiştir (Lee ve diğerleri, 2014; Paulsen ve Miller, 2015). Doku mühendisliğinde, bir doku iskelesinin veya diğer yapıların fiziksel yönlerini karmaşık hücre tabanlı çalışmalarda kullanılmak üzere kopyalanabilir bir şekilde basabilme özelliği, bir yapı iskelesinin kimyasal, mekanik veya diğer özellikleri sistematik olarak incelenirken fiziksel parametrenin değişkenler arasından çıkarılabileceği anlamına gelir. Alternatif olarak, belirli bir yapı iskelesi malzemesindeki gözenek yapısı gibi fiziksel özellikler istendiğinde değiştirilebilir. (Bohner ve diğerleri, 2011). SLS ve FDM yazıcı uygulamaları için piyasada mevcut olan poli(laktik asit), insan, hayvan ve hücre bazlı çalışmalarda diğer şekillerde yaygın olarak kullanılması nedeniyle, biyomedikal polimer yazıcıda yaygın olarak tercih edilir (Serra ve diğerleri, 2013). Polikaprolakton ayrıca, biyobozunur bir basılmış yapı iskelesi malzemesi olarak değerlendirilmektedir (Elomaa ve diğerleri, 2011). Biyomühendislik, mikroakışkan cihazlar, ilaç uygulama araçları ve diğer birçok biyolojik uygulama için yapı iskeleleri ile ilişkili olarak özel malzemelere ihtiyaç duyulması nedeniyle, tıp alanında 3D yazıcı uygulamalarında kullanılmak üzere incelenen yeni polimerlerin sayısı önemli ölçüde artmıştır (Gross ve diğerleri, 2014).

Polimerik biyomedikal malzemelerin eklemeli olarak üretimi, klinik uygulamalardaki hastaya özel yapıların kullanımı ile birlikte diş hekimliğine de uygulanmaktadır (Rasperini ve diğerleri, 2015). Bu tip sert ve yumuşak doku onarımı ile ilgili uygulamalar kesinlikle artacak olup, geçici dişlerin yazıcı yöntemiyle üretileceğine yönelik tahminler de bulunmaktadır, ancak diğer organ basımı uygulamalarında olduğu gibi, bu beklentilerin gerçeğe dönüşmesi henüz sadece umut edilmektedir. Klinik diş hekimliğinde kullanılan mevcut ana akım polimer tabanlı 3D yazıcı uygulamaları arasında, dental mumlar, ortodontik modeller, kron ve köprü kalıpları yer almakta olup, modelin işlenmesinin lokal kontrolü ile birlikte daha hızlı işlem süresi sağlanmaktadır. Günümüzde 3D yazıcı, dünya çapındaki diş laboratuvarlarında kullanılmaktadır. Teknik, restorasyon laboratuvarlarında, sabit protezler, cerrahi rehberler ve çıkarılabilir tam protezler için kalıplar üretmek amacıyla

kullanılmaktadır. Diş hekimliği kliniklerinde, bireysel hasta verilerine dayalı olarak, implant delme kılavuzlarının (Flügge ve diğerleri, 2013) yanı sıra ısıyla şekillendirilebilen ortodontik modeller (Martorelli ve diğerleri, 2013) ve şeffaf plaklar, diş hekimliği ve tıbbi uygulamalara özel olarak tasarlanmış ve diş hekimliği alanında çok aktif bir şekilde tanıtımı yapılan eklemeli üretim cihazlarıyla kullanılmaktadır. Lazer tarama, BT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) dahil olmak üzere dijital tarama teknikleriyle elde edilen 3D verilere dayanılarak mandibula ve diğer karmaşık doku yapısı modelleri nispeten hızlı bir şekilde yapılabilmektedir (Anderson ve diğerleri, 2014; Cohen ve diğerleri, 2009; Kfir ve diğerleri, 2013). Materyaller, modellerde diş ve diş eti için gerçekçi renkler ve dokular üretmek üzere özel olarak tasarlanmıştır. 3D yazıcı hızındaki son gelişmeler sayesinde yüksek uzamsal doğruluk ve çözünürlük potansiyeli korunacak ve bu fırsatlar daha da artacaktır. Bu fırsatlardan biri, biyoaktif bileşenler içeren basılı yapılar oluşturma seçeneğiyle ortaya konmuştur. Buna örnek olarak, bir ilaç (nitrofurantoin) ve ayrıca hidroksi apatitin, yüzeyle ilişkili ve planktonik *Staphylococcus aureus* büyümesini önleyen bir cihaz tasarlamak üzere FDM ile işlenebilen, %30'a varan oranda ilaç kütle fraksiyonuna sahip ekstrüde bir filament elde etmek için PLA ile karıştırılması verilebilir (Water ve diğerleri, 2015). İlaç yükleme ve malzeme özelliklerinde uzamsal farklılıkları olan, 3D olarak basılmış ilaç uygulama cihazlarının geliştirilmesi giderek daha fazla ilgi çeken bir alandır ve diş hekimliği alanında da uygulanması muhtemeldir (Katakam ve diğerleri, 2015). 3D olarak basılmış diş modellerinin alçı modellere benzer bir doğruluk sergilediği kanıtlanmıştır (Kasparova ve diğerleri, 2013). Bununla birlikte, kron üretimi için girilen bilgisayar destekli tasarım parametrelerine göre basılı kalıp ayırıcılarının boyutsal uygunluğuna odaklanan yakın tarihli bir çalışmada, 100 µm'den küçük ayrıntıların yazıcı ile üretiminde bazı yanlışlıklar ve tutarsızlıklara rastlanmıştır (Hoang ve diğerleri, 2015). Malzemeler, 3D yapım tasarımı yazılımları ve yapım süreçleriyle ilişkili donanımlar gelişmeye devam ettikçe, diş hekimliğinde 3D polimer bazlı yazıcının daha yaygın kullanılan ve ayrıca özelleştirilmiş uygulamaları hem diş laboratuvarlarında hem de kliniklerde daha da fazla kullanılacaktır (Stansbury ve Idacavage, 2016) .

Birden çok 3D yazıcı platformunun boyutsal doğruluk, mekanik özellikler, yüzey pürüzlülüğü, yapım hızı ve malzeme maliyetini karşılaştırmaya yönelik, iyi tasarlanmış çalışmaların olduğu da belirtilmelidir (Kim ve Oh, 2008). Bu, her bir yaklaşımla ilişkili avantajlar ve dezavantajlar bulunduğunu göstermektedir. Eklemeli üretimin nüfuzu

endüstriyel dünyada ve ayrıca dental/biyomedikal materyaller ve doku mühendisliğinin çeşitli alanlarında büyümeye ve gelişmeye devam ettikçe, çeşitli 3D yazıcı prosesleri ve materyalleriyle ilişkili kalite standartları daha büyük bir endişe kaynağı haline gelmektedir. Bu meseleyi çözmek için, eklemeli üretim teknolojilerine ilişkin olarak ASTM International Committee F42 devreye sokulmuş ve eklemeli üretim teknolojileri için standart terminolojide ASTM standardına (F2792-12a) yer verilmiştir (F2792-12a, 2012). Ulusal Standartlar ve Teknoloji Enstitüsü standart bir eklemeli üretim test artefaktı önermiştir (Moylan ve diğerleri, 2014). Bu artefakt, yapı kalitesinin standartlaştırılmış ölçümlere dayalı olarak bağımsız ve nesnel şekilde değerlendirilmesine olanak tanıyacaktır. Önerilen artefakt, merkezi konumların yanı sıra yapı platformlarının kenarlarına yakın kısımlarına ilişkin özellikler sunacak kadar büyük olacak ve geniş bir uzunluk ölçeğinde düz yüzeyler, rampalar, arklar, ince duvarlar, delikler ve çıkıntı özellikleri gibi pratik özellikleri kapsayacaktır (Stansbury ve Idacavage, 2016).

2.6 ORTODONTİDE MODELLEME

Tarihte ortodontik hasta kayıtları (dökme alçı diş modelleri hariç), çeşitli doğal büyötmeye, kişinin hareketine ve ekipmana dayalı (çizgi ve artefakt) hatalar içeren farklı biçimlerdeki analog, 2 boyutlu çalışmalar olmuştur. Bir ortodonti kliniğindeki geleneksel kayıtlar arasında klinik fotoğraflar, bir dizi röntgen (yani lateral sefalometrik ve panoramik röntgenler) ve alçı dental modeller bulunur (Kau ve diğerleri, 2011).

İnsan volümetrik bir veri kümesi sayılabilir ve geriye baktığımızda, 2D gösterimlerde bilgi, sıkıştırılması sebebiyle kaybolmaktadır (Lane ve Harrell, 2008). Ek olarak, alçı dental modeller için hasta başında zaman geçirilmesi ve depolama için büyük miktarda alan ayrılması gerekir. Günümüzde ortodontik kayıtlar, vakanın klinik olarak değerlendirilen karmaşıklık düzeyine dayalı olarak alınmaktadır (Nijkamp ve diğerleri, 2008) ve bazı durumlarda bunların bir kısmı atlanılabilmektedir.

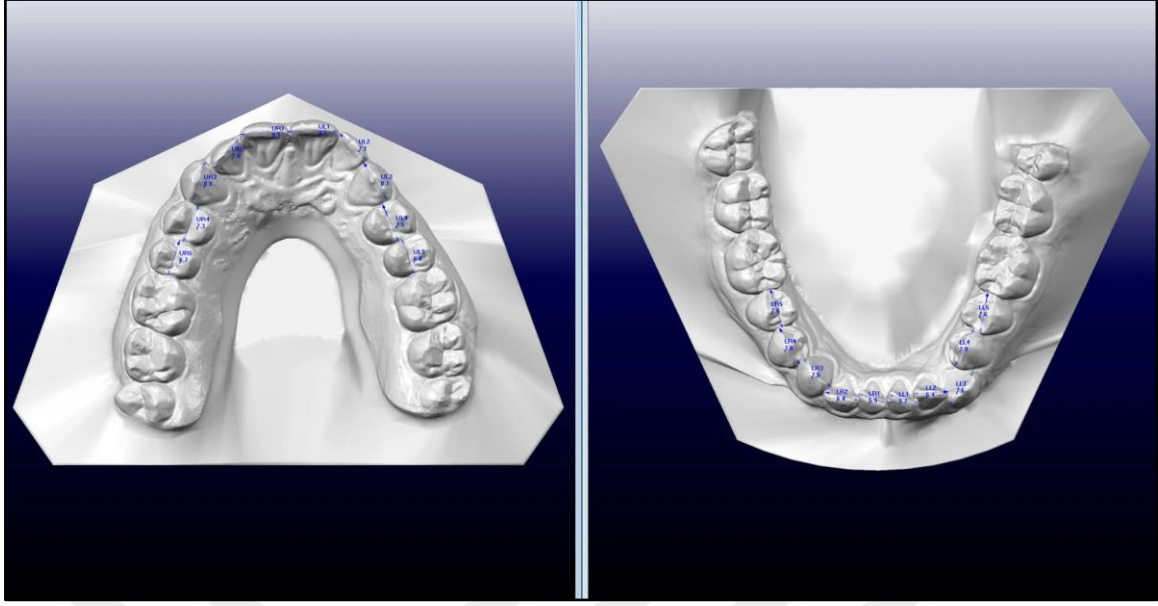
Çalışma modelleri, ortodontik teşhisin önemli bir parçasıdır. Modeller, ayrı dental arklarda bulunan dişlerin morfolojisini ve konumunu görselleştirmek ve hastaların oklüzyonunun 3D bir görünümünü sağlamak için kullanılır. Bu da sadece klinik muayene yapılmasına kıyasla, klinisyenin olası bir maloklüzyonu daha doğru ve kesin bir şekilde değerlendirmesini sağlar.

Model üretimi ve işleme süreci, son teknolojik atılımlarla birlikte gelişmiştir. Bu işlem için halen ortodonti kliniklerinde geleneksel aljinat ölçülerin alınmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Ortodontistler ölçüleri, dökmek yerine çok kısa sürede dijital modeller sunan şirketlerden birine gönderilirler. Burada geleneksel tip alçıdan modeli üretilir ve üretilen model CAD-CAM teknolojisi kullanılarak diş yapısının dijital, 3D görüntüsüne dönüştürülür. Elektronik dosya, sisteme bağlı olarak gün içinde veya birkaç gün içerisinde istenen bir bilgisayara internet üzerinden indirilmeye hazır hale gelir. Yazılım, indirildikten sonra dijital modellerin görüntülenmesine ve işlenmesine olanak tanır (Peluso ve diğerleri, 2004).

Yüksek maliyetler bu yöntem için engel teşkil etse de tüm yeni teknolojilerde olduğu gibi, rekabet güçlendikçe pazarın genişlemesini sağlayacağından maliyetler de azalacaktır. Maliyetler düştüğü takdirde de ortodontistler teknolojiyi daha geniş ölçüde kullanabileceklerdir.

Son yıllarda 3D görüntüleme ve modellemede önemli ilerlemeler kaydedilmiş ve buna bağlı olarak kemik, yumuşak doku ve dişlerin 3D olarak yeniden üretilebildiği sanal ortodontik tedavilerin geliştirilme olasılığı artmıştır (Hajeer ve diğerleri, 2004).

Dijital çalışma modelleri 1999 yılında OrthoCad (Şekil 2.37) (Cadent, Carlstadt, NJ, ABD), 2001 yılında ise E-models tarafından (emodels; GeoDigm, Chanhassen, MN, ABD) piyasaya sürülmüştür. Dijital çalışma modelleri oluşturmak için kullanılan teknolojiler önemli ölçüde farklılık göstermektedir. E-models, tam bir alçı modelin yüzeyini tararken, OrthoCad, bir modelin ince dilimler halinde çoklu taramalarının alındığı "destrüktif tarama" yöntemini kullanır. E-models, görüntüyü "dilimlemek" için bir yazılım sunarken, OrthoCad'de modeller fiziksel olarak dilimlenir ve görüntülenir. Dijital modeller oluşturmak için ölçülerin doğrudan taranması da mümkündür (Digimodel; Orthoproof, Albuquerque, NM, ABD) ve bu da alçı model ihtiyacını ortadan kaldırır (Fleming ve diğerleri, 2011).



Şekil 2.37: OrthoCad programı üzerinde görüntüleme [Laganà ve diğerleri, 2021]

Amerika Ortodontisler Birliği (The American Association of Orthodontists AAO), 2003 yılında Ortodonti ve Dentofasiyal Ortopedi için Klinik Uygulama Kılavuzlarında tavsiye edilen temel ortodontik kayıtların bir listesini yayınlamıştır. AAO'ya göre, tedavi öncesi ve tedavi sonrası kayıtlar arasında, yüz ve ağız içi fotoğraflar, diş modelleri, ağız içi ve/veya panoramik röntgenler ve sefalometrik röntgenler ve ayrıca belirtilen ek testler veya prosedürler yer almalıdır. Dolayısıyla çalışma modelleri, ortodonti araçlarının ayrılmaz bir parçasıdır (Peluso ve diğerleri, 2004).

Han ve diğerleri (1991) tarafından yürütülen bir çalışmada, ortodontistler tarafından sadece çalışma modelleri kullanılarak hazırlanan tedavi planı ile modeller, fotoğraflar, panoramik ve lateral sefalometrik röntgenler ve sefalometrik ölçümler kullanılarak hazırlanan tedavi planları arasında çok az fark olduğunu göstermiştir. Ortodontik modeller, başlangıç koşullarını, tedavinin ilerleyişini ve tedavinin nihai sonucunu belgeler. Ortodontistler de bu modelleri, bilgilendirme, değerlendirme ve araştırma amacıyla tedavi sonuçlarını meslektaşlarına ve hastalarına sunmak için kullanır.

2.6.1 Geleneksel Modelleme

Alçı modelleri ölçmek ve analiz etmek için kullanılan çeşitli yöntemler arasında kaliperler, Bernklau cetveline uygun aletler ve çeşitli geometrik daireler yer alır. Geleneksel alçı çalışma modellerinin ortodontide uzun bir kullanım geçmişi olsa da bunların birkaç dezavantajı bulunmaktadır. Tıbbi-yasal amaçlar için modellerin uzun süreli olarak saklanması gerekir. Bu da alan ve maliyet açısından sorunlara yol açar.

Alçı modeller, uzun yıllardır diş tanı ve tedavi işlemlerinde altın standart olmuştur. Bununla birlikte bu modeller için titiz arşivleme işlemlerine ve büyük fiziksel depolama alanına ihtiyaç duyulur (Akyalçın, 2011; Peluso ve diğerleri, 2004). Ayrıca alçı modeller, kırılma ve bozulma sorunları nedeniyle uzun vadede pratik değildir (Akyalçın, 2011).

2.6.2 Üç Boyutlu (Dijital) Modelleme

Sanal çalışma modelleri yeni bir kavram değildir. Çalışma modellerini dijital formata dönüştürmek için çeşitli yöntemler kullanılmıştır. 1989 yılında Yamamoto ve diğerleri (1989), bir model üzerinde bir lazer ışını kullanarak 3D bilgisayar modelleri oluşturmaya yönelik optik bir yöntem tanımlamıştır. O zamandan bu yana, bu yaklaşım yazılım geliştirme ile birlikte önemli ölçüde gelişmiş ve dijital modeller ticari olarak erişilebilir hale gelmiştir.

Dijital modeller de benzer şekilde, 1990'ların sonlarında kliniklerde hızlı bir şekilde kullanılmaya başlamış ve o zamandan bu yana klinik kullanımları artmıştır (Fleming ve diğerleri, 2011).

2.6.2.1 Avantajları

Ortodontik teşhis ve tedavi planlaması amaçlı çalışma modelleri, geleneksel olarak fiziksel alçı modeller şeklinde yapılmış ve bu yüzden kayıp, kırılma ve bozulmaya maruz kalmışlardır. Fiziksel depolamada, bin hasta için yapılmış geleneksel modellerin depolanması için gereken depolama alanı 17 m³'e kadar varmakta olup, dijital depolama ile bununla ilgili sorunlar ortadan kaldırılabilir (McGuinness ve Stephens, 1992).

Alçıdan yapılmış ortodontik modellerin sanal bilgilerle değiştirilmesi, aşağıdaki gibi potansiyel avantajlar da sunar:

- i. alçı modellerin depolama alanından alınmasına gerek kalmadan 3D bilgilere anında erişim;
- ii. çeşitli oluşturulmuş modellerden doğru ve basit diagnostik planlar çıkarabilme;
- iii. sanal görüntülerin sevk veya danışma amaçlı olarak dünyanın herhangi bir yerine anında aktarılabilmesi; ve
- iv. Peer Assessment Rating (PAR) veya American Board of Orthodontics (ABO) gibi puanlama sistemleri için objektif model derecelendirme analizi (Fleming ve diğerleri, 2011).

Roberts ve Richmond (1997) yaptıkları bir çalışmada, dijital modellerde oklüzal özelliklerin lineer ve açısal ölçümünün geçerliliği, verimliliği ve kolaylığının, klinik uygulamalarda rutin olarak kullanılan mevcut “altın standart” olan alçı modellerle kıyaslanabilir bir seviyede olmaması halinde, dijital modeller, ortodontik problemlerin nicelleştirilmesi konusundaki potansiyel avantajlarını kaybedeceklerinden bahsetmiştir. Bu konu üzerinde ise sonrasında birçok çalışma yapılmıştır (Fleming ve diğerleri, 2011; Horton ve diğerleri, 2010; Keating ve diğerleri, 2008; Leifert ve diğerleri, 2009; Mullen ve diğerleri, 2007; Quimby ve diğerleri, 2004; Santoro ve diğerleri, 2003; Stevens ve diğerleri, 2006).

3D yazıcının avantajları ise:

- i. gelişmiş tedavi prosedürleri;
- ii. hasta tedavisinin hızlı, sorunsuz ve daha hassas hale gelmesi;
- iii. güvenilir ve kaliteli apareylerin oluşturulmasıdır (Mahamood ve diğerleri, 2016) .

2.6.2.2 Dezavantajları

Yüksek özellikli malzeme kullanımının faydaları, bazı durumlarda, işlem sonrası sürenin uzun olmasına bağlı dezavantajlar sebebiyle azalabilir. Diğer dezavantajlar arasında yüksek maliyeti, merdiven etkisinin ortaya çıkması (katmanlı yığılma kaynaklı), standart olmayan üretim ve destek malzemelerine ihtiyaç duyulması (işlem sonrası çıkarılması zordur) sayılabilir. Diş hekimliğinde kullanılan en yaygın malzemelerden biri olan seramik de üretim

sırasında meydana gelen yüksek gözenekliliği nedeniyle 3D olarak basılamamaktadır (Prasad ve diğerleri, 2018).

Ayrıca, bazı 3D basılmış modeller yüksek sıcaklıkta deforme olabileceğinden veya eriyebileceğinden lehimli parçalara sahip bazı ortodontik apareylerde alçı modellerin kullanılması gerekebilir (Groth ve diğerleri, 2014). Isı ile sterilizasyon işlemlerinde de üretilen modeller zarar görebilmektedir. Diş hekimliği ve ortodontideki ihtiyaçlara uyacak şekilde daha yüksek mukavemete, nem ve ısı direncine sahip, daha geniş bir malzeme yelpazesinin özel olarak geliştirilmesi gerekmektedir.

2.6.2.3 Kullanım yerleri (klinik uygulamaları)

3D yazıcı çözümleri, çeşitli ürünleri yüksek düzeyde hassasiyetle üretme özelliğine sahiptir. Ortodonti literatüründe, teknolojinin dental modeller, hareketli apareyler, kişiselleştirilmiş braketler, ark telleri ve oklüzal splintler yapmada kullanımı denenmiş ve raporlanmıştır (Hazeveld ve diğerleri, 2014; Lauren ve McIntyre, 2008; Nasef ve diğerleri, 2014; Wiechmann ve diğerleri, 2003). Şu anda, 3D yazıcıların en yaygın kullanımı şeffaf retansiyon plakları ve şeffaf hizalayıcı plak üretimi alanındadır (Groth ve diğerleri, 2014). Hekimler, dişleri sanal olarak nihai ideal konuma taşıyabilmekte, kliniklerinde bir dizi fiziksel model yazdırabilmekte ve ClearCorrect, SureSmile veya Invisalign'a benzer bir sistemle şeffaf plaklar üretmek amacıyla termoplastik malzeme kullanabilmektedir. Fiziksel bir modelin 3D yazıcı adımı atlandığında, araştırmacılar teknolojiyi dijital olarak sabitleyici tasarlamak ve sonrasında ince fakat poliamid malzemeden 3D olarak yazdırmak için de kullanmıştır (Wiechmann ve diğerleri, 2003). Braket yuvalarının, kanca açılarının ve rehber olukların tasarımı için dental model tabanının şekillendirilmesi ve ayarlanması için gelişmiş yazılımlar da mevcuttur. Dijital olarak, yüzeyleri pürüzsüz olan, diş, damak ve diş eti dokularına tamamen uyacak ve keskin kenarları bulunmayan titanyum Herbst, Andresen ve uyku apnesi apareyleri yapılmıştır. Eklemeli üretim, destek üretimi, tellerin yapılması ve tel yerleştirme gibi özelliklerin montaj olmadan tek bir işlemle tamamlanmasına olanak verir (Al Mortadi ve diğerleri, 2012; Farronato ve diğerleri, 2011).

2.6.2.4 Güvenilirliği

Dijital modellerin tanısal doğruluğunu ve ölçüm hassasiyetini alçı modellere kıyasla araştırmak üzere çok sayıda çalışma yapılmıştır (Fleming ve diğerleri, 2011; Horton ve diğerleri, 2010; Keating ve diğerleri, 2008; Leifert ve diğerleri, 2009; Mullen ve diğerleri, 2007; Quimby ve diğerleri, 2004; Santoro ve diğerleri, 2003; Stevens ve diğerleri, 2006). Dijital modellerden elde edilen bilgilerin, geleneksel alçı modellerde yapılan doğrudan kaliper ölçümleri ile benzer olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmalarda, intermolar ve interkanin genişliği (Keating ve diğerleri, 2008; Quimby ve diğerleri, 2004), dış boyutu (Horton ve diğerleri, 2010), dış yüksekliği, overjet ve overbite gibi 2 noktalı doğrusal ölçümler (Horton ve diğerleri, 2010; Leifert ve diğerleri, 2009; Quimby ve diğerleri, 2004) konusunda geleneksel modeller ile analog alternatifleri arasında her zaman mükemmele yakın bir uyum gözlenmiştir.

Bununla birlikte, bazı diğer çalışmalarda Bolton oranı, Hayes-Nance analizi ve düzensizlik oranı gibi daha karmaşık tanısal ölçümlerin karşılaştırılmasında dijital ile alçı modeller arasında hafif yüksek düzeyde farklılık tespit edilmiştir (Quimby ve diğerleri, 2004; Stevens ve diğerleri, 2006; Tomassetti ve diğerleri, 2001).

3D basılmış modellerin doğruluğunu onaylayan ise birkaç çalışma mevcuttur. Hazeveld ve diğerleri. (2014), modellerin doğruluğunu değerlendirmek üzere 3 tip hızlı prototipleme kullanarak dış modelleri üretmiş ve dişlerin boyutunu dijital kaliperlerle ölçmüştür. Çalışma kapsamında sadece mesiodistal genişlik ve yükseklik ölçülmüş, bukkolingual genişlik ise ölçülmemiştir. Bununla birlikte, dişlerin bukkolingual genişliği de polimerizasyon ve yazıcının yönteminden etkilenmektedir ve bu da kişiselleştirilmiş ölçü kaşıklarının veya ortodontik apareylerin uyumunu etkileyebilir. Murugesan ve diğerleri (2011) de 3 tip hızlı prototipleme kullanarak dental modeller üretmiş ve modellerin doğruluğunu karşılaştırmak üzere dijital kaliperler kullanarak dişleri ölçmüştür.

Yukarıda bahsedilen her iki çalışmanın yazarları da dişleri ölçmek için dijital kaliper kullanmışlardır. Bu yöntemin, diş yüzeyinde iyi bir referans noktası oluşturulamazsa ölçüm hatalarına yol açmış olabileceği unutulmamalıdır. Ayrıca, iki çalışmada da her bir model her yazıcıdan sadece bir kez basılmış ve doğruluk karşılaştırmaları, farklı yazıcılar ile basılan modeller arasında yapılmıştır.

2.6.3 Geleneksel Model / Dijital Model Karşılaştırması

Çalışma modelleri, diagnostik kaydın güvenilir ve yaygın bir şeklidir (Stewart, 2001). Bu modeller, dişlerin boyutsal olarak doğru bir temsili oldukları için, diş boyutu-ark uzunluğu uyumsuzluğu ve daimi diş boyutu tahmini gibi bir dizi ölçüm ve analiz alçı çalışma modelleriyle elde edilebilmektedir. Diş boyutu-ark uzunluğu uyumsuzluğu ölçümleri, ağız içi yol ile ölçüme kıyasla çalışma modeli üzerinden daha doğru bir şekilde kaydedilmekte ve çapraşıklık miktarını tahmin etme ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır. Ek ölçümler arasında ark genişliği de yer alır. Modeller ayrıca, sentrik ilişki sentrik oklüzyon arasındaki uyumsuzlukları görselleştirmek üzere artikülatörlere monte edilebilir (Peluso ve diğerleri, 2004).

Geleneksel alçı çalışma modelleri uzun yıllardır kullanılsa da bu modellerin birçok kısıtlılığı bulunmaktadır. Bunlardan biri de alçı çalışma modellerinin kırılabilirliği. Ölçümler ve görüntüleme için sürekli kullanım, alçının aşınmasına, modelin doğruluğunun azalmasına, kırılma olasılığının artmasına yol açabilir. Hem yer hem de zaman açısından sorun teşkil eden bir başka unsur ise depolamadır. Modeller genellikle fiziksel ve kimyasal hasarlardan korunmaları ve kolayca bulunabilmeleri için kutularda tutulur. Yoğun bir ortodonti kliniği, 1 yılda 300 kadar vaka üzerinde çalışabilir ve bu modellerin saklanması için bütün bir odaya ihtiyaç duyulabilir. Bu modeller zaman faktörü açısından da sorunlar yaratır. Kayıtların elde tutulması gereken en kısa süre, bir malpraktis davasının açılabilceği geçerli zamanaşımı süresine bağlıdır (Russell, 2002). Devletler arasında farklılık gösteren bu süre, 5 ila 15 yıl arasında değişmektedir. Zamanaşımı, tedavinin son gününde başlayabilir veya hasta reşit olana kadar ertelenebilir. Her iki durumda da modelin uzun süre saklanması gerekir. 10 yıl boyunca yılda 300 vaka modelinin saklanması, 6000 tedavi öncesi ve sonrası model setinin elde tutulması anlamına gelir. Bu da ayrı bir depolama tesisi ihtiyacı doğurarak maliyeti artırabilir. Bir diğer sorun da taşınabilirliktir. Yalnızca birkaç kırılabilir çalışma modeli seti ile seyahat etmek bile zor bir iştir. Yalnızca bir model seti mevcut olduğunda iletişim zordur. Tedaviyi yapan ortodontist, diğer diş hekimleri ve uzmanlarla iletişim için bir hastanın modellerini kopyalamak zorunda kalabilir ve bu da hem maliyetli hem de zaman alıcı bir işlemdir (Peluso ve diğerleri, 2004).

Dijital modeller, alçı modellerin kullanımında karşılaşılan pek çok engeli ortadan kaldırır. Bu modeller, fiziksel hasara maruz kalmaz ve toz veya başka herhangi bir kirlilik

oluşturmazlar. Ayrıca bunlar için ihtiyaç duyulan depolama alanı önemsiz bir düzeydedir. Her vakaya yönelik dijital bilgiler, klinikteki bir bilgisayarın sabit diskinde, CD gibi taşınabilir depolama aygıtlarında veya merkezi bir sunucuda saklanabilir. Bir ortodontik çalışma modeli setine ait dijital bilgi, boyut olarak 1 megabayttan küçüktür. Bu dijital modelleri görüntülemek için gereken programlar 8 ila 12 megabayt boyutundadır. Maliyeti çok düşük olan 700 megabaytlık tipik bir CD-R'de 700'den fazla vaka saklanabilir. 20 gigabaytlık bir sabit diskte ise yaklaşık 24.000 vaka saklanabilir. Modeller hasta adı ve numarasına göre depolandığından, hızlı ve verimli erişim sağlanır. Diğer bir avantaj ise dijital modelleri muayenehanenin merkezi sunucusuna bağlı herhangi bir ofis bilgisayarı üzerinden birden fazla yerde görüntülemenin mümkün olması (Redmond ve diğerleri, 2000) ve bu sayede hastaların birden fazla yerde tedavi edilmesine ve bu sırada kayıtlarına kolaylıkla erişilmesine imkan vermesidir. Modellerin JPEG formatındaki elektronik dosyalarda yer alan çeşitli görüntüleri bütün model bilgilerini içerir ve elektronik olarak çalışma arkadaşları, uzmanlar ve sigorta şirketlerine aktarılabilir. Bu sayede model çoğaltmaya ve nakliyeyle ayrılan zaman ve masraf azaltılmış olur.

Dijital modeller ayrıca muayenehane satın almada karşılaşılan sorunları en aza indirir. Hem kliniğe katılan hem de klinikten ayrılan klinisyenlerin hasta kayıtlarının eksiksiz kopyalarına sahip olması aktif olarak tedavi gören hastaların yararınadır. Dijital modeller sayesinde her ortodontist, model çoğaltma masrafı olmadan arşivleri için bir model kopyası edinebilir. Dijital modeller, tüm bu avantajlarının yanında mükemmel sunum araçlarıdır. Dijital modeller, bir vaka sunumu hazırlayan stajyerden, vakaları bir çalışma grubuna sunan deneyimli bir hekime kadar herkesin, modellerin zarar görmesine dair herhangi bir endişesi olmaksızın, görüntülerini vakayı takip edenlerin tümünün görmesi için yansıtmasına olanak verir (Peluso ve diğerleri, 2004).

Dijital modeller ayrıca hastaları bilgilendirmek için mükemmel bir araçtır. Şu anda tedavi gören genç hastalar bilgisayarlara aşinadır ve bilgisayar ile oluşturulan görüntülerden memnundur. Dijital modelleri anlayabilen bu insanlar, ortodontistlerini ziyaret ettiklerinde muhtemelen bu teknolojiyi görmeyi beklemektedir. Dijital modeller, tedavi görüşmeleri sırasında, tedavi sırasında ve sonunda, dişlerdeki düzelme aşamalarını göstermek üzere hastalara veya ebeveynlerine gösterilebilir. Hastaların bu görüntüleri evlerinden görüntüleyebilmesi için hasta kayıtları ve tedavi bilgilerini içeren güvenli internet siteleri

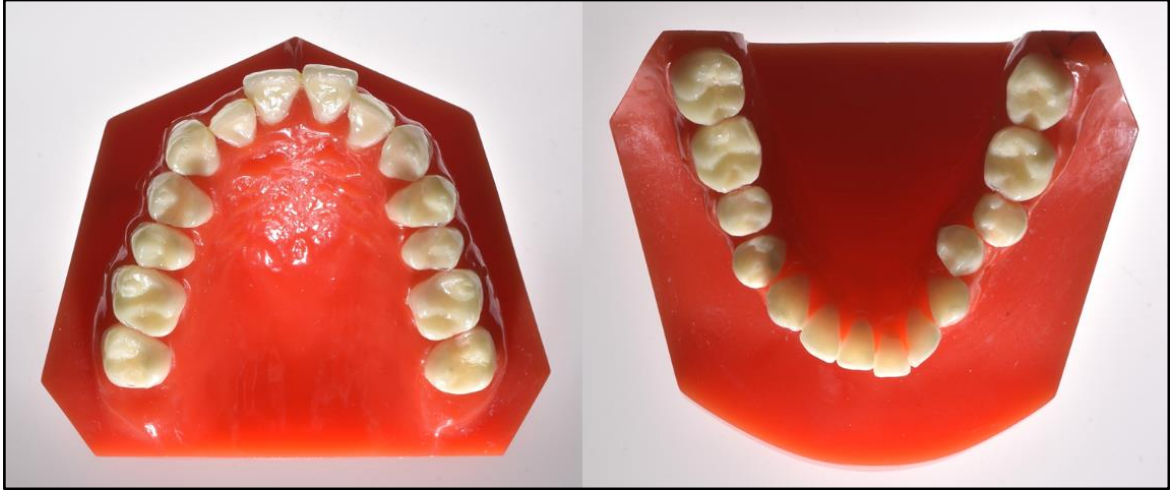
kurma hizmetleri de sunulmaktadır. Sonuç olarak dijital modeller, klinisyen ile hasta arasındaki iletişimin ve dolayısıyla bilgilendirilmiş onamın gelişmesini sağlar (Peluso ve diğerleri, 2004).

Bu avantajların yanı sıra dijital radyografi ve fotoğraf teknolojisinin kalitesinde ve maliyetindeki iyileşmeler sonucunda, birçok ortodonti kliniğinde bilgisayarlı klinik yönetimi ve görüntüleme sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (Peluso ve diğerleri, 2004). Günümüzde mevcut olan dijital modeller, bu yönetim ve görüntüleme sistemlerinin çoğuna sorunsuz şekilde entegre olmaktadır. Dijital modeller, tamamıyla dijital ortodonti kliniklerinin bir parçası olmaya başlamıştır.

Dijital modelleri kullanmak için üç temel gereklilik bulunmaktadır. İnternet erişimi olan bir kişisel bilgisayar (PC) en temel gerekliliktir (Marcel, 2001). İnternet erişimi, DSL, kablo veya çevirmeli ağ şeklinde olabilir. DSL ve kablolu internet erişiminin, dijital modelleri üreten şirketten elektronik bilgilerin hızlı bir şekilde alınmasını sağlayabileceği unutulmamalıdır. Ekipman ve internet erişimi tamamlandıktan sonra, gelen dijital bilgiler için bilgisayarda özel bir klasör oluşturulmalıdır. Son olarak da elektronik bilgilerin alınmasına olanak veren ve dijital modellerin görüntülerini oluşturan bir programa ihtiyaç duyulur. Bu yazılım genellikle dijital modelleri oluşturmak üzere seçilen şirket tarafından genellikle ücretsiz olarak sağlanmaktadır (Peluso ve diğerleri, 2004).

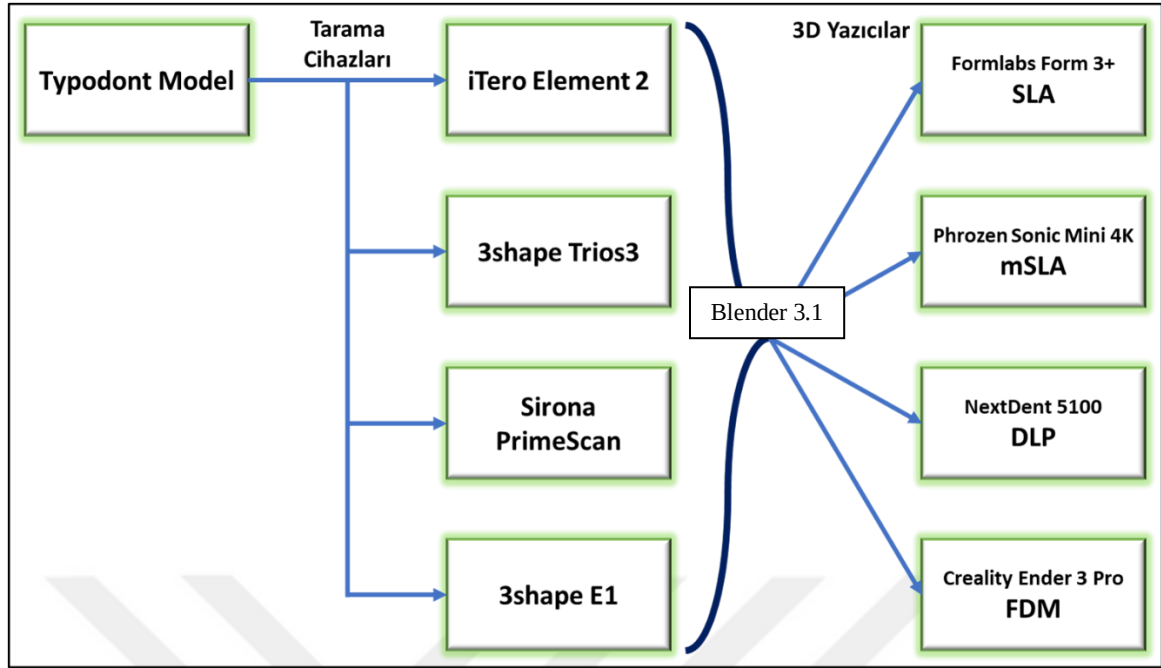
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada mevcut araştırmanın referans modeli olarak kullanılan bir ana .stl oluşturmak adına 14 maksiller 14 mandibular daimi diş içeren bir Sınıf II Bölüm 1 maloklüzyonlu typodont (Nissin, Kyoto, Japan) model (Şekil 3.1) seçilmiştir. Typodont model üzerindeki referans noktaları hekim tarafından aerator yardımıyla el ile oluşturulmuştur. Bu çalışmada 4 farklı tarayıcı (üç adet ağız içi, bir adet masa üstü tarayıcı) ve 4 farklı 3D yazıcı kullanılmıştır. 4 farklı tarayıcı ile taranan typodont modelden elde edilen tüm dosyalar bu yazılımların ana dili olan “Standard Triangle Language (.stl)” formatına dönüştürülmüştür. Bir .stl dosyası, hızlı prototipleme süreçleriyle stereolitografi makinelerinde 3D modeller üretmek için gereken bilgileri oluşturmak adına stereolitografi yazılımı tarafından kullanılan bir formattır. Bu .stl formatları Blender (Blender 3.1; Blender Foundation, <https://www.blender.org/>) programı ile at nalı şekline getirilmiş, daha sonra 4 farklı 3D yazıcıdan bu .stl’ler ile 32 model elde edilmiştir. Tüm modeller 3D yazıcılarda yatay olacak şekilde yazdırılmıştır. Ölçümler ise 32 model ve typodont üzerinden manuel olarak dijital dental kaliper yardımı ile elde edilmiştir.



Şekil 3.1: Ana ölçüm modeli

Typodont referans modelden farklı tarayıcılar ile tarama sonrası dijital ve 3D modellerin tasarım şeması Şekil 3.2'de gösterilmektedir.

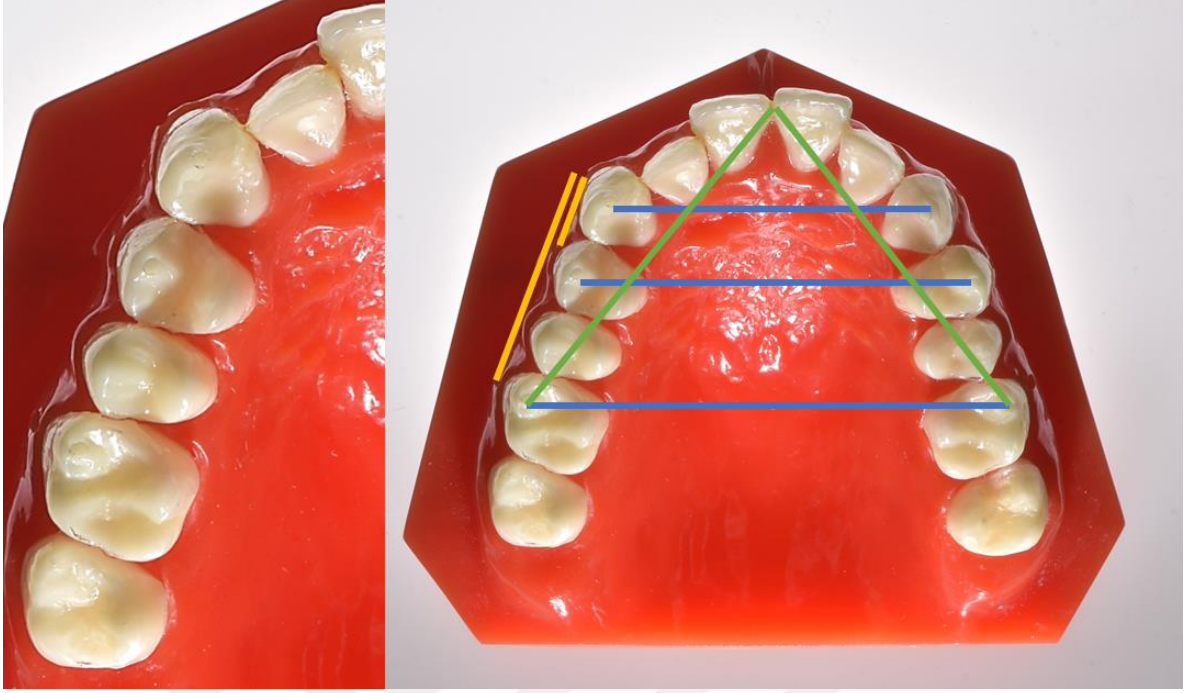


Şekil 3.2: Typodont model - dijital model - 3D model tasarım şeması

Çalışmamızdaki sıfır hipotezi, typodont model ile bu model üzerinden farklı tarayıcılardan elde edilen .stl formatlarının farklı 3D yazıcı teknikleriyle üretilerek elde edilen modelleri arasında hassasiyetleri, uyumları ve gerçekliği açısından önemli bir fark olmayacağıdır.

3.1 GEREÇ

Typodontun taranmasından önce referans noktaları belirlenmiştir. Alcan ve diğerlerinin yaptığı bir çalışmada 7 adet referans noktası belirlenmiş ve bunlar üzerinden ölçüm yapılmıştır (2009). Bu çalışma doğrultusunda dişler üzerinde 8, dişeti üzerinde 14 referans noktası belirlenmiş, toplamda 22 anatomik nokta oluşturulmuştur. Dişler üzerindeki referans noktaları; maksiller 1. molar mesiobukkal tüberkül tepelerine, maksiller 1. premolar bukkal tüberkül tepelerine ve maksiller ile mandibular kanin dişlerin insizal tepe noktalarına, elmas uçlu rond frez ile rehber oluklar hazırlanmıştır. Dişeti üzerindeki referans noktaları ise hem maksiller hem mandibular olmak üzere; 1. molarların, 1. premolarların, kanin dişlerin ve 1. ile 4. bölge santral dişlerin dişeti hizasında, elmas uçlu rond frez ile rehber oluklar hazırlanmıştır (Şekil 3.3). Ölçüm modeli tek typodont üzerinden alındığından rehber mesafeleri göz ardı edilmiştir. Ölçümler bu noktalar üzerinden lineer doğrular ile, XYZ düzlemleri üzerinde, dişlerin mesio-distal uzunlukları ile, insizo-gingival uzunlukları ile, Bolton uyumsuzluğu ile yapılmıştır.



Şekil 3.3: Referans noktalarının ve düzlemlerin bir kısmı

Veriler, dijital dental kaliper (ProDent USA, East Brunswick, New Jersey) (Şekil 3.4) yardımı ile elle ölçülerek elde edilmiştir.



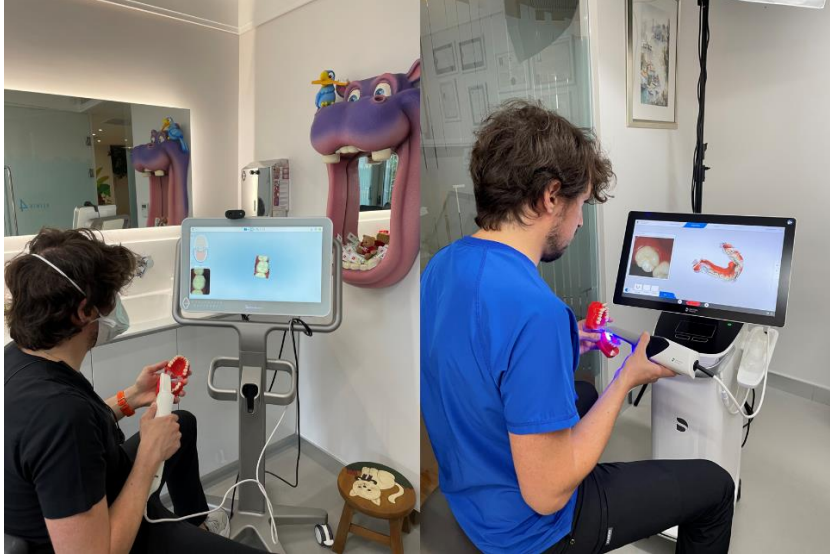
Şekil 3.4: Ölçümler için kullanılan dental dijital kaliper

3.1.1 Tarayıcılar

Sınıf II Bölüm 1 modelin .stl formatları; üçü ağız içi biri masaüstü olmak üzere 4 farklı tarayıcı kullanılarak elde edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen tarayıcılar: Cadent iTero Element 2 (Align Technologies, San José, Calif), 3Shape Trios3 (3Shape, Copenhagen, Denmark), Sirona PrimeScan (Dentsply Sirona, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) ve 3Shape E1 (3Shape, Copenhagen, Denmark) masaüstü tarayıcıdır (Tablo 3.1). Taramalar tek bir hekim tarafından gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.5).

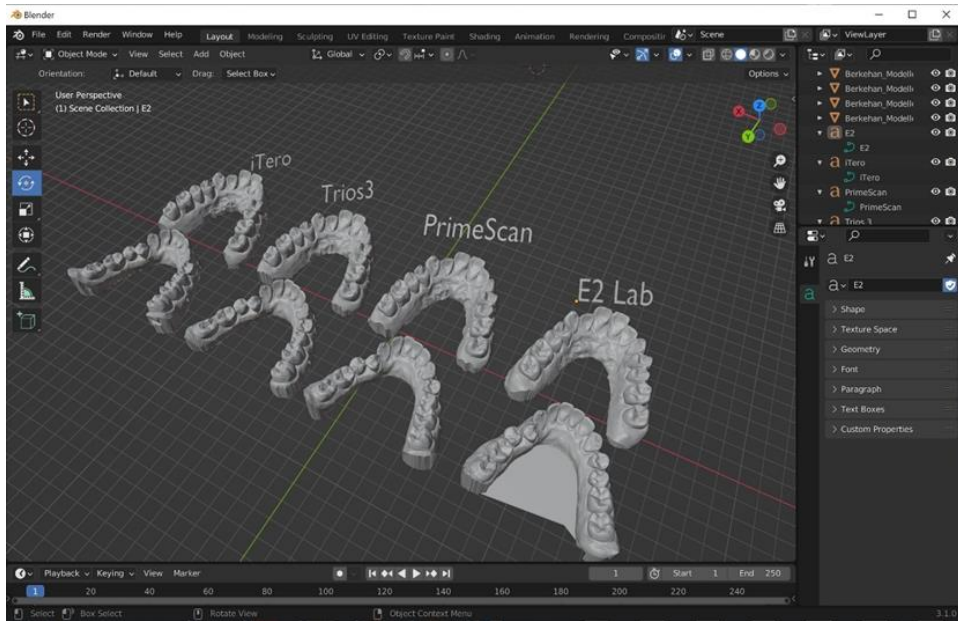
Tablo 3.1: Çalışmada kullanılan tarayıcılar ve özellikleri

	Üretici Firma	Teknoloji	.Stl Data	Renkli Data	Kullanım Şekli
iTero Element 2	Align Technologies, San José, CA, USA	Parallel Confocal Microscopy	Var	Var	intraoral
Trios 3	3-Shape, Copenhagen, Denmark	Structured Light – Confocal Microscopy and ultrafast optical scanning tm	Var	Var	intraoral
PrimeScan	Dentsply, Sirona, York, PA, USA	Structured Light – Confocal microscopy with smart pixel sensor	Var	Yok	intraoral
E1	3-Shape, Copenhagen, Denmark	Optical blue Structured Light	Var	Yok	Masaüstü



Şekil 3.5: iTero ve PrimeScan cihazları ile tarama işlemi

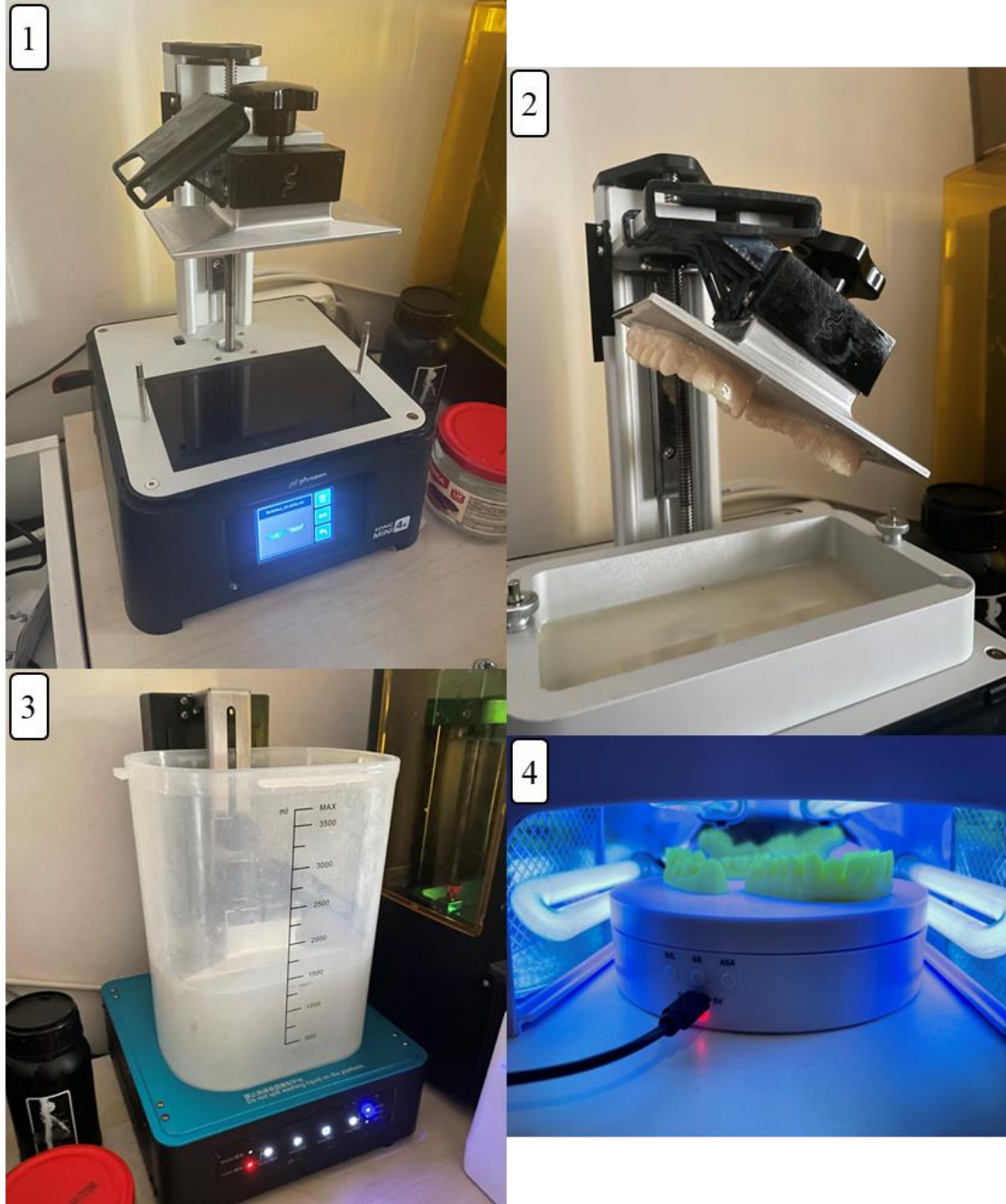
Elde edilen .stl formatları 3D yazıcılara taşınıp yazdırılması adına optimize edilmiştir. Tüm bu optimizasyonlar, açık kaynaklı bir 3D modelleme yazılımı (Blender 3.1) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.6). Modellerin tabanları düz yüzey olacak şekilde tasarlanmıştır. Maksiller palatinal bölge ve mandibular lingual bölge ölçümlerde kullanılmayacağından yazılım ile trimlenirken, ölçüm bölgelerinde yer alan diş-doku bölgeleri olduğu gibi bırakılmıştır. Modelin taranması ve hazırlanması tek bir hekim tarafından gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.6: Blender 3.1 yazılımı ile oluşturulan dijital basım taslakları

3.1.2 Üç Boyutlu Yazıcılar

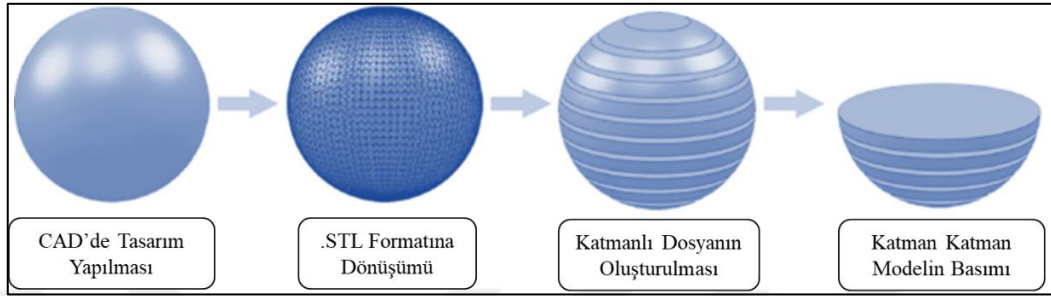
Elde edilen .stl formatları ile, yazım teknikleri farklı 4 3D yazıcı kullanılarak ölçüm yapılacak modeller elde edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen 3D yazıcılar; SLA (Formlabs, Somerville, Mass), DLP (Amann Gurrbach, Koblach, Austria), mSLA (Phrozen Technology, Hsinchu City, Taiwan), FDM (Crealiti 3D Technology, Shenzhen, China) (Şekil 3.7).



Şekil 3.7: mSLA yazıcısı basım aşamaları (Phrozen Sonic Mini 4K)

Tüm yazıcılar, kullanımdan önce üreticinin tavsiye ve talimatlarına göre kalibre edilmiştir.

Üreticilerin önerdiği diş modeli reçineleri baskı işleminde kullanılmıştır. Standart önerilere ve prosedürlere göre reçineler baskı işlemine hazırlanmıştır. Model basımında tüm yazıcılar için standart olması adına katman kalınlığı 50 µm olarak ayarlanmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8: CAD tasarımı - modelin basım aşamaları [Diegel ve diğerleri, 2019]

3.2 YÖNTEM

Hem typodont modelden hem de 3D yazıcılardan elde edilen modellerden dijital dental kaliper yardımıyla ölçümler yapılmıştır (Şekil 3.9). Milimetre cinsinden ölçüm değerleri, yüzdelik basamağa (örneğin 0,01) kadar kaydedilmiştir. Ölçümler tek hekim tarafından 15 gün arayla olmak üzere iki kez yapılmıştır. Wiranto ve diğerleri (2013), ölçümlerin tek bir gözlemci tarafından yapılmasının daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir.



Şekil 3.9: Kaliper ile ölçüm

3.2.1 Referans Noktalar

Dişler üzerindeki 8 rehber oluk tanımları

- i. URT3r (upper right tooth 3 reference)
- ii. ULT3r (upper left tooth 3 reference)
- iii. URT4r (upper right tooth 4 reference)
- iv. ULT4r (upper left tooth 4 reference)
- v. URT6r (upper right tooth 6 reference)
- vi. ULT6r (upper left tooth 6 reference)
- vii. LRT3r (lower right tooth 3 reference)
- viii. LLT3r (lower left tooth 3 reference)

Dişeti üzerindeki 14 rehber oluk tanımları

- i. G1 (Gum 1)
- ii. G2 (Gum 2)
- iii. G3 (Gum 3)
- iv. G4 (Gum 4)
- v. G5 (Gum 5)
- vi. G6 (Gum 6)
- vii. G7 (Gum 7)
- viii. G8 (Gum 8)
- ix. G9 (Gum 9)
- x. G10 (Gum 10)
- xi. G11 (Gum 11)
- xii. G12 (Gum 12)
- xiii. G13 (Gum 13)
- xiv. G14 (Gum 14)

Dişler üzerindeki mesio-distal ölçüm tanımları

- i. UR1 m-d (upper right 1. Mesio-distal)
- ii. UR2 m-d (upper right 2. Mesio-distal)
- iii. UR3 m-d (upper right 3. Mesio-distal)
- iv. UR4 m-d (upper right 4. Mesio-distal)
- v. UR5 m-d (upper right 5. Mesio-distal)
- vi. UR6 m-d (upper right 6. Mesio-distal)
- vii. UL1 m-d (upper left 1. Mesio-distal)
- viii. UL2 m-d (upper left 2. Mesio-distal)
- ix. UL3 m-d (upper left 3. Mesio-distal)
- x. UL4 m-d (upper left 4. Mesio-distal)
- xi. UL5 m-d (upper left 5. Mesio-distal)
- xii. UL6 m-d (upper left 6. Mesio-distal)
- xiii. LR1 m-d (lower right 1. Mesio-distal)
- xiv. LR2 m-d (lower right 2. Mesio-distal)
- xv. LR3 m-d (lower right 3. Mesio-distal)
- xvi. LR4 m-d (lower right 4. Mesio-distal)
- xvii. LR5 m-d (lower right 5. Mesio-distal)
- xviii. LR6 m-d (lower right 6. Mesio-distal)
- xix. LL1 m-d (lower left 1. Mesio-distal)
- xx. LL2 m-d (lower left 2. Mesio-distal)
- xxi. LL3 m-d (lower left 3. Mesio-distal)
- xxii. LL4 m-d (lower left 4. Mesio-distal)
- xxiii. LL5 m-d (lower left 5. Mesio-distal)
- xxiv. LL6 m-d (lower left 6. Mesio-distal)

Diş ölçümleri için mesio-distal genişlik, mesial ve distal temas noktaları arasındaki mesafeler ile ölçülmüştür.

3.3 MODELLER ÜZERİNDE YAPILAN ÖLÇÜMLER

Ana typodont model ve 3D yazıcıdan elde edilen modeller dental ölçümler için üretilmiş olan dijital dental kaliper ile yapılmıştır. X, Y ve Z düzlemleri üzerinde ve ilgili referans noktaları arasında her bir modelden 55 ölçüm yapılmıştır. Bu ölçümler;

- i. Maksiller ve mandibular mesio-distal genişliklerinin hesaplanması ve Bolton ön 6 diş ve Bolton tüm diş oranlarının elde edilmesi,
- ii. Maksiller ve mandibular dişlerin insizo-gingival uzunluklarının elde edilmesi,
- iii. Landmarklara göre transversal, sagittal ve vertikal ölçümlerin elde edilmesi ve total ark uzunluğunun hesaplanması,
- iv. Spee eğrisi derinliğinin hesaplanmasıdır.

3.3.1 Maksiller ve Mandibular Dişlerin Mesio-Distal Mesafeleri ve Bolton Oranlarının Hesaplanması

Elde edilen modeller üzerinde, iki diş arası temas noktalarından baz alınarak, dişlerin mesio-distal uzunlukları ölçüldü ve bu değerler üzerinden, oluşturulan Bolton tablosu ile, ön 6 diş ve tüm 12 diş için Bolton değerleri hesaplandı. Dişlerin mesio-distal uzunlukları hesaplanırken dijital dental kaliperden faydalanıldı. 2. Molar dişler hariç tüm dişlerin mesio-distal mesafeleri de ayrıca ölçümlere dahil edildi

3.3.2 Transvers Yönde Yapılacak Ölçümler

- a. URT3 - ULT3 (maksiller interkanin mesafe)
- b. URT4 - ULT4 (maksiller interpremolar mesafe)
- c. URT6 - ULT6 (maksiller intermolar mesafe)
- d. LRT3 - LLT3 (mandibular interkanin mesafe)
- e. G3 – G5
- f. G2 – G6
- g. G1 – G7

3.3.3 Sagittal Yönde Yapılacak Ölçümler

- a. URT3 – URT6
- b. ULT3 – ULT3
- c. G12 – G14
- d. G12 – G13
- e. G8 – G10

f. G9 – G10

3.3.4 Vertikal Yönde Yapılacak Ölçümler

- a. URT1 insizal tepe noktası – G4
- b. LRT1 insizal tepe noktası – G11
- c. Maksiller sağ 1. Molar diş - sol 1. Molar diş arası tüm dişlerin insizo-gingival mesafeleri (gingival zenit – insizal/oklüzal tepe noktası)

3.3.5 Total Ark Uzunluğu

Maksiller sağ 1. Molar referans noktası ile maksiller sol 1. Molar referans noktasına olan mesafe (intermolar mesafe) ile maksiller sağ 1. Molar referans noktasından maksiller sağ ve sol santral diş temas noktasına ve oradan maksiller sol 1. Molar diş referans noktasına olan mesafelerin toplamı hesaplanmıştır ve tek değer olarak yazılmıştır (UR6r – UR1(temas noktası)UL1 – UL6r üçgeni toplam mesafesi).

3.3.6 Spee Eğrisi Hesaplanması

Spee Eğrisinin hesaplanması için yapılan ölçümler, standardizasyon olması açısından, modellerin sağ mandibular arkı üzerinde yapılmıştır. Mandibular 2. Molar dişin distal tüberkülünün en tepe noktasından en ekstrüziv kesici dişin insizal kenarından bir düz yüzey geçirilmiştir. Bu düz yüzeyin 1. Premolar bukkal tüberkül tepesine olan dik mesafesi ölçülmüştür. Spee eğrisi hesaplanması vertikal yönde yapılan ölçümler ile değerlendirmeye katılmıştır.

3.4 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Veriler IBM SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) V23 (IBM Corp., Amrock, New York, United States) ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk Testi ile incelendi. Her bir ölçüm tekniğinde tarayıcılarda typodont ölçümleri ile yazıcıların ölçümlerinin karşılaştırılmasında ve her bir ölçüm tekniğinde yazıcılarda typodont ölçümleri ile tarayıcıların ölçümlerinin karşılaştırılmasında normal dağılan veriler için Tekrarlı Varyans Analizi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Bonferroni Düzeltmesi ile yapıldı. Normal dağılmayan veriler için Friedamn Testi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Dunn Testi ile yapıldı. Ölçümler arasındaki uyumun incelenmesinde Sınıf İçi Korelasyon

Katsayısı (ICC) kullanıldı. Analiz sonuçları ortalama $\pm$ standart sapma ve ortanca (minimum – maksimum) şeklinde sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,050$ olarak alındı. Güç analizi G*Power 3.1 yazılımı kullanılarak yapıldı.

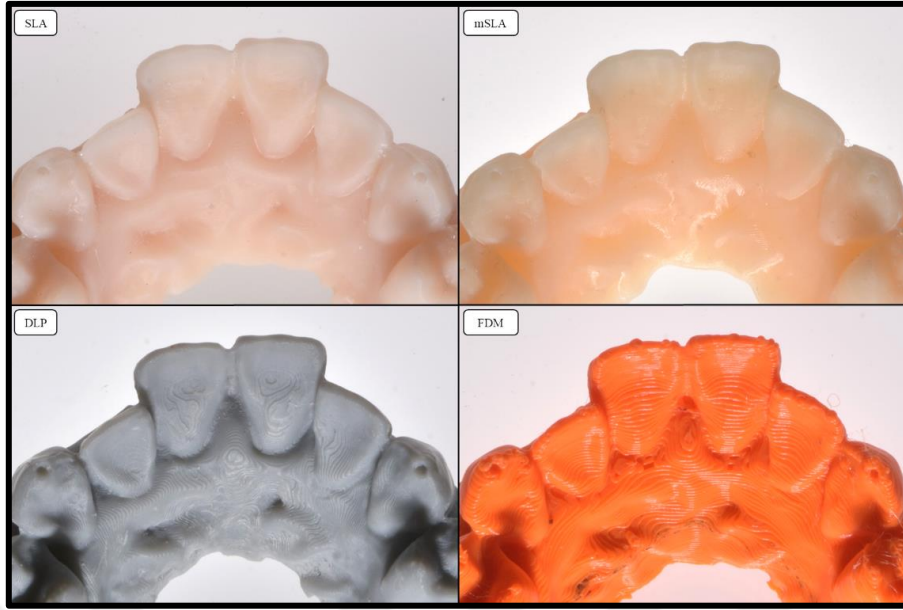


4. BULGULAR

Bu çalışmada 4 tip tarayıcı sonrası elde edilen verilerin, 4 tip 3D yazıcı ile üretilen dental modellerinin (Şekil 4.1) hassasiyetinin, uyumlarının ve gerçekliğinin analiz edilmesi amaçlanmıştır. Bu doğrultuda maksilla ve mandibuladan oluşan bir adet typodont modelden ve bu typodont ile elde edilen .stl formatın farklı 3D yazıcılar ile elde edilen toplamda 32 adet çene modeli üzerinde ölçümler yapılmıştır. Bulgularımıza göre, 3D yazıcılardan elde edilen modeller arasında hassasiyetleri, uyumları ve gerçekliği açısından önemli bir fark olmayacağına dair olan sıfır hipotezi desteklenmiştir.



Şekil 4.1: Farklı yazıcı tekniklerinden elde edilen modeller



Şekil 4.2: Farklı yazıcı tekniklerinden elde edilen modellerin katman görüntüleri

Tüm ölçümler tek bir gözlemci tarafından yapılmıştır. Elde edilen veriler düzlemlerine ve ölçüm yöntemlerine göre gruplandırılarak kendi içlerinde ortalamaları hesaplanmıştır.

3D elde edilen modeller üzerinde yapılan ölçümler sonrası typodont model ile hem farklı tarayıcılar arasında hem farklı yazıcılar arasında hem de farklı tarayıcı yazıcı kombinasyonlarındaki uyum kontrol edilmiştir. Bu veriler doğrultusunda 3 farklı tablo oluşturulmuştur.

Tablo 1 ve Tablo 2’de typodont verileri sabit olup, bu veriler ile tarayıcılar sonrası elde edilen .stl formatlarının 3D yazıcılar ile basılmasından sonra modeller üzerinde yapılan ölçümler birbirleri ile ve typodont model ile karşılaştırılmış ve uyumları kontrol edilmiştir. Tablo 1 ile Tablo 2 arasındaki fark ise; elde edilen veriler sonrasında Tablo 1’de her bir yazıcı diğer yazıcılarla karşılaştırılırken Tablo 2’de her bir tarayıcı elde edilen model ölçümlerine göre diğer tarayıcılarla karşılaştırılmıştır.

Tablo 3’te ise her bir 3D yazıcı ve tarayıcı kombinasyonları, typodont model ile kendi aralarında karşılaştırılmış ve uyumları incelenmiştir.

Farklı ağız içi taramalar sonrası farklı 3D yazıcılardan elde edilen modeller üzerinden dijital dental kaliper ile yapılan ölçümler sonrası klinik olarak tekrarlanabilirlikleri yüksek olarak bulunmuştur. Tekrarlanabilir ölçümler istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

4.1 HER BİR TARAYICI İÇİNDE 3D YAZICILAR İLE TYPODONT MODELİN BİRBİRLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Tablo 4.1: Her Bir Ölçüm Tekniğinde Tarayıcılarda Typodont Ölçümleri ile 3D Yazıcıların Ölçümlerinin Karşılaştırılması ve Uyumu

	Typodont	Yazıcılar				Test ist.	p	ICC (%95 CI)/p
		SLA	MSLA	DLP	FDM			
Mesio-distal ölçümler**	iTero	7,19±1,34d	7,13±1,34b	7,09±1,34a	7,1±1,34a	64,767	<0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	7,19±1,34c	7,17±1,35c	7,15±1,34b	7,11±1,33a	29,069	<0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	7,19±1,34d	7,14±1,34b	7,13±1,35a	7,13±1,34ab	26,412	<0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape E1	7,19±1,34d	7,15±1,35c	7,11±1,34b	7,07±1,34a	57,368	<0,001	1 (1 - 1) / <0,001
İnsizo-gingival ölçümler*	iTero	10,16±2,14a	9,94±2,09b	10,18±2,04a	10,13±2,14a	17,562	<0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	10,16±2,14a	9,89±2,08b	10,2±2,04a	10,15±2,09a	38,429	<0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	10,16±2,14ab	9,95±2,09c	10,24±2,05b	10,13±2,09a	19,013	<0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
	3Shape E1	10,16±2,14a	9,94±2,08b	9,97±2,03bc	10,14±2,11a	16,933	<0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
Transversal ölçüm*	iTero	38,58±9,97	38,51±9,91	38,55±9,9	38,74±9,91	3,959	0,051	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	38,58±9,97ab	38,45±9,8b	38,48±9,76ab	38,73±9,81a	5,161	0,004	1 (1 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	38,58±9,97ab	38,48±9,87b	38,68±9,8a	38,81±9,89a	5,353	0,003	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape E1	38,58±9,97	38,81±9,89	38,89±9,89	38,86±9,83	4,304	0,062	1 (1 - 1) / <0,001
Vertikal ölçüm*	iTero	10,16±4,45	10,15±4,53	9,98±4,46	10,13±4,53	3,813	0,14	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	10,16±4,45	10,12±4,52	9,99±4,46	10,15±4,57	4,208	0,129	1 (1 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	10,16±4,45	10,16±4,54	10,02±4,46	10,16±4,55	2,079	0,262	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape E1	10,16±4,45	10,16±4,54	9,93±4,44	10,21±4,58	4,321	0,138	1 (0,999 - 1) / <0,001
Sagittal ölçüm**	iTero	21,1 (6,2 - 22,9)ab	21,1 (6,3 - 22,8)b	21,2 (6,3 - 23)a	21,2 (6,3 - 23)ab	15,559	0,004	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	21,1 (6,2 - 22,9)b	21 (6,3 - 22,9)ab	21,2 (6,2 - 22,9)ab	21,4 (6,4 - 23,1)a	19,664	0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	21,1 (6,2 - 22,9)ab	21 (6,2 - 22,8)b	21,2 (6,2 - 23)a	21,3 (6,3 - 23)ab	21,412	<0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape E1	21,1 (6,2 - 22,9)b	21,1 (6,5 - 22,9)ab	21,3 (6,5 - 23,1)a	21,4 (6,4 - 23,1)a	15,429	0,004	1 (1 - 1) / <0,001
Bolton ölçümleri*	iTero	84,7±8	84,6±8,1	84,4±8,2	84,3±8,3	3,993	0,295	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	84,7±8	84,8±8,1	84,6±7,9	84,9±7,8	1,204	0,471	1 (0,999 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	84,7±8	84,7±8,1	84,5±8,1	84,8±8,1	6,013	0,247	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape E1	84,7±8	84,5±8,2	84,7±8,1	84,8±8,1	2,503	0,359	1 (1 - 1) / <0,001

*Tekrarlı Varyans Analizi; **Friedman Testi; a-d: Aynı barfe sahip ölçümler arasında bir fark yoktur; ortalama ± standart sapma; ortanca (minimum – maksimum); ICC: Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı

Mesio-distal ölçümlerde; iTero tarayıcısında typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Typodont ölçümü tüm yazıcıların ölçümlerinden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünün ortalama değeri 7,19 iken SLA yazıcısında 7,16, mSLA'da 7,13, DLP'de 7,09 ve FDM yazıcısında ortalama değer 7,1 olarak elde edilmiştir. 3Shape Trios 3 tarayıcısında typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümü ortalama değeri SLA, DLP ve FDM yazıcılarının ölçümlerinden farklılık göstermektedir. Typodont ölçümü ortalama değeri 7,19 iken SLA'da 7,13, DLP'de 7,15 ve FDM yazıcısında bu değer 7,11 olarak elde edilmiştir. PrimeScan Sirona tarayıcısında typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Typodont ölçümü tüm yazıcıların ölçümlerinden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünün ortalama değeri 7,19 iken SLA yazıcısında 7,16, mSLA'da 7,14, DLP'de 7,13 ve FDM yazıcısında ortalama değer 7,13 olarak elde edilmiştir. 3Shape E1'de typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Typodont ölçümü tüm yazıcıların ölçümlerinden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünün ortalama değeri 7,19 iken SLA yazıcısında 7,14, mSLA'da 7,15, DLP'de 7,11 ve FDM yazıcısında ortalama değer 7,07 olarak elde edilmiştir.

İnsizo-gingival ölçümlerde; iTero tarayıcısında typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada farklılık typodont ölçümü ortalama değeri ile mSLA yazıcısındaki ölçüm arasında görülmüştür. Typodont ölçümünde ortalama değer 10,16 iken mSLA yazıcısında bu değer 9,94 olarak elde edilmiştir. 3Shape Trios 3 tarayıcısında typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada farklılık typodont ölçümü ortalama değeri ile mSLA yazıcısındaki ölçüm arasında görülmüştür. Typodont ölçümünde ortalama değer 10,16 iken mSLA yazıcısında bu değer 9,89 olarak elde edilmiştir. PrimeScan Sirona tarayıcısında typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümü ortalama değeri mSLA yazıcısındaki ölçüm değerinden farklılık göstermektedir. Typodont ölçümünde ortalama değer 10,16 iken

mSLA yazıcısında bu değer 9,95 olarak elde edilmiştir. 3Shape E1’de typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümü ortalama değeri mSLA ve DLP yazıcısındaki ölçüm değerinden farklılık göstermektedir. Typodont ölçümünde ortalama değer 10,16 iken mSLA yazıcısında bu değer 9,94 ve DLP yazıcısında bu değer 9,97 olarak elde edilmiştir.

Transversal ölçümlerde; 3Shape Trios 3 tarayıcısında yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,004$). Burada farklılık mSLA yazıcılarından ölçülen ortalama değer ile FDM yazıcısından elde edilmiştir. mSLA yazıcısından elde edilen ortalama değer 38,45 iken FDM yazıcısından elde edilen ortalama değer 38,73 olarak elde edilmiştir. PrimeScan Sirona tarayıcısında yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,003$). Burada farklılık mSLA yazıcılarından ölçülen ortalama değer ile SLA, DLP ve FDM yazıcıları arasında elde edilmiştir. mSLA yazıcısından elde edilen ortalama değer 38,48 iken SLA yazıcısından elde edilen değer 38,75, DLP yazıcısında ortalama değer 38,68 ve FDM yazıcısından elde edilen ortalama değer 38,81 olarak elde edilmiştir.

Sagittal ölçümlerde; iTero tarayıcısında yazıcıların ölçümlerinin ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p=0,004$). Burada farklılık mSLA yazıcısından elde edilen ortanca değer ile DLP yazıcısından elde edilen ölçümler arasında görülmüştür. mSLA yazıcısından elde edilen ortanca değer 21,1 iken DLP de bu değer 21,2 olarak elde edilmiştir. 3Shape Trios 3 tarayıcısında typodont ölçümü ile yazıcıların ölçümlerinin ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p=0,001$). Burada typodont ölçümü FDM yazıcısından elde edilen ortanca değerden farklılık göstermektedir. Typodont ölçümünden elde edilen ortanca değer 21,1 iken FDM yazıcısından elde edilen ortanca değer 21,4 olarak elde edilmiştir. PrimeScan Sirona tarayıcısında yazıcıların ölçümlerinin ortanca değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p<0,001$). Burada mSLA tarayıcısından elde edilen ortanca değer DLP ve FDM yazıcısından elde edilen ortanca değerler farklılık göstermektedir. mSLA yazıcısından elde edilen ortanca değer 21 iken DLP yazıcısından elde edilen ortanca değer 21,2 ve FDM yazıcısından elde edilen ortanca değer 21,3 olarak elde edilmiştir. 3Shape E1’de typodont ölçümü ile yazıcıların ölçümlerinin ortanca değerleri arasında istatistiksel

olarak anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ($p=0,004$). Burada typodont ölçümünden elde edilen ortalama değer DLP ve FDM yazıcısından elde edilen ortalama değerler farklılık göstermektedir. Typodont ölçümünden elde edilen ortalama değer 21,1 iken DLP yazıcısından elde edilen ortalama değer 21,3 ve FDM yazıcısından elde edilen ortalama değer 21,4 olarak elde edilmiştir.

Diğer ölçüm tekniklerinde tarayıcılarda typodont ölçümleri ile yazıcıların ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0,050$).

Mesio-distal ölçümlerde iTero tarayıcısında, 3Shape Trios 3 tarayıcısında, PrimeScan Sirona tarayıcısında ve 3Shape E1'de typodont ölçüm değeri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$; $p<0,001$).

İnsizo-gingival ölçümlerde iTero tarayıcısında, 3Shape Trios 3 tarayıcısında, PrimeScan Sirona tarayıcısında ve 3Shape E1'de typodont ölçüm değeri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$; $p<0,001$).

Transversal ölçümlerde iTero tarayıcısında, 3Shape Trios 3 tarayıcısında, PrimeScan Sirona tarayıcısında ve 3Shape E1'de typodont ölçüm değeri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$; $p<0,001$).

Vertikal ölçümlerde iTero tarayıcısında, 3Shape Trios 3 tarayıcısında, PrimeScan Sirona tarayıcısında ve 3Shape E1'de typodont ölçüm değeri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$; $p<0,001$).

Sagittal ölçümlerde iTero tarayıcısında, 3Shape Trios 3 tarayıcısında, PrimeScan Sirona tarayıcısında ve 3Shape E1'de typodont ölçüm değeri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$; $p<0,001$).

Bolton ölçümlerde iTero, 3Shape Trios 3, PrimeScan Sirona, 3Shape Lab tarayıcısında typodont ölçüm değeri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1,000$; $p<0,001$). Ayrıca Bolton ölçümlerde iTero, 3Shape Trios 3, PrimeScan Sirona, 3Shape E1 tarayıcısında typodont ölçüm ortalama değeri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,050$).

4.2 HER BİR 3D YAZICI İÇİNDE TARAYICILAR İLE TYPODONT MODELİN BİRBİRLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Tablo 4.2a: Her Bir Ölçüm Tekniğinde 3D Yazıcılarda Typodont Ölçümleri ile Tarayıcıların Ölçümlerinin Karşılaştırılması ve Uyumu

Tarayıcılar	Yazıcılar			
	SLA	MSLA	DLP	FDM
Typodont	7,19 ± 1,34c	7,19 ± 1,34c	7,19 ± 1,34c	7,19 ± 1,34c
iTero	7,16 ± 1,34ab	7,13 ± 1,34a	7,09 ± 1,34a	7,1 ± 1,34ab
3Shape Trios 3	7,13 ± 1,33b	7,17 ± 1,35bc	7,15 ± 1,34b	7,11 ± 1,33b
PrimeScan Sirona	7,16 ± 1,34a	7,14 ± 1,34a	7,13 ± 1,35b	7,13 ± 1,34b
3shape E1	7,14 ± 1,35ab	7,15 ± 1,35ab	7,11 ± 1,34a	7,07 ± 1,34a
Mesio-distal ölçümler				
Test ist.	10,948	12,309	43,687	28,478
p*	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
ICC (%95 CI)/p	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001
Typodont	10,16 ± 2,14ab	10,16 ± 2,14d	10,16 ± 2,14bcd	10,16 ± 2,14
iTero	10,11 ± 2,1a	9,94 ± 2,09a	10,18 ± 2,04d	10,13 ± 2,14
3Shape Trios 3	10,17 ± 2,11b	9,89 ± 2,08c	10,2 ± 2,04c	10,15 ± 2,09
PrimeScan Sirona	10,08 ± 2,12a	9,95 ± 2,09b	10,24 ± 2,05b	10,13 ± 2,09
3shape E1	10,08 ± 2,12a	9,94 ± 2,08a	9,97 ± 2,03a	10,14 ± 2,11
İnsizo-gingival ölçümler				
Test ist.	7,124	38,104	28,974	0,444
p*	0,009	<0,001	<0,001	0,673
ICC (%95 CI)/p	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001
Typodont	38,58 ± 9,97ab	38,58 ± 9,97	38,58 ± 9,97ab	38,58 ± 9,97
iTero	38,62 ± 9,93b	38,51 ± 9,91	38,55 ± 9,9b	38,74 ± 9,91
3Shape Trios 3	38,61 ± 9,85ab	38,45 ± 9,8	38,48 ± 9,76ab	38,73 ± 9,81
PrimeScan Sirona	38,75 ± 9,9ab	38,48 ± 9,87	38,68 ± 9,8ab	38,81 ± 9,89
3shape E1	38,81 ± 9,89a	38,63 ± 9,86	38,89 ± 9,89a	38,86 ± 9,83
Transversal ölçüm				
Test ist.	4,51	1,878	7,299	2,462
p*	0,007	0,203	0,001	0,156
ICC (%95 CI)/p	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001

*Tekrarlı Varyans Analizi; **Friedman Testi; a-d: Aynı harfe sahip ölçümler arasında bir fark yoktur; ortalamaya ± standart sapma; ortanca (minimum – maksimum); ICC: Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı

Tablo 4.2b: Her Bir Ölçüm Tekniğinde 3D Yazıcılarda Typodont Ölçümleri ile Tarayıcıların Ölçümlerinin Karşılaştırılması ve Uyumu (devam)

	Tarayıcılar	Yazıcılar			
		SLA	MSLA	DLP	FDM
Vertikal ölçüm	Typodont	10,16 ± 4,45	10,16 ± 4,45	10,16 ± 4,45	10,16 ± 4,45
	iTero	10,26 ± 4,63	10,15 ± 4,53	9,98 ± 4,46	10,13 ± 4,53
	3Shape Trios 3	10,29 ± 4,63	10,12 ± 4,52	9,99 ± 4,46	10,15 ± 4,57
	PrimeScan Sirona	10,23 ± 4,62	10,16 ± 4,54	10,02 ± 4,46	10,16 ± 4,55
	3shape E1	10,24 ± 4,63	10,16 ± 4,54	9,93 ± 4,44	10,21 ± 4,58
	Test ist.	1,055	0,609	8,117	0,698
	p*	0,415	0,519	0,098	0,520
	ICC (%95 CI)/p	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001
	Typodont	21,1 (6,2 - 22,9)b	21,1 (6,2 - 22,9)b	21,1 (6,2 - 22,9)c	21,1 (6,2 - 22,9)c
	iTero	21,2 (6,4 - 22,9)a	21,1 (6,3 - 22,8)a	21,2 (6,3 - 23)bc	21,2 (6,3 - 23)bc
Sagittal ölçüm	3Shape Trios 3	21,1 (6,3 - 22,9)ab	21 (6,3 - 22,8)ab	21,2 (6,2 - 22,9)bc	21,4 (6,4 - 23,1)ab
	PrimeScan Sirona	21,1 (6,3 - 22,9)b	21 (6,2 - 22,8)b	21,2 (6,2 - 23)abc	21,3 (6,3 - 23)abc
	3shape E1	21,2 (6,3 - 23)a	21,1 (6,5 - 22,9)a	21,3 (6,5 - 23,1)a	21,4 (6,4 - 23,1)ab
	Test ist.	19,462	19,158	21,983	23,333
	p**	0,001	0,001	<0,001	<0,001
	ICC (%95 CI)/p	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001
	Typodont	84,7 ± 8	84,7 ± 8	84,7 ± 8	84,7 ± 8
	iTero	84,6 ± 8,1	84,5 ± 8,2	84,4 ± 8,2	84,3 ± 8,3
	3Shape Trios 3	84,8 ± 8,1	84,7 ± 8,1	84,6 ± 7,9	84,9 ± 7,8
	PrimeScan Sirona	84,7 ± 8	84,7 ± 8,1	84,5 ± 8,1	84,8 ± 8,1
Bolton ölçümleri	3shape E1	84,5 ± 8,2	84,7 ± 8,1	84,7 ± 8,1	84,8 ± 8,1
	Test ist.	2,668	3,714	3,461	3,559
	p*	0,350	0,305	0,314	0,310
	ICC (%95 CI)/p	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (0,999 - 1)/<0,001
	Typodont	84,7 ± 8	84,7 ± 8	84,7 ± 8	84,7 ± 8
	iTero	84,6 ± 8,1	84,5 ± 8,2	84,4 ± 8,2	84,3 ± 8,3
	3Shape Trios 3	84,8 ± 8,1	84,7 ± 8,1	84,6 ± 7,9	84,9 ± 7,8
	PrimeScan Sirona	84,7 ± 8	84,7 ± 8,1	84,5 ± 8,1	84,8 ± 8,1
	3shape E1	84,5 ± 8,2	84,7 ± 8,1	84,7 ± 8,1	84,8 ± 8,1
	Test ist.	2,668	3,714	3,461	3,559
	p*	0,350	0,305	0,314	0,310
	ICC (%95 CI)/p	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (1 - 1)/<0,001	1 (0,999 - 1)/<0,001

*Tekrarlı Varyans Analizi; **Friedman Testi; a-d: Aynı harfe sahip ölçümler arasında bir fark yoktur; ortalama ± standart sapma; ortanca (minimum – maksimum); ICC: Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı

Mesio-distal ölçümlerde; SLA yazıcısında typodont ölçümü ve tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümünün ortalama değeri diğer tarayıcılardan elde edilen ortalama değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünden elde edilen ortalama değer 7,19, iTero tarayıcısından elde edilen ortalama değer 7,16, 3Shape Trios 3'ten elde edilen 7,13, PrimeScan Sirona dan elde edilen 7,16 ve 3Shape E1'den elde edilen değer ise 7,14 olarak elde edilmiştir. mSLA yazıcısında typodont ölçümü ve tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümünün ortalama değeri diğer 3Shape Trios 3 tarayıcısından elde edilen ortalama değerler benzerken, diğer tarayıcılarla farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünden elde edilen ortalama değer 7,19, iTero tarayıcısından elde edilen ortalama değer 7,13, 3Shape Trios 3'ten elde edilen 7,17, PrimeScan Sirona dan elde edilen 7,14 ve 3Shape E1'den elde edilen değer ise 7,15 olarak elde edilmiştir. DLP yazıcısında typodont ölçümü ve tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümünün ortalama değeri diğer tarayıcılardan elde edilen ortalama değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünden elde edilen ortalama değer 7,19, iTero tarayıcısından elde edilen ortalama değer 7,09, 3Shape Trios 3 den elde edilen 7,15, PrimeScan Sirona dan elde edilen 7,13 ve 3Shape E1'den elde edilen değer ise 7,11 olarak elde edilmiştir. FDM yazıcısında typodont ölçümü ve tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümünün ortalama değeri diğer tarayıcılardan elde edilen ortalama değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünden elde edilen ortalama değer 7,19, iTero tarayıcısından elde edilen ortalama değer 7,1, 3Shape Trios 3 den elde edilen 7,11, PrimeScan Sirona dan elde edilen 7,13 ve 3Shape E1'den elde edilen değer ise 7,07 olarak elde edilmiştir.

İnsizo-gingival ölçümlerde; SLA yazıcısında tarayıcılardan elde edilen ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,009$). Burada 3Shape Trios 3 tarayıcısından elde edilen ölçüm ortalaması, iTero, PrimeScan Sirona ve 3Shape E1'den elde edilen değerlerden farklılık göstermiştir. 3Shape Trios 3 tarayıcısından elde edilen ölçümün ortalama değeri 10,17 iken iTero'dan elde edilen değer 10,11, PrimeScan Sirona'dan ve 3Shape E1'den elde edilen ortalama değer 10,08'dir. mSLA yazıcısında typodont ölçümü ve tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı

bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümünün ortalama değeri diğer tarayıcılardan elde edilen ortalama değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünden elde edilen ortalama değer 10,16, iTero tarayıcısından elde edilen ortalama değer 9,94, 3Shape Trios 3 den elde edilen 9,89, PrimeScan Sirona dan elde edilen 9,95 ve 3Shape E1'den elde edilen değer ise 9,94 olarak elde edilmiştir. DLP yazıcısında typodont ölçümü ve tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümünün ortalama değeri 3Shape E1'den elde edilen ortalama değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümünden elde edilen ortalama değer 10,16 iken 3Shape E1'den elde edilen değer ise 9,97 olarak elde edilmiştir.

Transversal ölçümlerde; SLA yazıcısında tarayıcılardan elde edilen ortalama değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,007$). Burada iTero tarayıcısından elde edilen ortalama değer ile 3Shape E1'den elde edilen ölçüm değerleri farklılık göstermiştir. iTero tarayıcısından elde edilen ölçüm değerlerinin ortalaması 38,62 iken 3Shape E1'den elde edilen ortalama ölçüm değeri 38,81 olarak elde edilmiştir. DLP yazıcısında tarayıcılardan elde edilen ortalama değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,001$). Burada iTero tarayıcısından elde edilen ortalama değer ile 3Shape E1'den elde edilen ölçüm değerleri farklılık göstermiştir. iTero tarayıcısından elde edilen ölçüm değerlerinin ortalaması 38,55 iken 3Shape E1'den elde edilen ortalama ölçüm değeri 38,89 olarak elde edilmiştir.

Sagittal ölçümlerde; SLA yazıcısında typodont ve tarayıcılardan elde edilen ölçümlerin ortancaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,001$). Burada typodont ölçümü ortanca değeri iTero tarayıcısından ve 3Shape E1'den elde edilen değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümü ortanca değeri 21,1 iken iTero tarayıcısından elde edilen ortanca değer ve 3Shape E1'den elde edilen ortanca değer 21,2 olarak elde edilmiştir. mSLA yazıcısında typodont ve tarayıcılardan elde edilen ölçümlerin dağılımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0,001$). Burada farklılık sıra ortalamalarından kaynaklanmaktadır. Typodont ölçümü sıra ortalama değeri iTero tarayıcısından ve 3Shape E1'den elde edilen değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümü sıra ortalaması değeri 3,58 iken iTero tarayıcısından elde edilen sıra ortalaması 3,08 ve 3Shape E1'den elde edilen sıra ortalaması 4,75 olarak elde edilmiştir. DLP yazıcısında typodont ve tarayıcılardan elde edilen ölçümlerin ortancaları arasında

istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümü ortanca değeri iTero tarayıcısından ve 3Shape E1'den elde edilen değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümü ortanca değeri 21,1 iken iTero tarayıcısından elde edilen ortanca değer 21,2 ve 3Shape E1'den elde edilen ortanca değer 21,3 olarak elde edilmiştir. FDM yazıcısında typodont ve tarayıcılardan elde edilen ölçümlerin ortancaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Burada typodont ölçümü ortanca değeri 3Shape Trios 3 ve 3Shape E1'den elde edilen değerlerden farklılık göstermiştir. Typodont ölçümü ortanca değeri 21,1 iken 3Shape Trios 3 tarayıcısından elde edilen ortanca değer ve 3Shape E1'den elde edilen ortanca değer 21,4 olarak elde edilmiştir.

Mesio-distal ölçümlerde SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcısında tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$, $p<0,001$).

İnsizo-gingival ölçümlerde SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcısında tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$, $p<0,001$).

Transversal ölçümlerde SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcısında tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$, $p<0,001$).

Vertikal ölçümlerde SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcısında tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$, $p<0,001$).

Sagittal ölçümlerde SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcısında tarayıcılardan elde edilen ölçümler arasında mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=1$, $p<0,001$).

Bolton ölçümlerde SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcılarında tarayıcılardan elde edilen ölçümler ile typodont arasında istatistiksel olarak anlamlı mükemmel uyum elde edilmiştir ($ICC=0,1,000$; $p<0,001$). Bolton ölçümlerde SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcılarında tarayıcılardan elde edilen ölçümler ile typodont ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,050$).

4.3 HER BİR TARAYICI İÇİNDE 3D YAZICILAR İLE TYPODONT MODELİN KENDİ ARALARINDA KARŞILAŞTIRILMASI

Tablo 4.3: Her Bir Ölçüm Tekniğinde Tarayıcılarda Typodont Ölçüm Değerleri ile Yazıcılardan Elde Edilen Ölçümler Arasındaki Uyumun İncelenmesi

	SLA-Typodont	MSLA-Typodont	DLP-Typodont	FDM-Typodont
Mesio-distal ölçümler	iTero	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	1 (1 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	1 (1 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
	3shape E1	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
İnsizo-gingival ölçümler	iTero	0,999 (0,998 - 1) / <0,001	0,999 (0,997 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	0,999 (0,998 - 1) / <0,001	0,999 (0,997 - 1) / <0,001	1 (0,998 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	0,999 (0,998 - 1) / <0,001	0,999 (0,997 - 1) / <0,001	0,999 (0,997 - 1) / <0,001
	3shape E1	0,999 (0,997 - 1) / <0,001	0,999 (0,997 - 1) / <0,001	1 (0,998 - 1) / <0,001
Transversal ölçüm	iTero	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	1 (1 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (0,998 - 1) / <0,001
	3shape E1	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001	0,999 (0,997 - 1) / <0,001
Vertikal ölçüm	iTero	1 (0,984 - 1) / <0,001	1 (0,996 - 1) / <0,001	1 (0,997 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	1 (0,983 - 1) / <0,001	1 (0,997 - 1) / <0,001	1 (0,993 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	1 (0,985 - 1) / <0,001	1 (0,996 - 1) / <0,001	1 (0,994 - 1) / <0,001
	3shape E1	1 (0,984 - 1) / <0,001	1 (0,995 - 1) / <0,001	1 (0,991 - 1) / <0,001
Sagittal ölçüm	iTero	1 (1 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	3Shape Trios 3	1 (1 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	PrimeScan Sirona	1 (1 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001
	3shape E1	1 (1 - 1) / <0,001	1 (0,999 - 1) / <0,001	1 (1 - 1) / <0,001
Bolton ölçümleri	iTero	1 (0,94 - 1) / 0,006	1 (0,934 - 1) / 0,006	1 (0,784 - 1) / 0,012
	3Shape Trios 3	1 (0,96 - 1) / 0,005	1 (0,964 - 1) / 0,005	1 (0,943 - 1) / 0,006
	PrimeScan Sirona	1 (0,994 - 1) / 0,002	1 (0,972 - 1) / 0,004	1 (0,975 - 1) / 0,004
	3shape E1	1 (0,849 - 1) / 0,01	1 (0,95 - 1) / 0,006	1 (0,975 - 1) / 0,004

ICC: Smf içi Korelasyon Katsayısı;* Ölçüm değerleri birebir aynı elde edildiğinden p değeri verilmemiştir.

Mesio-distal ölçümlerde iTero , 3Shape Trios 3, PrimeScan Sirona ve 3Shape E1'de typodont ölçümleri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcılarından elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,001$).

İnsizo-gingival ölçümlerde iTero, 3Shape Trios 3, PrimeScan Sirona ve 3Shape E1'de typodont ölçümleri ile SLA, mSLA ve DLP ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=0,999; $p<0,001$). iTero, 3Shape Trios 3 ve 3Shape E1 tarayıcılarında FDM ve typodont ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,001$). PrimeScan Sirona tarayıcısında FDM yazıcısından elde edilen ölçüm değerleri ile typodont ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=0,999; $p<0,001$).

Transversal ölçümlerde iTero, 3Shape Trios 3, PrimeScan Sirona ve 3Shape E1'de SLA, mSLA ve DLP yazıcılarından elde edilen ölçümler ile typodont ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,001$). iTero, 3Shape Trios 3 ve PrimeScan Sirona tarayıcılarında FDM yazıcısından elde edilen ölçüm değerleri ile typodont ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,001$). 3Shape E1'de FDM yazıcısından elde edilen ölçüm değerleri ile typodont ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=0,999; $p<0,001$).

Vertikal ölçümlerde iTero , 3Shape Trios 3, PrimeScan Sirona ve 3Shape E1'de typodont ölçümleri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcılarından elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,001$).

Sagittal ölçümlerde iTero , 3Shape Trios 3, PrimeScan Sirona ve 3Shape E1'de typodont ölçümleri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM yazıcılarından elde edilen ölçümler arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,001$).

Bolton ölçümlerde farklı tarayıcılar ve yazıcılardan elde edilen Bolton değerleri ile typodont değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,050$).

4.4 KORELASYON BULGULARI

Typodont ve model ölçümleri 15 gün arayla olmak üzere iki kez yapıldı. Her bir ölçüm açısından typodont ve yazıcıların 1. ölçümleri ile 2. ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı mükemmel bir uyum elde edilmiştir (ICC=1,000; $p<0,050$).



5. TARTIŞMA VE SONUÇ

5.1 TARTIŞMA

Ortodontik tedavilerde kapsamlı bir teşhis ve tedavi planlaması hekim açısından önem arz etmektedir. Yakın geçmişte yaygın bir şekilde kullanılan alçı modeller, halen günümüzde de üniversiteler ve çoğu kliniklerde kullanılmaktadır. Alçı modeller; arşiv oluşturmada, teşhis, tedavi planlama, interdisipliner veya multidisipliner iletişim, olgu sunumları, tedavi başlangıç, ara seans ve sonuçlarının değerlendirilmesi, tedavi esnasındaki apareylerin ya da tedavi sonundaki retansiyon apareylerinin oluşturulmasında sıklıkla tercih edilmektedir. Materyallerin kolay bulunabilir olması da diş hekimleri açısından alçı modelleri cazip kılmaktadır. Bu alçı modellerin elde edilmesindeki ilk basamak ölçü alma basamağıdır.

Ölçü alma işlemi diş hekimliğinde yaklaşık 300 yıllık bir tarihe sahiptir ve halen yaygınlığını korumaktadır. Özellikle protetik dalda ve ortodonti dalında ölçü alma işlemine sıklıkla ihtiyaç duyulur. Ölçü alma işleminde birçok avantaj yer alırken bir o kadar da dezavantaj mevcuttur. Ölçü materyallerindeki dezavantajlardan en sık karşılaşılanı, ölçü materyalinin sertliğinin standardizasyonunun olmamasıdır. Kötü kıvamda karıştırılan bir materyal sonrasında ölçünün tekrarlanmasına neden olabilmektedir ve bu durum zaman kaybına neden olmaktadır.

Gelişen teknolojiler ile birlikte ve bu dezavantajların ışığında alçı modeller yerini dijital modellere bırakmaya başlamıştır. Bu konudaki çalışmalar ise literatürlerde yeni yeni yerini almaya başlamıştır. Dijital sistemlerdeki veri saklama kolaylığı, bulut hesaplara kolay ulaşılabilirliğin olması, verilerin laboratuvarlar ile paylaşımının kolay ve hızlı olması gibi birçok avantaj hekimlerin bu sisteme olan güvenini arttırmış ve tercih sebebi olabileceğini göstermiştir. Ancak halen hastalar tarafından tercih sebebi olup olmadığı netliğini korumamaktadır. Ayrıca dijital modellerin bir ortodontistin farklı bir maloklüzyon teşhisi koymasına neden olmayacağını da belirtmek önemlidir.

Bizim çalışmamızın amacı, piyasadaki birçok ağız içi tarayıcı cihaz ile 3D yazıcının uyum içinde çalışıp çalışmadığını araştırmaktır. Farklılık gösteren optik tarayıcı sistemleri ve model üretim yöntemleri arasında farklı tercihler yaparak uyumlarında herhangi bir farklılık olup olmadığına bakılmıştır.

Geçmişten günümüze ölçü alma tekniklerinde birçok farklı materyaller kullanılmıştır. Her geçen gün bunlara yenileri eklenmektedir. 3D tarama cihazlarının da piyasaya sürülmesiyle yelpaze giderek genişlemiştir, ancak bu tarama cihazlarının ne ölçüde alçı modelleri ya da hasta ağız içi dokuları yansıttığı merak konusu olmuştur. Bu cihazların sunulmasıyla birlikte birçok yazar birçok çalışma yaparak bu cihazların güvenilirliğini ve tekrarlanabilirliğini ölçmüşlerdir. Bu çalışmaların çoğunda cihazların güvenilirliği alçı modeller üzerinden dijital kaliper yardımıyla elde edilen veriler ile karşılaştırılarak yapılmıştır (Brown ve diğerleri, 2018; Camardella ve diğerleri, 2017; Cuperus ve diğerleri, 2012; Hazeveld ve diğerleri, 2014; Reuschl ve diğerleri, 2016; Wan Hassan ve diğerleri, 2017). Kimi çalışma ise dijital kaliper ile elde ettiği verileri dijital modellerde sanal ortamda ölçüm yaparak karşılaştırmıştır (Camardella ve diğerleri, 2020; Camardella ve diğerleri, 2017). Biz ise yaptığımız çalışmamızda standardizasyonu sağlamak adına hem ölçüm yapacağımız typodont modelden hem de 3D yazıcıdan elde ettiğimiz modeller üzerinden dijital kaliper ile ölçüm yaptık. Dişlerin klinik kron boyu ve mesio-distal mesafeleri ölçülürken, dijital kaliperin uçlarının bir gözlemci tarafından önceden tanımlanmış noktalara konumlandırılması ölçülen mesafeyi etkileyeceğinden (Bell ve diğerleri, 2003) bu durum göz ardı edilmemelidir. Ölçümlerdeki hataların en büyük kaynaklarından biri, bu landmarkları belirlemedeki zorluklardır (Houston, 1983).

Zilberman ve diğerleri (2003), dijital kaliper ile alçı modellerden doğrudan elde edilen ölçümlerin, sanal ölçüm araçlarıyla elde edilenlerden daha doğru ve tekrarlanabilir olduğunu bildirmişlerdir. İncelenen 3D sanal modellerin klinik bir araç olarak uygun olduğu ancak araştırma aracı olarak uygun olmadığı sonucuna varmışlardır. Ancak, dijital ve manuel ölçümler arasında ortalama ve rastgele ölçüm hataları (standart sapma) hemen hemen aynı olduğundan, yaptıkları çalışmada bu bulguları doğrulayamamışlardır.

Lippold ve arkadaşları yaptıkları çalışmadaki analizlere göre, orta hat sapması, vertikal overbite ve mandibular anterior transversal genişlik hariç çoğu parametrede, dijital ölçümler için (yaklaşık 0,5 mm) biraz daha küçük değerlere doğru gidildikçe küçük sapmalar olduğunu gözlemlemişlerdir. Dijital ve manuel ölçümler arasındaki tüm ortalama farklar 0,7 mm'den küçük bulunmuştur ve bu nedenle klinik olarak dijital ölçümle veya manuel ölçümle verilerin elde edilmesi farkı önemsiz olarak kabul etmişlerdir. Yine de bir kumpasın

uçlarının konumlandırılmasındaki ufak değişikler nedeniyle her zaman küçük farklılıklar ve rastgele hataların gözlenebileceğine de değinmişlerdir (Lippold ve diğerleri, 2015).

Hazeveld ve diğerlerinin yaptığı çalışmada tüm dental modellerde tüm ölçümler için gözlemci içi korelasyon katsayısı yüksek bulunmuştur. Ek olarak, Bland-Altman grafiklerinde, alçı ve DLP modelleri arasındaki uyumun hem klinik kron boyu hem de mesio-distal ölçümleri için yüksek uyumda olduğu gösterilmiştir. Ortalama sistematik farklılıklar, klinik kron boyu ölçümleri için 0.04 mm (uyum sınırları, 0.34 ila -0.26 mm) ve mesio-distal diş ölçümleri için ise 0.05 mm (uyum sınırları, 0.34 ila -0.45 mm) bulunmuştur. Klinik uygunluk ile ilgili olarak, 6 eşleştirilmiş modelin tamamında anterior ve total Bolton analizleri de gerçekleştirilmiştir. Bu analizler, mutlak diş boyutu farklarının anterior bölgede 0,00 ila 1,24 mm ve total olarak ise 0,03 ila 2,26 mm arasında değiştiğini göstermişlerdir (Hazeveld ve diğerleri, 2014). Bizim çalışmamızda da DLP modelleri ile typodont modeli arasında klinik kron boyu ve mesio-distal mesafe bakımından mükemmel uyum elde edilmiştir.

Ağız içi tarayıcıların yaygınlaşması ile masaüstü tarayıcılar pratikliğini kaybetmeye başlamıştır. Yine de klinik arşivinde bulunan alçı modellerin masaüstü tarayıcılarda taraması hekim açısından daha verimli bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Tabi ki bu tarayıcıların kısıtlamaları da mevcuttur. Alçı modellerin taramada zaman alması, modellerin toplu taranamaması ya da taranmış modellerden yapılacak ölçüm veya düzeltmeler için ek bir yazılıma ihtiyaç olması ve bu yazılımların öğrenme süreci bu kısıtlamalara örnek verilebilir. Ayrıca ağız içi tarama cihazlarında kolaylıkla elde edilen ısırma kaydının masaüstü tarayıcıda olmamasından oluşabilecek hatalı ısırma kayıtları, dijital verilerin yanlış elde edilmesine yol açabilmektedir. Yaptığımız çalışmada hem ağız içi tarayıcı hem de masaüstü tarayıcı kullanılmıştır ve yaptığımız taramalar sonrasında elde ettiğim modeller ile typodont model ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ve mükemmel uyum bulunmuştur.

Tarama cihazlarının bu denli yaygınlaşması yakın gelecekte alçı modellerin yerini alabilirler, ancak dijital modellerin veya 3D yazıcı ile elde edilen modellerin bazı ortodontik apareyleri üretmede alçı modellerin yerini alıp alamayacağına dair net kanıtlara ihtiyaç duyulmaktadır (Ye ve diğerleri, 2019). 3D yazıcılardan elde edilen dental modellerde meydana gelen bazı

ölçüm farklılıkları, üretilen ortodontik apareylerin, özellikle oklüzal ve kontak yüzeylerindeki hassasiyetini ve uyumlarını etkileyebilecektir.

3D yazıcıdan elde edilen modellerdeki baskı hataları, basım sürecindeki her bir işlem safhasından ve onun parametrelerinden kaynaklanabilir. Bu safha ve parametreler reçinenin artık polimerizasyonunu, destek yapılarının etkilerini, baskı çözünürlüğünü (X ve Y düzlemleri), katman kalınlığını (Z düzlemi) ve yüzey bitim işlemlerini içerebilir (Choi ve diğerleri, 2002).

Katmanların sonradan eklendiği bir süreç olan hızlı prototipleme ile yapılan bir ürün, uygulanan teknikten etkilenecektir. Bu teknikler, yapım sırasındaki model büzülmesi (Barker ve diğerleri, 1994), son kütleme ve katmanların minimum kalınlığı (Keating ve diğerleri, 2008) nedeniyle nihai model üretiminde farklılıklara neden olabilir. Tüm bu nedenler, 3D baskı modellerinin klinik kron boyu üzerinde bir etkiye sahip olabilir. Sonuç olarak, hızlı prototipleme modellerinde z-düzlemi her zaman doğru olmayabilir. Ayrıca, bir modeli .stl dosyasına formatlama aşamasında veri dönüştürme hataları ve manipülasyonlar da bozulmaya neden olabilir (Cheah ve diğerleri, 2003; Mah ve Hatcher, 2003).

3D yazıcıları karşılaştırırken, farklı katman kalınlıkları, bu bulguların mutlak standartlar olarak geliştirilmesini sınırlandırabilir (Kim ve diğerleri, 2018). Sherman ve diğerlerinin araştırmasında katman kalınlıkları incelenmiştir ve 50 mm ve 100 mm'lik bir DLP yazıcıda basılan modellerin klinik olarak kabul edilebilir doğruluk sağladığını göstermiştir (Sherman ve diğerleri, 2020).

Zhang ve diğerleri, farklı kalınlıklarda üç tip DLP ve SLA yazıcı kullanan 3D yazıcıdan elde edilmiş dental modellerinin doğruluklarını karşılaştırmışlar ve tüm yazıcıların yazıcı doğruluğunun 50 μ m'da iken daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (Zhang ve diğerleri, 2019). Biz de bu çalışmanın ışığında katman kalınlığını 50 μ m olarak belirleyerek model basımlarını gerçekleştirdik.

Favero ve diğerleri ise, üç farklı katman yüksekliği (25, 50 ve 100 μ m) ile oluşturulan 3D yazıcı modellerin doğruluğu üzerindeki yazıcı katmanı yüksekliğinin etkisini araştırmışlardır ve sırasıyla 25 μ m ve 100 μ m katman yüksekliği ile basılan grupların en büyük ve en az sapmaya sahip olduğunu bulmuşlardır (Favero ve diğerleri, 2017).

DLP projektöründeki piksel sayısı, baskı boyutu ne kadar farklı olursa olsun aynıdır; bu, daha küçük, daha dar baskıların aynı DLP yazıcıda yapılan daha büyük baskılardan daha doğru olabileceği anlamına gelmektedir. Stereolitografi tekniği, ofis içi baskı için de yaygın olarak kullanılmasına rağmen, DLP tekniğinin daha verimli ve daha hızlı olduğu kabul edilmektedir (“DLP vs LCD 3D Printer: The Differences | All3DP,” Erişim tarihi Ocak 2022). SLA tekniği, ofis içi yazıcı olarak da yaygın kullanılmasına rağmen, yukarıdaki özelliğinden dolayı DLP tekniğinin daha verimli ve daha hızlı olduğu kabul edilmektedir (Sherman ve diğerleri, 2020). Teknolojiyi benimsemenin en büyük teşviklerinden biri, özellikleri, kullanım kolaylığı, verimlilik hassasiyeti ve uzun vadedeki düşük maliyetleridir. Buna karşılık, benimsenmesinin önündeki en büyük engel, ilk yatırımdaki yüksek fiyatlar gibi görünmektedir (Jacox ve diğerleri, 2019).

Yazıcıdan elde edilen modellerde bukkal ve lingual yüzeyler, oklüzal yüzeylere kıyasla nispeten düzgün ve pürüzsüzken, posterior dişlerin oklüzal yüzeylerinin morfolojisinde, özellikle derin pit ve fissürlerden, ayrıca ağız içi tarama esnasındaki izolasyon yetersizliğinden kaynaklı olarak minik tepecik gözlenmektedir. Modeller elde edildikten sonra yüzeyde kalan reçineler de temizlenmediğinde bu tepecikler gözlemlenebilmektedir. Hızlı prototipleme işlemi sırasında, yapışkan olan bu ışığa duyarlı reçineler, UV lazer ile kürlenebileceğinden bu aşamaya geçmeden hemen önce manuel olarak yazıcı talimatları dahilinde temizlenmelidir (Winder ve Bibb, 2005). Sıvı reçine pürüzsüz yüzey boyunca kolaylıkla uzaklaşabilir, ancak posterior dişlerin oklüzal yüzeylerindeki pit ve fissürlerde kolaylıkla uzaklaşamayacağından bu bölgelerde kalabilir. Pit ve fissürlerdeki reçine tamamen temizlenmezse veya zamanında temizlenmezse oluğun altındaki materyal kendiliğinden küreleşerek oklüzal çıkıntılara neden olur. Fissür ne kadar derinse oluşacak deviasyon o kadar fazla olur (Dong ve diğerleri, 2020).

Dong ve diğerleri, 3D yazıcıdan elde edilmiş diş modellerinde farklı diş yüzeylerinin doğruluğunu değerlendirmişlerdir. 2020 yılında yaptıkları bu çalışmada 30 farklı maksiller modeli 3D yazıcıdan elde ettikten sonra tekrar bu modelleri tarayarak modelleri bastıkları .stl veriler ile karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri veriler sonrasında ölçümlerin tekrarlanabilirliği, 0,878'lik bir sınıf içi korelasyon katsayısı değeri ile yüksek bulunmuştur. Posterior dişlerin oklüzal yüzeylerindeki ortalama sapma katsayısı, diğer dişlerin oklüzal yüzey sapma katsayılarından daha büyüktü. Bu durumun sonucu olarak ise 3D elde edilen

dental modellerin posterior dişlerindeki oklüzal yüzeylerinin, özellikle pit ve fissürlerde, diğer bölgelere göre daha büyük sapmaların olduğunu göstermişlerdir (Dong ve diğerleri, 2020).

Çoğu literatür, 3D yazıcıdan elde edilmiş modellerin lineer ölçümlerini alçı modellerinkilerle karşılaştırır (Hazeveld ve diğerleri, 2014; Kasparova ve diğerleri, 2013; Saleh ve diğerleri, 2015; Wan Hassan ve diğerleri, 2017).

Kasparova ve diğerleri, geleneksel alçı modelleri, dijital modelleri ve 3D yazıcıdan elde edilmiş modelleri karşılaştırmışlar ve 3D modellerin, doğrulukları ve uzun dönemdeki fiyatları nedeniyle geleneksel alçı modellere göre avantajlara sahip olduğunu belirtmişlerdir (Kasparova ve diğerleri, 2013).

Wan Hassan ve diğerleri farklı çapraşıklık derecelerine sahip bireylerden aldığı alçı modeller ile hızlı prototipleme yöntemi ile elde ettiği modellerin doğruluğunu karşılaştırmıştır. Orta derecedeki çapraşıklık olan grupta kron yüksekliği ve hafif ile orta derecedeki çapraşıklık olan gruplardaki ark boyutları hariç olmak üzere tüm çapraşıklık kategorilerinde tüm düzlemlerde önemli farklılıklar bulmuşlardır. Hızlı prototipleme modellerinin, çapraşıklık olan ve geleneksel olarak elde edilen alçı modellerle klinik olarak karşılaştırılabilir olmadığı sonucuna varmışlardır (Wan Hassan ve diğerleri, 2017).

Son zamanlarda klinikler tarafından hızla benimsenen dijital modellerin intermaksiller doğrulukları üzerine birçok çalışma yapılmıştır (Camardella ve diğerleri, 2020; Darroudi ve diğerleri, 2017; Porter ve diğerleri, 2018; Yoo ve diğerleri, 2020). Ancak, dijital modeller kullanılarak elde edilen 3D yazıcıdan elde edilmiş modellerin intermaksiller doğrulukları ile ilgili çalışmalar nadirdir ve ek çalışmalara ihtiyaç vardır (Brown ve diğerleri, 2018; Saleh ve diğerleri, 2015; Wan Hassan ve diğerleri, 2017; Wesemann ve diğerleri, 2016); bu nedenle, bizim çalışmamızda da transversal değerlendirmeler dahil edilmiştir. Bulgularımız sonucunda transversal değerlerde istatistiksel olarak typodont değerlerine en yakın uyum Trios 3 tarayıcısı ile tarandıktan sonra SLA ve DLP yazıcılarından elde edilen modellerde gözlemlenmiştir.

Suryajaya ve diğerleri yaptıkları çalışmada her bir çenedeki diş tiplerinin her birini temsil edecek şekilde toplam sekiz farklı diş seçerek onlar üzerinden ölçümler yapmışlardır. 11 ve 31 numaralı dişler dışında hemen hemen tüm veriler normal olarak dağılmıştır. Grup içi analiz, her diş için yazıcıdan elde edilmiş modeller ve alçı modeller arasında istatistiksel olarak önemli farklılıklar ($p<0.05$) ortaya çıkartmıştır. Tüm grupların interkanin ve intermolar genişlikleri karşılaştırılmıştır ve mandibular interkanin, maksiller intermolar ve mandibular intermolar için anlamlı farklar ($p<0.05$) bulmuşlardır. Gruplar arasındaki diğer karşılaştırma analizinde, dijital model ile yazıcıdan elde edilmiş model ve yazıcıdan elde edilmiş model ile alçı model arasında maksiller interkanin için önemli bir farkın olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca yaptıkları Bolton analizi karşılaştırmasında ön 6 diş için anlamlı fark tespit etmişlerdir ($p <0.05$) (Suryajaya ve diğerleri, 2021).

Brown ve diğerleri yaptıkları çalışmalarında 3 boyutlu yazıcı tekniklerinin doğruluğunu diş ve ark ölçümleriyle değerlendirmişlerdir ve hem DLP hem de PolyJet yazıcıların dijital ve alçı modellerin yüksek derecede uyumlu olduğu ve klinik olarak kabul edilebilir olduğu sonucuna varmışlardır. Alçı ve DLP modelleri arasındaki kron yüksekliği ölçümleri için 0.29 mm fark ile DLP’de modellerde daha düşük gözlemlendiği ve bu ortalama farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermişlerdir. Bu farkın ise dijital tarama verisinden ziyade DLP yazıcılardaki doğruluk hata payından kaynaklanabileceğinden bahsetmişlerdir. Bu çalışmada diğer bir karşılaştırma DLP ile Polyjet yazıcı ve alçı modeller arasında yapılmıştır ve kaydedilen tüm ölçümlerde, kron boyu ölçümü (z eksen) hariç, benzer ortalama farkların bulunduğu ve benzer uyum sınırlarına sahip olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmada kullanılan ağız içi tarayıcının ise alçı modellerle yüksek uyumluluk göstermiştir (Brown ve diğerleri, 2018). Bizim çalışmamızda da kron boyu ölçümlerinde istatistiksel olarak farklılık özellikle mSLA yazıcı tipinde gözlenmiştir. Bu farklılık tüm tarayıcı tiplerinden elde edilen 3D modellerde gözlemlenmiştir. DLP yazıcı türünde ise istatistiksel olarak farklılık sadece 3Shape E1 tarayıcı sonrası elde edilen 3D modelde gözlemlenmiştir.

Keating ve diğerleri tek bir model üzerinde yaptıkları incelemede SLA ile alçı modeli karşılaştırmışlardır. Bu ölçümler içinde en farklı değerler Z düzlemi üzerinde olan ölçümlerde karşılaşılmıştır ve bunun nedenini SLA modeldeki katman kalınlığından kaynaklanabileceğini varsaymışlardır (Keating ve diğerleri, 2008).

Pereira ve diğerleri 2022’de yaptıkları bir çalışmada 3D yazıcılarda maliyet-fayda oranlarını değerlendirmişlerdir. Değerlendirmeye kattıkları yazıcılar 2 farklı DLP (Moonrey ve Anycubic), FDM (UpMini 2) ve PolyJet (ObjetEden500V) yazıcılardır. Bu yazıcılar ile 5 farklı hastanın modelleri basılmış ve daha sonra taranarak dijital ortamda Geomagic Qualify (3D Systems, Rock Hill, SC) yazılımı ile süperpoze edilerek incelenmiştir. Elle yapılan ölçümleri dijital kaliper yardımıyla yapmışlardır. Sonuçlarında Anycubic yazıcıda vertikal değerlerde tutarsızlık göstermesine rağmen, tüm yazıcıların benzer değerler gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca baskı maliyeti ve geçen sürelerin de karşılaştırıldığı çalışmada; PolyJet yazıcının en hızlı olduğu ancak en pahalı yöntem olduğu, FDM yazıcının en düşük maliyetli olduğu ancak çok zaman aldığı, DLP yazıcılarının da aralarında hem maliyet hem zaman bakımından dengede olduğu sonucuna varmışlardır (Pereira ve diğerleri, 2022).

Kim ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, bir typodont modelden elde ettikleri dijital modeli 4 farklı 3D yazıcıya (SLA, DLP, FDM, PolyJet) göndermişlerdir. Bu yazıcılardan beşer adet model basmışlardır. Yaptıkları çalışmanın amacı bizim de çalışmamıza benzer şekilde farklı yazıcı tekniklerinin kesinliğini ve doğruluğu değerlendirmektir. 3D yazıcıdan elde ettikleri modelleri tekrar tarayarak diş, ark ve oklüzyon ölçümleri için değerlendirilmiştir. Oklüzyon ölçümlerinin doğruluğu dışında, 4 teknik arasında tüm ölçümlerde anlamlı farklılıklar bulmuşlardır. Diş ölçümlerinde PolyJet ile DLP, ark ölçümlerinde SLA, oklüzyon ölçümlerinde ise FDM tekniğinin diğerlerinden farklı RMS (ortalama karekök) değerleri sergilediğini bildirmişlerdir. Ayrıca tüm 3D yazıcılar için ön bölgeye göre farkın arka bölgede daha büyük olduğunu bulmuşlardır (Kim ve diğerleri, 2018). Bizim çalışmamızda da ortalama değerlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Mesio-distal ölçümlerinde tüm yazıcılarda typodont modele göre daha düşük ortalama değerler elde edilmiştir. En büyük mesio-distal farklılık ise iTero ile tarama sonrası FDM yazıcısından elde edilen model üzerinde gözlemlenmiştir.

Dietrich ve diğerleri, SLA ve PolyJet ile elde ettikleri modelleri karşılaştırarak bu sistemlerinin doğruluğunu araştırmışlardır. PolyJet modellerinin SLA modellerinden daha fazla doğruluk gösterdiği, ancak hassas ölçümlerin SLA modellerini desteklediği sonucuna varmışlardır. Bu veriler sonucunda ise her iki sistemin de klinik kullanıma uygun olduğu sonucunu bulmuşlardır (Dietrich ve diğerleri, 2017).

Luu ve diğerkleri, 2012 yılında dijital modellerin alçı modeller ile karşılaştırıldığı makaleleri içeren sistematik bir derleme yayınlamışlardır . Bu incelenen makalelerde dijital modellerde lineer ölçümlerin doğruluğu ve güvenilirliği incelenmiştir. Ölçümleri sınıflandırdıkları incelemelerinde 2 ve 2’den fazla landmark içeren ölçümleri ayrı ayrı karşılaştırmışlardır. Bulguların klinik açıdan önemsiz olduğunu, ancak dijital modellerde landmarkların artması ile mutlak farkın artabileceğinden bahsedilmiştir (Luu ve diğerkleri, 2012).

Rossini ve diğerkleri yaptıkları sistematik derlemelerinde dijital modellerin diagnostik doğruluğunu tekrarlanabilirliğini ve güvenilirliğini incelemişlerdir. Araştırmacılar tarafından, 2000-2014 yılları arasında yayınlanmış, toplam 35 makale incelenmiştir. Dijital modeller ile alçı modeller kıyaslandığında yüksek tekrarlanabilirlik, güvenilirlik ve doğruluk tespit etmişlerdir. Landmark belirleme aşamasında yapılan hatalar ise yapılan çalışmaların en önemli sınırlaması olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmalar sonucunda yapılan ölçümlerin büyük bir çoğunluğunda istatistiksel anlamlı ancak klinik açısından anlamsız değerler gözlemlenmiştir (Rossini ve diğerkleri, 2016). Bizim çalışmamızdaki ölçümlerde de istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuş olsa da klinik olarak göz ardı edilebilecek değerlerdir.

Grünheid ve diğerklerinin yapmış oldukları bir çalışmada hastalardan ölçü materyalleri ile ve ağız içi tarayıcılar ile dijital dental modeller elde edilmiş ve hastalara tercihleri sorulmuştur. Yapılan çalışmalarında bireylerden elde edilen ölçüler taranırken aynı zamanda ağız içi tarayıcı (Lava COS 3M ESPE, St. Paul, Minn) ile bu hastalardan ağız içi tarama yapılmıştır. Yaptıkları bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak hastanın ölçü veya ağız içi tarama sonrası memnuniyeti, ağız içi tarayıcıların tarama esnasında geçen süresi ve tarama doğruluklarının değerlendirilebilmesi amaçlanmıştır. Tarama için geçen zamanın karşılaştırılmasında, ölçülerin taranması yani masaüstü tarayıcı ile taranması için geçen zamanın ağız içi tarama için geçen zamandan anlamlı ölçüde kısa olduğu görülmüştür. Hastalara tercihleri sorulduğunda, %73,3’ü aljinat ölçünün daha kolay ve çabuk olduğunu ve bunun tercih sebebi olduğu belirtmiş iken, %26,7’si ağız içi tarama cihazının daha rahat olduğunu ve bu yöntemin tercih sebebi olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar, ağız içi tarayıcıların geliştirilmesiyle, direkt olarak alınan ağız içi tarama yönteminin daha sık kullanılabilir bir hale gelebileceğini belirtmişlerdir (Grünheid ve diğerkleri, 2014) . Tabii ki

teknolojik gelişmeler ile tarama cihazlarının daha da küçülmesi ve pratikleşmesi bu oranların değişmesine neden olabilecektir.

Dijital modeller ile alçı modeller arasında yapılan başka bir çalışmada Santoro ve diğerleri OrthoCAD yazılımı (Cadent, Carlstadt, NJ, USA) ile yapılan ölçümlerin güvenilirliğine bakmışlardır (2003). Yaptıkları bu çalışmada 76 hasta kullanmışlardır ve tedavi öncesi modelleri üzerinde dış boyutlarını, overjet ve overbite'ı ölçmüşlerdir. Yaptıkları bu ölçümler sonrasında araştırmacılar dijital modeller üzerindeki ölçümlerin alçı modeller üzerindeki ölçümlerden daha küçük olduğunu ve farkın istatistiksel bakımdan anlamlı olduğunu bulmuşlardır. Bunun yanında yapılan ölçümlerde dijital modeller ile alçı modeller arasındaki farkın 0.16-0.49 mm aralığında olduğunu ve bu farkın kliniksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Quimby ve diğerleri de alçı modeller üzerinden elde edilen ölçümlerin, dijital model ile elde edilen ve OrthoCAD yazılımı kullanılarak sağlanan ölçümlerin tekrarlanabilirliklerini, güvenilirliklerini ve hassasiyetlerini karşılaştırmışlardır (2004). Yaptıkları çalışmada kullanılan lineer ölçümler; ark uzunlukları, ark genişlikleri, mesio-distal genişlik, overjet ve overbite'dır. Alçı model üzerindeki yapılan ölçümlerin dijital model üzerindeki ölçümlere göre daha büyük olduğunu saptamışlardır. Ayrıca ölçümlerin karşılaştırılması sonrası ölçümler arası farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu fakat klinik olarak anlamlı olmadığını ve dijital yöntemlerin tercih dlebileceğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da dijital yöntemler ile oluşturulan modellerden yapılan ölçümlerin genel olarak typodont modelden elde edilen ölçümlere kıyasla daha düşük değerler göstermiştir. Bu veriler sonucunda istatistiksel olarak anlamlı ancak klinik olarak anlamsız sayılabilecek değerler elde edilmiştir.

Dijital tarama cihazların tekrarlanabilirliği, güvenilirliği ve doğruluğunu değerlendiren çalışmaların çoğunda lineer ölçümlerden yararlanılmıştır (Alcan ve diğerleri, 2009; Cuperus ve diğerleri, 2012; Garino ve Garino, 2002; Im ve diğerleri, 2014; Lemos ve diğerleri, 2015; Quimby ve diğerleri, 2004).

Porter ve diğerleri ile Darroudi ve diğerleri, kendi yaptıkları çalışmalarında, alçı modelleri işaretleyerek ve ardından ölçüm noktalarını doğru bir şekilde yeniden oluşturmak için bunları tarayarak ölçüm hatalarını en aza indirmeye çalışmışlardır (Darroudi ve diğerleri, 2017; Porter ve diğerleri, 2018).

Wiranto ve diğerleri, Lava ağız içi tarayıcı (3M ESPE, Seefeld, Almanya) ve aljinat ölçülerin KIBT ile taramalarından elde edilen dijital dental modellerin tekrarlanabilirliğini, güvenilirliği ve geçerliliği değerlendirmişlerdir. Aljinat ölçülerin KIBT tarama verileri ile ağız içi tarama verilerinin, tanı amaçlı olarak alınan dental ölçümleri elde etmede tekrarlanabilir, güvenilir ve geçerli yöntemler olduğu sonucuna varılmıştır (Wiranto ve diğerleri, 2013). Bizim çalışmada ise farklı olarak 4 tarama cihazı kullanılmıştır ve aldığımız çıktı modellerde yapılan ölçümlerin tekrarlanabilir ve güvenilir olduğu gösterilmiştir.

Kim ve diğerleri, premolar ve kesici dişlerin mesio-distal genişliğini değerlendirmek adına KIBT ile elde edilen modellerin alçı modellerden daha zayıf korelasyon gösterdiğini bulmuş, ark boyu ölçümlerinde ise daha güçlü korelasyonlar bularak birbirlerine benzer sonuçlar elde etmiştir (Kim ve diğerleri, 2014).

Sweeney ve diğerlerinin çalışmasında Ortho-Insight 3D lazer yüzey tarayıcı (Motion View Software) ile 5 farklı interoklüzal kayıt taranarak bunların doğruluğu değerlendirilmiştir. Bu çalışmada bizim çalışmamızdaki referans noktalarına benzer olarak plastik bir model üzerinde molar, kanin ve santral dişlere referans noktalar oluşturulmuş ve sonrasında taranarak dijital modeller elde edilmiştir. Toplam olarak 6 referans nokta oluşturan Sweeney ve diğerleri, bu noktalar arası interoklüzal uzaklıkları ölçerek farklı ısırma kaydı materyallerini karşılaştırmışlardır (Sweeney ve diğerleri, 2015).

Torassian ve diğerlerinin yapmış oldukları çalışmada, maksiller typodont model kullanarak elde ettikleri alçı model ve masaüstü tarama cihazı ile aynı maksiller modelden elde ettikleri dijital modeli karşılaştırmışlardır. Dijital modeller ile alçı modeller üzerinde transversal ve vertikal ölçümler yapan araştırmacılar bu iki ölçüm yöntemi arasındaki farkın 0.5mm'yi geçmediğini bildirmişler ve istatistiksel olarak bu farkın anlamlı bulunmadığını bildirmişlerdir (Torassian ve diğerleri, 2010). Bu çalışmada olduğu gibi biz de kendi çalışmamızda typodont model tercih ettik. Böylelikle tarama esnasında oluşabilecek artefaktları engellemiş olduk. Bizim çalışmamızda ise 3Shape E1 masaüstü tarayıcı ile tarandıktan sonra 4 farklı yazıcıdan model elde edilmiş ve bu modellerden ölçümler yapılmıştır. Typodont ölçümünün ortalama değeri ile yazıcıların ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0,001$).

Sousa ve diğerleri 20 birey dahil ettikleri çalışmalarında, bu hastalardan aldıkları konvansiyonel ölçüler ile elde ettikleri alçı modeller ve bu alçı modellerin 3Shape D-250 (Copenhagen, Danimarka) masaüstü model tarayıcı ile taranması sonucu elde edilen dijital modellerin kıyaslanarak güvenilirlik ve tekrarlanabilirliklerine bakmışlardır. Ark uzunluklarını ve genişliklerini ölçebilecekleri 11 lineer ölçüm değerlendirmişlerdir. Bu ölçümlerin dijital ve alçı modellerde tekrarlanabilirlikleri yüksek bulunmuştur. Ancak kontak noktalarının dijital modellerde, yüksek çözünürlükte bile olsalar, zor seçilebildiğini ve değerlerin sapma eğilimi gösterebileceğini de ifade etmişlerdir (Sousa ve diğerleri, 2012).

Lemos ve diğerleri, 3Shape R700 marka masaüstü model tarama cihazı üzerinde 26 model tarayarak yaptıkları çalışmada, cihazın güvenilirliğini ölçmüşlerdir. 2015 yılında yaptıkları bu çalışmada 6 lineer ölçümü değerlendirmişlerdir. Bu lineer ölçümler mandibular interkanin ile intermolar mesafeleri, maksiller kanin-molar mesafesini, maksiller kesici dişlerin bukkal-lingual kalınlıkları, maksiller ve mandibular santral kesici dişlerin insiziv papillalarının iki noktası arasındaki mesafesi ve overjetdir. Çalışma esnasında ölçüm tekrarlanabilirliğini sağlamak amacı ile alçı model üzerinde referans noktalar oluşturmuşlardır. Bu referans noktalar Alcan ve diğerlerinin (2009) çalışmalarında kullanılan referans noktalarına benzer noktalar. Bizde yaptığımız çalışmamızda bu iki literatürden faydalanarak landmarklarımızı belirledik. Lemos ve diğerlerinin yaptığı bu çalışmada overjet ölçümü, istatistiksel olarak anlamlı bir fark gösteren tek ölçüm olurken diğer tüm ölçümler yüksek düzeyde uyumlu bulunmuştur (Lemos ve diğerleri, 2015). Bizim çalışmamızda da transversal ölçümlerde 3Shape E1 tarayıcısı sonrası SLA, mSLA ve DLP yazıcılarından elde edilen ölçümler ile typodont ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,001$). Ağız içi tarama cihazlarıyla masaüstü tarayıcı karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur (SLA için $p=0,007$, DLP için $p=0,001$). Transversal ölçümlerde iTero tarayıcısında, 3Shape Trios 3 tarayıcısında, PrimeScan Sirona tarayıcısında ve 3Shape E1 masaüstü tarayıcısında typodont ölçüm değeri ile SLA, mSLA, DLP ve FDM ölçümleri arasında istatistiksel olarak mükemmel uyum elde edilmiştir (ICC=1; $p<0,001$).

Flügge ve diğerlerinin, bir hastadan iTero® (Align Technologies, San Jose, California) ağız içi tarama cihazı ile 10 tüm ark taraması, polieter ölçü materyali ile de geleneksel modeller elde etmişlerdir (Impregum Penta; 3M ESPE, Seefeld, Almanya). Alçı modeller daha sonra

model tarayıcı ile (D250; 3Shape, Kopenhag, Danimarka) 10 kez ve iTero ile ağız dışı olarak 10 kez taranarak dijitalleştirilmiştir. Doğruluğu değerlendirmek adına Artec Studio yazılımı ile (Artec Group, Lüksemburg) birbirlerine karşılık gelen modeller arasında sapmalar karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre iTero ağız içi tarama cihazının doğruluğu, D250 masaüstü model tarama cihazından daha az bulunmuştur. Flügge ve diğerleri ayrıca modelden yapılan ağız dışı taramanın, ağız içi olarak hasta ağzından elde edilen tarama sonucuna göre daha doğru sonuçlar verdiğini, bunun sebebinin ise tükürük ve hasta ağız açıklığındaki sınırlamanın taramanın başarısını etkilemiş olabileceği vurgulamıştır (Flügge ve diğerleri, 2013). Biz de tükürüğün ölçümleri etkilememesi adına typodont model üzerinden taramaları gerçekleştirdik.

Naidu ve Freer (2013) yaptığı bir çalışmada iOC (Cadent, Carlstand, NJ) ağız içi tarayıcısıyla alınan görüntülerden elde edilen ölçümlerin geçerliliğini, güvenilirliğini ve tekrarlanabilirliğini göstermek adına 30 hastadan alınan ağız içi tarama verilerini, alçı modeller ile karşılaştırmışlardır. Diş genişliklerini dijital modellerde OrthoCAD™ (Align Technology, Inc., San Jose, CA) ile, alçı modellerde ise dijital kaliper yardımı ile ölçmüşlerdir. Bolton uyumsuzluğunda ön 6 dişte ve tüm dişlerde istatistiksel olarak belirgin farklar bulmuşlar, diş genişliği ölçümlerinde ise eşik değer kabul ettikleri 0,5 mm'ye göre 0,024 mm'lik fark ile klinik olarak anlamlı bulmamışlardır. Bizim çalışmamızda ise mesio-distal olarak typodont ölçümünün ortalama değeri ile iTero taraması sonrası yazıcılardan elde edilen modellerin ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Typodont ölçümünün ortalama değeri 7,19 iken SLA yazıcısında 7,16, mSLA'da 7,13, DLP'de 7,09 ve FDM yazıcısında ortalama değer 7,1 olarak elde edilmiştir.

Renne ve diğerleri yaptıkları çalışmada 7 farklı tarayıcı ile elde ettikleri dijital modeller üzerinden bu tarayıcıların doğruluklarını karşılaştırmışlardır. Ağız içi tarayıcılardan Planscan'ın iki nokta arası mesafe ölçümünde en iyi doğruluk ve kesinliğe sahip olduğu, 3Shape Trios'un ise en zayıf olduğunu bulmuşlardır. Tam ark taramasına bakıldığında doğruluğu en yüksek 3Shape D800 çıkarken, kesinliği en yüksek CS3500 çıkmıştır. İki nokta arası mesafe ölçümüne bakıldığında 3Shape Trios'un hız ve doğruluk dengesine sahip en iyi ağız içi tarama cihazı olduğu bulunmuştur (Renne ve diğerleri, 2017).

Akyalçın ve diğerlerinin, 2013 yılında yaptıkları çalışmada, 30 bireyden elde ettikleri maksiller ve mandibular 3D stereolitografik (.stl) dosya verileriyle yaptıkları çalışmalarında, modeller KIBT'den, 3D bir lazer masaüstü tarayıcı cihazdan (Ortho-Insight 3D; Motionview Yazılımı, Hixson, Tenn) ve e-model sisteminden (GeoDigm, Chanhassen, Minn) elde edilmiştir. 3 boyutlu dijital modellerde ark boyu sapması ölçümleri yapılmış ve manuel kaliper ölçümleriyle karşılaştırılmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, veri elde edilen her üç dijital model grubu da kumpas ölçümleriyle uyumlu korelasyon gösterse de bu ölçümlerin içerisinde Ortho-Insight ile elde edilen modellerin, manuel yöntemle elde edilen ölçümlerde en yüksek korelasyona sahip olduğunu bulmuşlardır (Akyalcin ve diğerleri, 2013).

Hirogaki ve diğerleri alçı modeller üzerinden dijital kaliper ile ve dijital modeller üzerinden bilgisayar yazılımları ile elde edilen ölçümlerin ortalama sonuçlarını karşılaştırmıştır. Yaptıkları çalışma sonrasında, ortodontik modellerde ölçüm yapılırken ki gerekli hassasiyetin yaklaşık olarak 0,3 mm olması gerektiğini bulmuşlardır (Hirogaki ve diğerleri, 2001).

Asquith ve diğerleri ortodontik modeller üzerindeki yaptıkları çalışmada dijital modellerin tekrarlanabilirliğini ve doğruluğunu değerlendirmişlerdir. İnterkanin ve intermolar genişlik, mesio-distal diş genişliği, kron uzunluğu ve maksiller ark uzunluğunu ölçmüşlerdir. Çalışmalarında örneklem sayısı az tutulmuştur. Bu çalışmada, farklı parametrelerin güvenilirliğinde, bazılarının daha güvenilir olarak bulunabileceği ifade edilerek, overjet ve interkanin genişliği ölçümleri en doğru ve tekrarlanabilir bulmuşlardır. En az güvenilir ve tekrarlanabilir bulunan değerleri ise maksiller ark uzunluğu ve alt premolar mesio-distal genişliğidir. Alt premolar mesio-distal diş genişliği ölçümündeki ortalama farkın, özellikle dijital modellerde oluşabilecek tarama hatalarından ve bu bölgedeki çapraşıklık nedeniyle oluşabileceğini ifade etmişlerdir. Ark uzunluğunu ölçümünde ise dijital model değerleri alçı model değerlerine göre daha büyük olduğu bulunmuştur. Araştırmacılar, maksiller ark uzunluğunun tekrarlanabilirliğinin ve doğruluğunun sağlanamadığını, ancak dijital modellerin alçı modellere göre iyi birer alternatif olabileceğini ifade etmişlerdir (Asquith ve diğerleri, 2007).

Bell ve diğerkleri yaptıkları çalışmaları alçı modeller üzerinden elde ettikleri ölçümler ile dijital modeller üzerinden elde ettikleri ölçümleri karşılaştırmışlardır. 22 hasta tarafından elde edilen modellerin kullanıldığı çalışmada her bir modelde olacak şekilde 15 ölçüm yapmışlardır. Dijital model ölçümleri ile alçı model ölçümleri arasındaki ortalama farkı 0,27 mm olarak bulmuşlardır. Güvenilir metot hatasını çalışma sonunda hesapladıktan sonra ortalama farkın 0.5mm'den daha düşük olduğunu bulmuşlardır (Bell ve diğerkleri, 2003).

Choi ve diğerkleri 2022'de yaptıkları bir çalışmada, alçı ve 3D olarak elde edilmiş modellerden çeşitli ölçümler elde etmişler ve bunları karşılaştırmışlardır. Yapılan ölçümler arasında elde edilen tüm bu verilerde önemli bir farklılık gözlenmemiştir. Üç farklı araştırmacının ölçümlerini tamamladığı bu çalışmada en büyük farklılığın orta hat ölçümlerinde olduğu gösterilmiştir (Choi ve diğerkleri, 2022).

Kusnoto ve Evans, yaptıkları çalışmada dijital modeller ile alçı modelleri karşılaştırmışlardır. Dijital modellerin genişlik ve vertikal boyut ölçümlerinin doğruluğunun çok yüksek olduğunu ancak derinlik ölçümlerinde alçı modellerin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Dijital modellerde intermolar genişlik ölçümünün alçı modellerden daha küçük değerlerde gösterdiğini, buna karşılık palatal derinliğin ise alçı modellerden daha büyük değerler gösterdiğini ifade etmişlerdir (Kusnoto ve Evans, 2002).

Bolton ön dişler ve Bolton tüm dişler oranlarının değerlendirildiği farklı çalışmalar da mevcuttur (Erdoğan ve diğerkleri, 2008; Naidu ve Freer, 2013; Shellhart ve diğerkleri, 1995; Stevens ve diğerkleri, 2006; Wiranto ve diğerkleri, 2013).

Stevens ve diğerkleri yaptıkları çalışmada alçı çalışma modelleri ile aynı modellerin dijital eşdeğerlerini Bolton analizi ve PAR indeksi bakımından doğruluklarını karşılaştırmışlardır. 24 bireyin katıldığı çalışmada alçı modellerden dijital kaliper yardımıyla, dijital modellerde ise e-Model (version 6.0, GeoDigm, Chanhassen, Minn) yazılımı kullanılmıştır. Ölçümlerin bazılarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde etmelerine rağmen hiçbir ölçümü klinik olarak anlamlı bulmamışlardır (Stevens ve diğerkleri, 2006).

Erdoğan ve diğerkleri, 2008 yılında yaptıkları çalışmada 30 bireyin tedavi öncesinde elde ettikleri alçı modeller ile bu modellerden oluşturulan dijital modelleri karşılaştırmışlardır. Tüm bu dijital ve alçı modeller üzerinde diş genişlikleri, ön 6 diş Bolton ve tüm diş Bolton

analizi yapılarak elde edilen değerler karşılaştırılmış ve bu verilerin güvenilirliği değerlendirilmiştir. Araştırmacılar tarafından yapılan ölçümler dijital kaliper yardımı ile alçı modeller üzerinde yapılmıştır ve bu iki yöntem arasındaki farklılıklar eşleştirilmiş t testi ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir ($p=0,05$). Ölçüm incelemeleri sonucunda maksiller 1. molarların ve 1. premolarların, mandibular sağ 1. premolar ve 1. molar dişlerinin mesio-distal boyutunda, maksiller 12 diş ile mandibular 12 diş mesio-distal genişlik toplamında, maksiller 6 diş ile mandibular 6 diş mesio-distal genişlik toplamında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunludur. Yaptıkları çalışma sonucu elde ettikleri sonuçlar ışığında alçı modeller üzerindeki ölçümlerin, dijital modeller üzerindeki ölçümlerden daha büyük olduğunu, korelasyon katsayılarının anlamlı ve yüksek bulunduğunu, ölçümler arasındaki farklılıkların istatistiksel açıdan anlamlı olduğunu ancak bu farkın klinik açıdan önemsiz olduğunu bildirmişlerdir (Erdinç ve diğerleri, 2008).

Shellhart ve diğerleri, Bolton diş boyutu analizinin güvenilirliğine ilişkin çalışmalarında, çapraşıklık değerleri $\geq 3\text{mm}$ olan bireylerde klinik olarak anlamlı ölçüm hatalarının ($>1.5\text{mm}$) oluşabileceği sonucuna varmışlardır (Shellhart ve diğerleri, 1995).

Literatürde dijital modeller ile alçı modellerin overjet ve overbite ölçümlerini karşılaştırdığı birçok farklı çalışmalar vardır (Im ve diğerleri, 2014; Lemos ve diğerleri, 2015; Okunami ve diğerleri, 2007; Quimby ve diğerleri, 2004; Rheude ve diğerleri, 2005; Santoro ve diğerleri, 2003; Stevens ve diğerleri, 2006; Watanabe-Kanno ve diğerleri, 2009). Saleh ve diğerleri (2015) ile Camardella ve diğerleri (2017), alçı ve 3D yazıcıdan elde edilmiş modelleri karşılaştırmışlar ve overjet ile overbite ölçümlerinde anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir, Rebong ve diğerleri (2018) ise, overbite’da istatistiksel olarak önemli denebilecek bir fark bulmuşlardır. Porter ve diğerleri (2018), yaptıkları çalışmada intermaksiller ilişkilerin kesinliğini karşılaştırmışlardır ancak overbite ve overjet ölçümlerini çalışmaya dahil etmemişlerdir. Birçok araştırmacı, intermaksiller ilişkinin kesinliğini değerlendirmek adına overbite ve overjet ölçümlerini kullanmış olsa da overbite ve overjet tanımları üzerinde ortak bir tanımda anlaşılamamışlardır. Pit ve fissürlerdeki olası basım hatalarından kaynaklı farklı kapanışlar, yanıltıcı sonuçlar verebileceğinden, overjet ve overbite değerleri bizim çalışmamıza dahil edilmemiştir

Spee eğri derinliğinin alçı modeller ile dijital modellerde karşılaştırılmasının incelendiği sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (Adaskevicius ve Svalkauskiene, 2011). Adaskevicius ve Svalkauskiene'nin yaptıkları çalışmada HDI (Amherts, Virginia) 3 boyutlu model tarayıcı ile elde ettikleri 15 dijital model ve 15 alçı model üzerinde spee eğri derinliği ölçümlerinin tekrarlanabilirliği ve güvenilirliği FlexScan3D yazılım programı ile değerlendirilmiştir. 3D dijital modellerden elde edilen değerlerin ortalama sapma aralığı $\pm 0,04$ mm, manuel teknik ile yapılan ölçümlerin değerlerinin ortalama sapma aralığı ise $\pm 0,14$ mm bulunmuştur. Bulunan bu ortalama farklar, genellikle 0,5 mm'lik ortalama farktan daha küçük değerdendirler. Tekrarlanan ölçümlerde 0,97'lik korelasyon saptamışlardır ve bu sonuç 3D modellerde spee eğri derinliğinin tekrarlanabilirliğinin ve güvenilirliğinin oldukça iyi olduğunu belirtmişlerdir (Adaskevicius ve Svalkauskiene, 2011). Biz de çalışmamıza spee eğri derinliğini dahil ederek sonuçları, farklı 3D yazıcılar bakımından değerlendirdik. İstatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmasına rağmen klinik olarak önemsiz değerler elde ettik.

5.2 SONUÇ

Çalışmamız, 4 farklı tarayıcı ve 4 farklı 3D yazıcının bir arada kullanıldığı en kapsamlı çalışmadır. Bu çalışma, mevcut 3D yazıcı yelpazesinin klinik olarak kabul edilebilir doğruluk seviyelerinde üretebileceğini göstermektedir. Klinik ortamda kullanılabilen dört 3D yazıcı da (SLA, mSLA, DLP, FDM) tarama cihazlarıyla kombinasyonlarında birbirlerine yakın ölçüm değerleri göstermişlerdir. XYZ düzlemlerinde, tarayıcılar ile yazıcıların kombinasyonları karşılaştırıldığında 3Shape Trios 3 ile SLA istatistiksel olarak diğerlerine kıyasla en iyi uyumu göstermiştir. Bu uyumu 3Shape Trios 3 ile DLP kombinasyonu takip etmiştir. Klinik kullanımda tüm yazıcılar tarayıcılar ile iyi uyum gösterirken FDM aralarında en son tercih edilecek yazıcı olarak bulunmuştur. Kullanılan bu 4 yazıcıdan ilk 3'ü (SLA, mSLA, DLP) klinik olarak üzerinde çalışma imkanı sunacak uygun yüzey yapılarına sahipken ev tip yazıcı olarak da kabul edilen FDM yazıcısı uygun yüzey yapıları sunmamaktadır. Buna rağmen teşhis ve tedavi planlamasında, FDM yazıcısı ile üretilen modellerde de klinik olarak tercih edilebilir ölçüm değerleri elde edilmiştir. Farklı tarama cihazlarından elde edilen modellerle istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilmiş olsa da bu değerler klinik olarak kullanıma uygun ve birbirleriyle mükemmel uyuma sahip bulunmuştur. Çalışmamızda G*Power 3.1 programı kullanılarak güç analizi yapılmış,

örneklem büyüklüğü 0,25 etki büyüklüğü, 0,05 hata payı ve 0,95 evreni temsil gücüyle 16 model olarak kabul edilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda alt-üst model 16 çene modeli kullanılmıştır. Bu çalışmadaki verilere göre sonuçlar:

- i. Mesio-distal ölçümlerde tüm yazıcı değerleri typodont model ölçümlerine kıyasla daha düşük değerler göstermiştir. Tarayıcılar ile kombinasyonlara bakıldığında 3Shape Trios 3 ve PrimeScan diğer tarayıcılara kıyasla; SLA, mSLA ve DLP 3D yazıcıları ile en iyi uyumu göstermiştir. Bu uyumu ayrıca 3Shape E1 ile DLP 3D yazıcısı kombinasyonu da göstermiştir.
- ii. İnsizo-gingival ölçümlerde typodont model ölçümlerine kıyasla en düşük değerler mSLA yazıcısından elde edilen model ölçümlerinde gözlemlenmiştir. Tarayıcılar ile kombinasyonlara bakıldığında iTero ile FDM 3D yazıcısı en iyi uyumu göstermiştir.
- iii. Transversal ölçümlerde tarayıcılar ile kombinasyonlara bakıldığında en iyi uyum 3Shape Trios 3 ile SLA 3D yazıcısında gözlemlenmiştir. FDM 3D yazıcısı ile olan kombinasyonlar da ise aralarındaki en düşük uyum gözlemlenmiştir.
- iv. Vertikal ölçümlerde typodont model ölçümlerine kıyasla en yüksek değerler SLA yazıcısından elde edilen model ölçümlerinde gözlemlenmiştir. Tarayıcılar ile kombinasyonlara bakıldığında 3Shape Trios 3 ile mSLA 3D yazıcısı en iyi uyumu göstermiştir.
- v. Sagittal ölçümlerde typodont model ölçümlerine kıyasla en yakın değerler SLA, en yüksek değerler ise FDM 3D yazıcısında elde edilmiştir. Tarayıcılar ile kombinasyonlara bakıldığında 3Shape E1 ile mSLA 3D yazıcısı aralarındaki en kötü uyumu göstermiştir. Diğer tarayıcılar ile 3D yazıcı kombinasyonları ise mükemmel uyum göstermiştir.
- vi. Bolton oranları ölçümlerinde tarayıcılar ile kombinasyonlara bakıldığında en iyi uyum PrimeScan Sirona ile SLA ve 3Shape Trios 3 ile DLP 3D yazıcıları arasında gözlemlenmiştir. iTero ile FDM 3D yazıcısı ise aralarındaki en kötü uyumu göstermiştir.

REFERANSLAR

- 3D Printing Process – What is DLP?. Erişim tarihi Mayıs 2020. <https://thre3d.com/how-it-works/light-photopolymerization/digital-light-processing-dlp> adresinden erişildi.
- 3D Printing Process – What is Laminated Object Manufacturing (LOM)?. Erişim tarihi Mayıs 2020. [https://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/what-is-laminated-object-manufacturing-lom#:~:text=Laminated%20object%20manufacturing%20\(LOM\)%20is,knife%20or%20with%20laser%20cutting](https://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/what-is-laminated-object-manufacturing-lom#:~:text=Laminated%20object%20manufacturing%20(LOM)%20is,knife%20or%20with%20laser%20cutting) adresinden erişildi.
- 3D Printing Technology. (2005). Z Corporation, *3D Printing Technology, White Paper Report*.
- 3Shape Orthodontics. Erişim tarihi Mayıs 2020. <http://www.3shapedental.com/orthodontics.aspx/> adresinden erişildi.
- Abduo, J. ve Elseyoufi, M. (2018). Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 26(3), 101-121. doi:10.1922/EJPRD_01752Abduo21
- Adaskevicius, R. ve Svalkauskiene, V. (2011). Measurement of the Depth of Spee's Curve using Digital 3D Dental Models. *Electronics and Electrical Engineering*, 109, 1215-1392. doi:10.5755/j01.eee.109.3.170
- Ajoku, U., Saleh, N., Hopkinson, N., Hague, R. J. M. ve Erasenthiran, P. (2006). Investigating mechanical anisotropy and end-of-vector effect in laser-sintered nylon parts. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 220, 1077-1086.
- Akyalcin, S. (2011). Are Digital Models Replacing Plaster Casts? *Dentistry*, 01(02), 1-2. doi:10.4172/2161-1122.1000e102
- Akyalcin, S., Cozad, B. E., English, J. D., Colville, C. D. ve Laman, S. (2013). Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(6), 916-922. doi:10.1016/j.ajodo.2013.04.024
- Akyalcin, S., Dyer, D. J., English, J. D. ve Sar, C. (2013). Comparison of 3-dimensional dental models from different sources: Diagnostic accuracy and surface registration analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(6), 831-837. doi:10.1016/j.ajodo.2013.08.014
- Al Mortadi, N., Eggbeer, D., Lewis, J. ve Williams, R. J. (2012). CAD/CAM/AM applications in the manufacture of dental appliances. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of*

- Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 142(5), 727-733. doi:10.1016/j.ajodo.2012.04.023
- Alcan, T., Ceylanoğlu, C. ve Baysal, B. (2009). The relationship between digital model accuracy and time-dependent deformation of alginate impressions. *The Angle orthodontist*, 79(1), 30-36. doi:10.2319/100307-475.1
- Almela, T., Al-Sahaf, S., Brook, I. M., Khoshroo, K., Rasouljanboroujeni, M., Fahimipour, F., Moharamzadeh, K. (2018). 3D printed tissue engineered model for bone invasion of oral cancer. *Tissue & cell*, 52, 71-77. doi:10.1016/j.tice.2018.03.009
- Anderson, J., Wealleans, J. ve Ray, J. (2018). Endodontic applications of 3D printing. *International endodontic journal*, 51(9), 1005-1018. doi:10.1111/iej.12917
- Anderson, P. J., Yong, R., Surman, T. L., Rajion, Z. A. ve Ranjitkar, S. (2014). Application of three-dimensional computed tomography in craniofacial clinical practice and research. *Australian Dental Journal*, 59(s1), 174-185. doi:https://doi.org/10.1111/adj.12154
- Andonović, V. ve Vrtanoski, G. (2010). Growing rapid prototyping as a technology in dental medicine. *Mech Eng Sci J*, 29(1), 31-39.
- Asquith, J. A. ve McIntyre, G. T. (2012). Dental arch relationships on three-dimensional digital study models and conventional plaster study models for patients with unilateral cleft lip and palate. *The Cleft palate-craniofacial journal : official publication of the American Cleft Palate-Craniofacial Association*, 49(5), 530-534. doi:10.1597/10-099
- Asquith, J., Gillgrass, T. ve Mossey, P. (2007). Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study. *European journal of orthodontics*, 29(5), 517-522. doi:10.1093/ejo/cjm044
- Athirasala, A., Tahayeri, A., Thrivikraman, G., França, C. M., Monteiro, N., Tran, V., Bertassoni, L. E. (2018). A dentin-derived hydrogel bioink for 3D bioprinting of cell laden scaffolds for regenerative dentistry. *Biofabrication*, 10(2), 24101. doi:10.1088/1758-5090/aa9b4e
- Avula, T. (2012). Efficient Use of Cloud Computing in Medical Science. *American Journal of Computational Mathematics*, 02, 240-243. doi:10.4236/ajcm.2012.23032
- Azam, F., Abdul-Rani, A.-M., Altaf, K., Rao, T. V. V. L. N. ve Zaharin, H. (2018). An In-Depth Review on Direct Additive Manufacturing of Metals. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 328, 12005. doi:10.1088/1757-899X/328/1/012005
- Azari, A. ve Nikzad, S. (2009). The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyping Journal*, 15(3), 216-225. doi:10.1108/13552540910961946
- Babayoff, N. ve Glaser-Inbari, I. (2004). Imaging a three-dimensional structure by confocal focussing an array of light beams. US States Patent US6697164B1.

- Barker, T. M., Earwaker, W. J. ve Lisle, D. A. (1994). Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Australasian radiology*, 38(2), 106-111. doi:10.1111/j.1440-1673.1994.tb00146.x
- Barreto, F. A. M. ve Santos, J. R. R. da C. (2018). Virtual orthodontic setup in orthodontic camouflage planning for skeletal Class III malocclusion. *Dental press journal of orthodontics*. doi:10.1590/2177-6709.23.2.075-086.bbo
- Begum, Z. ve Chheda, P. (2014). Rapid Prototyping – When Virtual meets Reality Rapid Prototyping – virtuell trifft Realität. *International Journal of Computerized Dentistry*, 17(4), 297-306.
- Belfield, K. D., Schafer, K. J., Liu, Y., Liu, J., Ren, X. ve van Stryland, E. W. (2000). Multiphoton-absorbing organic materials for microfabrication, emerging optical applications and non-destructive three-dimensional imaging. *Journal of Physical Organic Chemistry*, 13(12), 837-849. doi:10.1002/1099-1395(200012)13:12<837::AID-POC315>3.0.CO;2-5
- Bell, A., Ayoub, A. F. ve Siebert, P. (2003). Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. *Journal of orthodontics*, 30(3), 219-223. doi:10.1093/ortho/30.3.219
- Berco, M., Rigali, P. H., Miner, R. M., DeLuca, S., Anderson, N. K. ve Will, L. A. (2009). Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(1), 17.e1-17.e9. doi:10.1016/j.ajodo.2008.08.021
- Berg, G. J., Gong, T., Fenoli, C. R. ve Bowman, C. N. (2014). A Dual-Cure, Solid-State Photoresist Combining a Thermoreversible Diels–Alder Network and a Chain Growth Acrylate Network. *Macromolecules*, 47(10), 3473-3482. doi:10.1021/ma500244r
- Berman, B. (2012). 3-D printing: The new industrial revolution. *Business Horizons*, 55(2), 155-162. doi:https://doi.org/10.1016/j.bushor.2011.11.003
- Bibb, R., Eggbeer, D. ve Williams, R. (2006). Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyping Journal*, 12, 95-99. doi:10.1108/13552540610652438
- Bilgin, M. S., Baytaroğlu, E. N., Erdem, A. ve Dilber, E. (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European Journal of Dentistry*, 10(2), 286-291. doi:10.4103/1305-7456.178304
- Binder Jetting 3D Printing: Everything You Need To Know - 3DSourced. Erişim tarihi Temmuz 2021. <https://www.3dsourced.com/guides/binder-jetting/> adresinden erişildi.

- Birnbaum, N. S., Aaronson, H. B., Stevens, C. ve Cohen, B. (2009). 3D Digital Scanners: A High-Tech Approach to More Accurate Dental Impressions. *Inside Dentistry*, 5(4), 70-74.
- Blakely, A. M., Manning, K. L., Tripathi, A. ve Morgan, J. R. (2015). Bio-Pick, Place, and Perfuse: A New Instrument for Three-Dimensional Tissue Engineering. *Tissue engineering. Part C, Methods*, 21(7), 737-746. doi:10.1089/ten.TEC.2014.0439
- Bloss, R. (2008). Accordion fringe interferometry: a revolutionary new digital shape-scanning technology. *Sensor Review*. doi:10.1108/02602280810849983
- Bohner, M., Loosli, Y., Baroud, G. ve Lacroix, D. (2011). Commentary: Deciphering the link between architecture and biological response of a bone graft substitute. *Acta Biomaterialia*, 7(2), 478-484. doi:https://doi.org/10.1016/j.actbio.2010.08.008
- Brandestini, M. ve Mörmann, WH. (1989). Method and apparatus for the three-dimensional registration and display of prepared teeth. Google Patents.
- Brown, G. B., Currier, G. F., Kadioglu, O. ve Kierl, J. P. (2018). Accuracy of 3-dimensional printed dental models reconstructed from digital intraoral impressions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 154(5), 733-739. doi:10.1016/j.ajodo.2018.06.009
- Brown, T. D., Edin, F., Detta, N., Skelton, A. D., Hutmacher, D. W. ve Dalton, P. D. (2014). Melt electrospinning of poly(ϵ -caprolactone) scaffolds: Phenomenological observations associated with collection and direct writing. *Materials Science and Engineering: C*, 45, 698-708. doi:https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.07.034
- Cabral Correia, G. D., Lima Habib, F. A. ve Vogel, C. J. (2014). Tooth-Size discrepancy: A comparison between manual and digital methods. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 19(4), 107-113. doi:10.1590/2176-9451.19.4.107-113.oar
- Camardella, L., Ongkosuwito, E., Penning, E., Kuijpers-Jagtman, A., Vilella, O. ve Breuning, H. (2020). Accuracy and reliability of measurements performed using two different software programs on digital models generated using laser and computed tomography plaster model scanners. *The Korean Journal of Orthodontics*, 50, 13. doi:10.4041/kjod.2020.50.1.13
- Camardella, L. T., Breuning, H. ve de Vasconcellos Vilella, O. (2017). Genauigkeit und Reproduzierbarkeit von Messungen an Gipsmodellen und digitalen Modellen. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 78(3), 211-220. doi:10.1007/s00056-016-0070-0
- Camardella, L. T., de Vasconcellos Vilella, O. ve Breuning, H. (2017). Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent*

- societies, and the American Board of Orthodontics, 151(6), 1178-1187. doi:10.1016/j.ajodo.2017.03.012
- Camardella, L. T., Vilella, O. v, van Hezel, M. M. ve Breuning, K. H. (2017). Accuracy of stereolithographically printed digital models compared to plaster models. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*, 78(5), 394-402. doi:10.1007/s00056-017-0093-1
- Campbell, R. I., Martorelli, M. ve Lee, H. S. (2002). Surface roughness visualisation for rapid prototyping models. *Computer-Aided Design*, 34(10), 717-725. doi:10.1016/S0010-4485(01)00201-9
- Carlsson, K., Danielsson, P. E., Lenz, R., Liljeborg, A., Majlöf, L. ve Aslund, N. (1985). Three-dimensional microscopy using a confocal laser scanning microscope. *Optics letters*, 10(2), 53-55. doi:10.1364/ol.10.000053
- Carts, Y. A. (1990). Software enables laser stereolithography. *Laser Focus World*, 26, 57.
- Cazón, A., Morer, P. ve Matey, L. (2014). PolyJet technology for product prototyping: Tensile strength and surface roughness properties. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 228(12), 1664-1675. doi:10.1177/0954405413518515
- Chalmers, E. (2015). *Intra-oral 3D scanning for assessment of surgical outcome in patients with unilateral cleft lip and palate.*
- Cheah, C.-M., Chua, C.-K., Tan, K.-H. ve Teo, C.-K. (2003). Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. *The International journal of prosthodontics*, 16(4), 435-441.
- Chen, J., Ahmad, R., Suenaga, H., Li, W., Sasaki, K., Swain, M. ve Li, Q. (2015). Shape Optimization for Additive Manufacturing of Removable Partial Dentures--A New Paradigm for Prosthetic CAD/CAM. *PloS one*, 10(7), e0132552-e0132552. doi:10.1371/journal.pone.0132552
- Chia, H. N. ve Wu, B. M. (2015). Recent advances in 3D printing of biomaterials. *Journal of Biological Engineering*, 9(1), 1-14. doi:10.1186/s13036-015-0001-4
- Chiarello, E., Cadossi, M., Tedesco, G., Capra, P., Calamelli, C., Shehu, A. ve Giannini, S. (2013). Autograft, allograft and bone substitutes in reconstructive orthopedic surgery. *Aging clinical and experimental research*, 25 Suppl 1, S101-3. doi:10.1007/s40520-013-0088-8
- Choi, J. Y., Choi, J. H., Kim, N. K., Kim, Y., Lee, J. K., Kim, M. K., Kim, M. J. (2002). Analysis of errors in medical rapid prototyping models. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 31(1), 23-32. doi:10.1054/ijom.2000.0135

- Choi, W., Lee, S. ve Moon, C.-H. (2022). Evaluation of accuracy of 3-dimensional printed dental models in reproducing intermaxillary relational measurements: Based on inter-operator differences. *Korean Journal of Orthodontics*, 52(1): 20–28.
- Christensen, L. (2017). Digital workflows in contemporary orthodontics. *APOS Trends in Orthodontics*, 2017;7:12-8.
- Ciuffolo, F., Epifania, E., Duranti, G., de Luca, V., Raviglia, D., Rezza, S. ve Festa, F. (2006). Rapid prototyping: a new method of preparing trays for indirect bonding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 129(1), 75-77. doi:10.1016/j.ajodo.2005.10.005
- Cohen, A., Laviv, A., Berman, P., Nashef, R. ve Abu-Tair, J. (2009). Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(5), 661-666. doi:https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.05.023
- Compton, B. G. ve Lewis, J. A. (2014). 3D-Printing of Lightweight Cellular Composites. *Advanced Materials*, 26(34), 5930-5935. doi:https://doi.org/10.1002/adma.201401804
- Cooperstein, I., Layani, M. ve Magdassi, S. (2015). 3D printing of porous structures by UV-curable O/W emulsion for fabrication of conductive objects. *J. Mater. Chem. C*, 3(9), 2040-2044. doi:10.1039/C4TC02215G
- Costa, M. F. M. (1996). Surface inspection by an optical triangulation method. *Optical Engineering*, 35(9), 2743-2747. doi:10.1117/1.600840
- Cousley, R. R. J. ve Turner, M. J. A. (2014). Digital model planning and computerized fabrication of orthognathic surgery wafers. *Journal of orthodontics*, 41(1), 38-45. doi:10.1179/1465313313Y.0000000075
- Cuperus, A. M. R., Harms, M. C., Rangel, F. A., Bronkhorst, E. M., Schols, J. G. J. H. ve Breuning, K. H. (2012). Dental models made with an intraoral scanner: A validation study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(3), 308-313. doi:10.1016/j.ajodo.2012.03.031
- Cutting, C., Bookstein, F. L., Grayson, B., Fellingham, L. ve McCarthy, J. G. (1986). Three-dimensional computer-assisted design of craniofacial surgical procedures: optimization and interaction with cephalometric and CT-based models. *Plastic and reconstructive surgery*, 77(6), 877-887. doi:10.1097/00006534-198606000-00001
- Czarnota, J., Hey, J. ve Fuhrmann, R. (2016). Virtuelle Modellvermessung mit einer kieferorthopädischen Analysesoftware nach 3-D-Scan von Gipsmodellen: Intrarater-Reliabilität und Validität. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 77(1), 22-30. doi:10.1007/s00056-015-0004-2

- Darroudi, A. M., Kuijpers-Jagtman, A. M., Ongkosuwito, E. M., Suttorp, C. M., Bronkhorst, E. M. ve Breuning, K. H. (2017). Accuracy of a computed tomography scanning procedure to manufacture digital models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(5), 995-1003.
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V. ve Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521-529. doi:10.1038/sj.bdj.2015.914
- Deckard, C. (1986). Method and apparatus for producing parts by selective sintering. *U S. Patent 4863538*, 148(19), 148-162. <https://patents.google.com/patent/US4863538> adresinden erişildi.
- Deckard, C. R. ve Beaman, J. J. (1988). Process and control issues in selective laser sintering.
- Dentsply Sirona. (2019). Primescan opens up a new chapter in digital dentistry. <https://news.dentsplysirona.com/en/business-units/cadcam/2019/primescan-opens-up-a-new-chapter-in-digital-dentistry.html> adresinden erişildi.
- Dentsply Sirona. (2020). Primescan Intraoral Scanner. <https://lp.dentsplysirona.com/en/primescan-apac.html> adresinden erişildi.
- di Giacomo, G., Silva, J., Martines, R. ve Ajzen, S. (2014). Computer-designed selective laser sintering surgical guide and immediate loading dental implants with definitive prosthesis in edentulous patient: A preliminary method. *European journal of dentistry*, 8(1), 100-106. doi:10.4103/1305-7456.126257
- Diegel, O., Nordin, A. ve Motte, D. (2019). Introduction to Additive Manufacturing BT - A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing. O. Diegel, A. Nordin ve D. Motte (Ed.), (ss. 1-17). Singapore: Springer Singapore. doi:10.1007/978-981-13-8281-9_1
- Dietrich, C. A., Ender, A., Baumgartner, S. ve Mehl, A. (2017). A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. *The Angle orthodontist*, 87(5), 782-787. doi:10.2319/01091-727.1
- DLP vs LCD 3D Printer: The Differences | All3DP. Erişim tarihi Ocak 2022 <https://all3dp.com/2/lcd-vs-dlp-3d-printing-technologies-compared/> adresinden erişildi.
- Dong, T., Wang, X., Xia, L., Yuan, L., Ye, N. ve Fang, B. (2020). Accuracy of different tooth surfaces on 3D printed dental models: orthodontic perspective. *BMC Oral Health*, 20(1), 340. doi:10.1186/s12903-020-01338-6
- Dotchev, K. ve Yusoff, W. (2009). Recycling of polyamide 12 based powders in the laser sintering process. *Rapid Prototyping Journal*, 15(3), 192-203. doi:10.1108/13552540910960299

- Drummer, D., Wudy, K. ve Drexler, M. (2014). Influence of Energy Input on Degradation Behavior of Plastic Components Manufactured by Selective Laser Melting. *Physics Procedia*, 56, 176-183. doi:<https://doi.org/10.1016/j.phpro.2014.08.160>
- Dupin, S., Lame, O., Barrès, C. ve Charneau, J.-Y. (2012). Microstructural origin of physical and mechanical properties of polyamide 12 processed by laser sintering. *European Polymer Journal*, 48(9), 1611-1621. doi:<https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2012.06.007>
- Duret, F. (1973). *Empreinte Optique*.
- Ebert, J., Ozkol, E., Zeichner, A., Uibel, K., Weiss, O., Koops, U., Fischer, H. (2009). Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of dental research*, 88(7), 673-676. doi:10.1177/0022034509339988
- El-Hakim, S., Beraldin, J.-A. ve Blais, F. (2003). A Comparative Evaluation of the Performance of Passive and Active 3-D Vision Systems. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. doi:10.1117/12.227862
- Elomaa, L., Teixeira, S., Hakala, R., Korhonen, H., Grijpma, D. W. ve Seppälä, J. v. (2011). Preparation of poly(ϵ -caprolactone)-based tissue engineering scaffolds by stereolithography. *Acta Biomaterialia*, 7(11), 3850-3856. doi:<https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.06.039>
- El-Zanaty, H. M., El-Beialy, A. R., Abou El-Ezz, A. M., Attia, K. H., El-Bialy, A. R. ve Mostafa, Y. A. (2010). Three-dimensional dental measurements: An alternative to plaster models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(2), 259-265. doi:10.1016/j.ajodo.2008.04.030
- Ender, A., Attin, T. ve Mehl, A. (2016). In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 313-320. doi:10.1016/j.prosdent.2015.09.011
- Ender, A. ve Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 121-128. doi:10.1016/S0022-3913(13)60028-1
- EOS GmbH. (2015). Additive manufacturing: possibilities, benefits and functional principle. *EOS e-Manufacturing Solutions*. Available online at www.eos.info/additive_manufacturing/for_technology_interested adresinden erişildi.
- Erickson, D. M., Chance, D., Schmitt, S. ve Mathis, J. (1999). An opinion survey of reported benefits from the use of stereolithographic models. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 57(9), 1040-1043. doi:10.1016/s0278-2391(99)90322-1
- Ertan Erdiñç, A. M., Doğan, S. ve Dinçer, B. (2008). Reliabilty of Digital Models. *Journal of Ege University School of Dentistry*, 29(2), 99-103.

- F2792-12a. (2012). Standard terminology for additive manufacturing technologies. *ASTM International*.
- Fahad, M., Dickens, P. ve Gilbert, M. (2013). Novel polymeric support materials for jetting based additive manufacturing processes. *Rapid Prototyping Journal*, 19(4), 230-239. doi:10.1108/13552541311323245
- Farahani, R. D., Lebel, L. L. ve Therriault, D. (2014). Processing parameters investigation for the fabrication of self-supported and freeform polymeric microstructures using ultraviolet-assisted three-dimensional printing. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 24(5), 55020. doi:10.1088/0960-1317/24/5/055020
- Farronato, G., Santamaria, G., Cressoni, P., Falzone, D. ve Colombo, M. (2011). The digital-titanium Herbst. *Journal of clinical orthodontics : JCO*, 45(5), 263-268.
- Favero, C. S., English, J. D., Cozad, B. E., Wirthlin, J. O., Short, M. M. ve Kasper, F. K. (2017). Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 152(4), 557-565. doi:10.1016/j.ajodo.2017.06.012
- Fleming, P., Marinho, V. ve Johal, A. (2011). Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 14(1), 1-16. doi:10.1111/J.1601-6343.2010.01503.X
- Floersheim, R. B., Hou, G. ve Firestone, K. (2009). CFPC material characteristics and SLS prototyping process. *Rapid Prototyping Journal*, 15(5), 339-345. doi:10.1108/13552540910993860
- Flügge, T. V., Nelson, K., Schmelzeisen, R. ve Metzger, M. C. (2013). Three-Dimensional Plotting and Printing of an Implant Drilling Guide: Simplifying Guided Implant Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71(8), 1340-1346. doi:https://doi.org/10.1016/j.joms.2013.04.010
- Flügge, T. v., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S. ve Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(3), 471-478. doi:10.1016/j.ajodo.2013.04.017
- Freedman, G. A. (2011). *Contemporary Esthetic Dentistry-E-Book*. Toronto: Elsevier Health Sciences.
- Frigerio, F. (2013). Methods and apparatus for 3D surface imaging using active wave-front sampling. US: Patent 8.
- Fujimoto, J. G., Pitris, C., Boppart, S. A. ve Brezinski, M. E. (2000). Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy. *Neoplasia (New York, N.Y.)*, 2(1-2), 9-25. doi:10.1038/sj.neo.7900071

- Gan, N., Xiong, Y. ve Jiao, T. (2016). Accuracy of intraoral digital impressions for whole upper jaws, including full dentitions and palatal soft tissues. *PLoS ONE*, 11(7), 1-15. doi:10.1371/journal.pone.0158800
- Garib, D. G., Calil, L. R., Leal, C. R. ve Janson, G. (2014). Is there a consensus for CBCT use in Orthodontics? *Dental Press Journal of Orthodontics*, 19(5), 136-149. doi:10.1590/2176-9451.19.5.136-149.sar
- Garino, F ve Garino, B. (2012). The iOC intraoral scanner and Invisalign: a new paradigm. *Journal of Clinical Orthodontics : JCO*, 46(2), 115-21; quiz 124.
- Garino, Francesco ve Garino, G. B. (2002). Comparison of dental arch measurements between stone and digital casts. *World J Orthod*, 3, 250-254.
- Garino, Francesco, Garino, G. ve Castroflorio, T. (2014). The iTero intraoral scanner in Invisalign treatment: A two-year report. *Journal of Clinical Orthodontics : JCO*, 48, 98-106.
- Gateno, J., Xia, J. J., Teichgraeber, J. F., Christensen, A. M., Lemoine, J. J., Liebschner, M. A. K., Briggs, M. E. (2007). Clinical feasibility of computer-aided surgical simulation (CASS) in the treatment of complex cranio-maxillofacial deformities. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 65(4), 728-734. doi:10.1016/j.joms.2006.04.001
- Glenner, R. A. (1997). Dental impressions. *Journal of the history of dentistry*, 45(3), 127-130.
- Goodridge, R. D., Tuck, C. J. ve Hague, R. J. M. (2012). Laser sintering of polyamides and other polymers. *Progress in Materials Science*, 57(2), 229-267. doi:https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2011.04.001
- Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C. ve Spence, D. M. (2014). Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences. *Analytical Chemistry*, 86(7), 3240-3253. doi:10.1021/ac403397r
- Groth, C., Kravitz, N. D. ve Shrick, J. M. (2018). Incorporating Three-Dimensional Printing in Orthodontics. *Jco, LII*(1), 28-33.
- Groth, C., Kravitz, N., Jones, P., Graham, J. ve Redmond, W. (2014). Three-dimensional printing technology. *Journal of clinical orthodontics : JCO*, 48, 475-485.
- Grünheid, T., McCarthy, S. D. ve Larson, B. E. (2014). Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(5), 673-682. doi:10.1016/j.ajodo.2014.07.023
- Hacker, T., Heydecke, G. ve Reissmann, D. R. (2015). Impact of procedures during prosthodontic treatment on patients' perceived burdens. *Journal of dentistry*, 43(1), 51-57. doi:10.1016/j.jdent.2014.10.013

- Hajeer, M. Y., Millett, D. T., Ayoub, A. F. ve Siebert, J. P. (2004). Current products and practices applications of 3D imaging in orthodontics: Part II. *Journal of Orthodontics*, 31(2), 154-162. doi:10.1179/146531204225020472
- Hamalian, T. A., Nasr, E. ve Chidiac, J. J. (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 20(2), 153-160. doi:10.1111/j.1532-849X.2010.00673.x
- Han, U. K., Vig, K. W., Weintraub, J. A., Vig, P. S. ve Kowalski, C. J. (1991). Consistency of orthodontic treatment decisions relative to diagnostic records. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 100(3), 212-219. doi:10.1016/0889-5406(91)70058-5
- Hatcher, D. C., Dial, C. ve Mayorga, C. (2003). Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *Journal of the California Dental Association*, 31(11), 825-833.
- Hazeveld, A., Huddleston Slater, J. J. R. ve Ren, Y. (2014). Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 145(1), 108-115. doi:10.1016/J.AJODO.2013.05.011
- Heber, S. (2010). 3d image reconstruction using active wavefront sampling.
- Hems, E. ve Knott, N. (2014). 3D printing in prosthodontics. *Faculty Dental Journal*, 5, 152-157.
- Hieu, L. C., Zlatov, N., vander Sloten, J., Bohez, E., Khanh, L., Binh, P. H., Toshev, Y. (2005). Medical rapid prototyping applications and methods. *Assembly Automation*, 25(4), 284-292. doi:10.1108/01445150510626415
- Hilliard, J. (2006). Automated method for producing improved orthodontic aligners. Google Patents.
- Hirogaki, Y., Sohmlura, T., Satoh, H., Takahashi, J. ve Takada, K. (2001). Complete 3-D reconstruction of dental cast shape using perceptual grouping. *IEEE transactions on medical imaging*, 20(10), 1093-1101. doi:10.1109/42.959306
- Hoang, L. N., Thompson, G. A., Cho, S.-H., Berzins, D. W. ve Ahn, K. W. (2015). Die spacer thickness reproduction for central incisor crown fabrication with combined computer-aided design and 3D printing technology: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(5), 398-404. doi:https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.11.004
- Hofmann, M. (2014). 3D Printing Gets a Boost and Opportunities with Polymer Materials. *ACS Macro Letters*, 3(4), 382-386. doi:10.1021/mz4006556

- Hornbeck, L. J. (1999). Digital Light Processing update: status and future applications. M. H. Wu (Ed.), *Projection Displays V* içinde (C. 3634, ss. 158-170). SPIE. doi:10.1117/12.349351
- Horton, H. M. I., Miller, J. R., Gaillard, P. R. ve Larson, B. E. (2010). Technique Comparison for Efficient Orthodontic Tooth Measurements Using Digital Models. *The Angle Orthodontist*, 80(2), 254-261. doi:10.2319/041709-219.1
- Houston, W. J. (1983). The analysis of errors in orthodontic measurements. *American journal of orthodontics*, 83(5), 382-390. doi:10.1016/0002-9416(83)90322-6
- How an Orthodontist Uses a 3D Printer | Orthodontist. Erişim tarihi Temmuz 2021 <https://www.milnororthodontics.com/blog/how-an-orthodontist-uses-a-3d-printer/> adresinden erişildi.
- Huang, Y., Zhang, X.-F., Gao, G., Yonezawa, T. ve Cui, X. (2017). 3D bioprinting and the current applications in tissue engineering. *Biotechnology journal*, 12(8). doi:10.1002/biot.201600734
- Hull, C. W. (1986). Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. US Patent 4,575,330.
- Hung, K.-C., Tseng, C.-S., Dai, L.-G. ve Hsu, S. (2016). Water-based polyurethane 3D printed scaffolds with controlled release function for customized cartilage tissue engineering. *Biomaterials*, 83, 156-168. doi:https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2016.01.019
- Hunt, E. J., Zhang, C., Anzalone, N. ve Pearce, J. M. (2015). Polymer recycling codes for distributed manufacturing with 3-D printers. *Resources, Conservation and Recycling*, 97, 24-30. doi:https://doi.org/10.1016/j.resconrec.2015.02.004
- Ibrahim, D., Broilo, T. L., Heitz, C., de Oliveira, M. G., de Oliveira, H. W., Nobre, S. M. W., Silva, D. N. (2009). Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet™ models in the reproduction of mandibular anatomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 37(3), 167-173. doi:10.1016/j.jcms.2008.10.008
- Im, J., Cha, J.-Y., Lee, K.-J., Yu, H.-S. ve Hwang, C.-J. (2014). Comparison of virtual and manual tooth setups with digital and plaster models in extraction cases. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 145(4), 434-442. doi:10.1016/j.ajodo.2013.12.014
- Infuehr, R., Pucher, N., Heller, C., Lichtenegger, H., Liska, R., Schmidt, V., Stampfl, J. (2007). Functional polymers by two-photon 3D lithography. *Applied Surface Science*, 254(4), 836-840. doi:10.1016/j.apsusc.2007.08.011

- Ionita, C. N., Mokin, M., Varble, N., Bednarek, D. R., Xiang, J., Snyder, K. v, Rudin, S. (2014). Challenges and limitations of patient-specific vascular phantom fabrication using 3D Polyjet printing. *Proceedings of SPIE--the International Society for Optical Engineering*, 9038, 90380M. doi:10.1117/12.2042266
- Ip, B. C., Cui, F., Tripathi, A. ve Morgan, J. R. (2016). The bio-gripper: a fluid-driven micro-manipulator of living tissue constructs for additive bio-manufacturing. *Biofabrication*, 8(2), 25015. doi:10.1088/1758-5090/8/2/025015
- iTero: Intra Oral Digital Scanner. Erişim tarihi Mayıs 2020 <http://itero.com/> adresinden erişildi.
- Jacox, L. A., Mihas, P., Cho, C., Lin, F.-C. ve Ko, C.-C. (2019). Understanding technology adoption by orthodontists: A qualitative study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 155(3), 432-442. doi:10.1016/j.ajodo.2018.08.018
- Jain, P. K., Pandey, P. M. ve Rao, P. V. M. (2008). Effect of delay time on part strength in selective laser sintering. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 43(1), 117. doi:10.1007/s00170-008-1682-3
- Jeon, J.-H., Jung, I.-D., Kim, J.-H., Kim, H.-Y. ve Kim, W.-C. (2015). Three-dimensional evaluation of the repeatability of scans of stone models and impressions using a blue LED scanner. *Dental Materials Journal*, 34(5), 686-691. doi:10.4012/dmj.2014-347
- Jeong, I. do, Lee, J. J., Jeon, J. H., Kim, J. H., Kim, H. Y. ve Kim, W. C. (2016). Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 755-759. doi:10.1016/j.prosdent.2015.11.007
- Jheon, A. H., Oberoi, S., Solem, R. C. ve Kapila, S. (2017). Moving towards precision orthodontics: An evolving paradigm shift in the planning and delivery of customized orthodontic therapy. *Orthodontics & craniofacial research*, 20 Suppl 1, 106-113. doi:10.1111/ocr.12171
- Ji, S. ve Guvendiren, M. (2017). Recent Advances in Bioink Design for 3D Bioprinting of Tissues and Organs. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 5, 23. doi:10.3389/fbioe.2017.00023
- Ji, Z. ve Leu, M. C. (1989). Design of optical triangulation devices. *Optics & Laser Technology*, 21(5), 339-341. doi:https://doi.org/10.1016/0030-3992(89)90068-6
- Jin, S.-J., Kim, D.-Y., Kim, J.-H. ve Kim, W.-C. (2019). Accuracy of Dental Replica Models Using Photopolymer Materials in Additive Manufacturing: In Vitro Three-Dimensional Evaluation. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e557-e562. doi:10.1111/JOPR.12928
- Jones, J. B., Wimpenny, D. I. ve Gibbons, G. J. (2015). Additive manufacturing under pressure. *Rapid Prototyping Journal*.

- Kalsoom, U., Hasan, C. K., Tedone, L., Desire, C., Li, F., Breadmore, M. C., Paull, B. (2018). Low-Cost Passive Sampling Device with Integrated Porous Membrane Produced Using Multimaterial 3D Printing. *Analytical chemistry*, 90(20), 12081-12089. doi:10.1021/acs.analchem.8b02893
- Kaplan, H. (1990). Stereolithography – a marriage of technologies 1990;24:74–6. *Photon Spectra*, 24, 74-6.
- Kasparova, M., Grafova, L., Dvorak, P., Dostalova, T., Prochazka, A., Eliasova, H., Kakawand, S. (2013). Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *BioMedical Engineering OnLine* 2013 12:1, 12(1), 1-11. doi:10.1186/1475-925X-12-49
- Katakam, P., Dey, B., Assaleh, F. H., Hwisa, N. T., Adiki, S. K., Chandu, B. R. ve Mitra, A. (2015). Top-Down and Bottom-Up Approaches in 3D Printing Technologies for Drug Delivery Challenges. *Critical reviews in therapeutic drug carrier systems*, 32(1), 61-87. doi:10.1615/critrevtherdrugcarriersyst.2014011157
- Kau, C. H., Olim, S. ve Nguyen, J. T. (2011). The Future of Orthodontic Diagnostic Records. *Seminars in Orthodontics*, 17(1), 39-45. doi:10.1053/j.sodo.2010.08.008
- Keating, A. P., Knox, J., Bibb, R. ve Zhurov, A. I. (2008). A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *Journal of Orthodontics*, 35(3), 191-201. doi:10.1179/146531207225022626
- Keim, R. G., Gottlieb, E. L., Nelson, A. H. ve Vogels, D. S. 3rd. (2008). 2008 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, part 1: results and trends. *Journal of clinical orthodontics : JCO*, 42(11), 625-640.
- Kfir, A., Telishevsky-Strauss, Y., Leitner, A. ve Metzger, Z. (2013). The diagnosis and conservative treatment of a complex type 3 dens invaginatus using cone beam computed tomography (CBCT) and 3D plastic models. *International Endodontic Journal*, 46(3), 275-288. doi:https://doi.org/10.1111/iej.12013
- Kim, G.-D. ve Oh, Y. T. (2008). A benchmark study on rapid prototyping processes and machines: Quantitative comparisons of mechanical properties, accuracy, roughness, speed, and material cost. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 222, 201-215.
- Kim, J., Heo, G. ve Lagravère, M. O. (2014). Accuracy of laser-scanned models compared to plaster models and cone-beam computed tomography. *The Angle orthodontist*, 84(3), 443-450. doi:10.2319/051213-365.1
- Kim, J.-E., Kim, N.-H. ve Shim, J.-S. (2017). Fabrication of a complete, removable dental prosthesis from a digital intraoral impression for a patient with an excessively tight reconstructed lip after oral cancer treatment: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(2), 205-208. doi:10.1016/j.prosdent.2016.07.001

- Kim, R. J.-Y., Park, J.-M. ve Shim, J.-S. (2018). Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(6), 895-903.e1. doi:10.1016/j.prosdent.2018.01.035
- Kim, S. Y., Shin, Y. S., Jung, H. D., Hwang, C. J., Baik, H. S. ve Cha, J. Y. (2018). Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 153(1), 144-153. doi:10.1016/j.ajodo.2017.05.025
- Klein, H. M., Schneider, W., Nawrath, J., Gernot, T., Voy, E. D. ve Krasny, R. (1992). [Stereolithographic model construction based on 3-dimensional reconstructed CT sectional image sequences]. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 156(5), 429-432. doi:10.1055/s-2008-1032915
- Klosterman, D., Chartoff, R., Graves, G., Osborne, N. ve Priore, B. (1998). Interfacial characteristics of composites fabricated by laminated object manufacturing. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 29(9), 1165-1174. doi:https://doi.org/10.1016/S1359-835X(98)00088-8
- Knowlton, S., Onal, S., Yu, C. H., Zhao, J. J. ve Tasoglu, S. (2015). Bioprinting for cancer research. *Trends in Biotechnology*, 33(9), 504-513. doi:10.1016/j.tibtech.2015.06.007
- Konidena, A. (2016). 3D Printing: Future of dentistry? *Journal of Indian Academy of Oral Medicine and Radiology*, 28(2), 109-110. doi:10.4103/0972-1363.195081
- Kravitz, N. D., Groth, C., Jones, P. E., Graham, J. W. ve Redmond, W. R. (2014). Intraoral digital scanners. *Journal of clinical orthodontics: JCO*, 48(6), 337-347.
- Krey, K.-F., Darkazanly, N., Kühnert, R. ve Ruge, S. (2016). 3D-printed orthodontic brackets - proof of concept. *International journal of computerized dentistry*, 19(4), 351-362.
- Kruth, J. P., Vandenbroucke, B., Vaerenbergh, J. van ve Mercelis, P. (2005). Benchmarking of different SLS/SLM processes as Rapid Manufacturing techniques.
- Kruth, J.-P., Levy, G., Klocke, F. ve Childs, T. H. C. (2007). Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals*, 56(2), 730-759. doi:https://doi.org/10.1016/j.cirp.2007.10.004
- Kuhr, F., Schmidt, A., Rehmann, P. ve Wöstmann, B. (2016). A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *Journal of Dentistry*, 55, 68-74. doi:10.1016/j.jdent.2016.10.002
- Kumar, A., Mandal, S., Barui, S., Vasireddi, R., Gbureck, U., Gelinsky, M. ve Basu, B. (2016). Low temperature additive manufacturing of three dimensional scaffolds for bone-tissue engineering applications: Processing related challenges and property

- assessment. *Materials Science and Engineering R: Reports*, 103, 1-39. doi:10.1016/j.mser.2016.01.001
- Kurenov, S. N., Ionita, C., Sammons, D. ve Demmy, T. L. (2015). Three-dimensional printing to facilitate anatomic study, device development, simulation, and planning in thoracic surgery. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 149(4), 973-9.e1. doi:10.1016/j.jtcvs.2014.12.059
- Kusnoto, B. ve Evans, C. A. (2002). Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 122(4), 342-348. doi:10.1067/mod.2002.128219
- Laganà, G., Malara, A., Lione, R., Danesi, C., Meuli, S. ve Cozza, P. (2021). Enamel interproximal reduction during treatment with clear aligners: digital planning versus OrthoCAD analysis. *BMC Oral Health*, 21(1), 199. doi:10.1186/s12903-021-01487-2
- Lane, C. ve Harrell, W. J. (2008). Completing the 3-dimensional picture. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 133(4), 612-620. doi:10.1016/j.ajodo.2007.03.023
- Lauren, M. ve McIntyre, F. (2008). A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 133(4 Suppl), S130-5. doi:10.1016/j.ajodo.2007.11.018
- Lee, V. K., Lanzi, A. M., Ngo, H., Yoo, S.-S., Vincent, P. A. ve Dai, G. (2014). Generation of Multi-scale Vascular Network System Within 3D Hydrogel Using 3D Bio-printing Technology. *Cellular and Molecular Bioengineering*, 7(3), 460-472. doi:10.1007/s12195-014-0340-0
- Lee, V., Singh, G., Trasatti, J. P., Bjornsson, C., Xu, X., Tran, T. N., Karande, P. (2014). Design and fabrication of human skin by three-dimensional bioprinting. *Tissue engineering. Part C, Methods*, 20(6), 473-484. doi:10.1089/ten.TEC.2013.0335
- Leifert, M. F., Leifert, M. M., Efstratiadis, S. S. ve Cangialosi, T. J. (2009). Comparison of space analysis evaluations with digital models and plaster dental casts. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(1), 16.e1-16.e4. doi:10.1016/J.AJODO.2008.11.019
- Lemos, L. S., Rebello, I. M. C. R., Vogel, C. J. ve Barbosa, M. C. (2015). Reliability of measurements made on scanned cast models using the 3 Shape R 700 scanner. *Dento maxillo facial radiology*, 44(6), 20140337. doi:10.1259/dmfr.20140337

- Lippold, C., Kirschneck, C., Schreiber, K., Abukiress, S., Tahvildari, A., Moiseenko, T. ve Danesh, G. (2015). Methodological accuracy of digital and manual model analysis in orthodontics – A retrospective clinical study. *Computers in Biology and Medicine*, 62, 103-109. doi:<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2015.04.012>
- Liska, R., Schuster, M., Infuehr, R., Turecek, C., Fritscher, C., Seidl, B., Stampfl, J. (2007). Photopolymers for rapid prototyping. *Journal of Coatings Technology and Research*, 4, 505-510.
- Liu, Q., Leu, M. C. ve Schmitt, S. M. (2006). Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 29(3-4), 317-335. doi:10.1007/s00170-005-2523-2
- Logozzo, S., Zanetti, E., Franceschini, G., Kilpela, A. ve Mäkynen, A. (2014). Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 203–221. doi:10.1016/j.optlaseng.2013.07.017
- Luu, N. S., Nikolcheva, L. G., Retrouvey, J.-M., Flores-Mir, C., El-Bialy, T., Carey, J. P. ve Major, P. W. (2012). Linear measurements using virtual study models. *The Angle orthodontist*, 82(6), 1098-1106. doi:10.2319/110311-681.1
- Mah, J. ve Hatcher, D. (2003). Current status and future needs in craniofacial imaging. *Orthodontics & craniofacial research*, 6 Suppl 1, 10-82. doi:10.1034/j.1600-0544.2003.230.x
- Mahamood, S., Khader, M. A. ve Ali, H. (2016). Applications of 3-D Printing in Orthodontics : A Review. *International Journal of Scientific Study*, 3(11), 267-270. doi:10.17354/ijss/2016/99
- Majewski, C., Zarringhalam, H. ve Hopkinson, N. (2008). Effect of the degree of particle melt on mechanical properties in selective laser-sintered Nylon-12 parts. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 222(9), 1055-1064. doi:10.1243/09544054JEM1122
- Mangano, F., Chambrone, L., van Noort, R., Miller, C., Hatton, P. ve Mangano, C. (2014). Direct metal laser sintering titanium dental implants: A review of the current literature. *International Journal of Biomaterials*, 2014. doi:10.1155/2014/461534
- Mangano, Francesco, Gandolfi, A., Luongo, G. ve Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC oral health*, 17(1), 149. doi:10.1186/s12903-017-0442-x
- Marcel, T. J. (2001). Three-dimensional on-screen virtual models. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 119(6), 666-668. doi:10.1067/mod.2001.116502

- Marsh, J. L. ve Vannier, M. W. (1983). Surface imaging from computerized tomographic scans. *Surgery*, 94(2), 159-165.
- Martin, C. B., Chalmers, E. v, McIntyre, G. T., Cochrane, H. ve Mossey, P. A. (2015). Orthodontic scanners: what's available? *Journal of orthodontics*, 42(2), 136-143. doi:10.1179/1465313315Y.00000000001
- Martorelli, M., Gerbino, S., Giudice, M. ve Ausiello, P. (2013). A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dental Materials*, 29(2), e1-e10. doi:10.1016/J.DENTAL.2012.10.011
- Masked Stereolithography 3D Printing - DIYODE Magazine. Erişim tarihi Mayıs 2022 https://diyodemag.com/education/exploring_3d_masked_stereolithography_3d_printing_adresinden_erisildi.
- Mazzoli, A. (2013). Selective laser sintering in biomedical engineering. *Medical & biological engineering & computing*, 51(3), 245-256. doi:10.1007/s11517-012-1001-x
- McGuinness, N. J. ve Stephens, C. D. (1992). Storage of orthodontic study models in hospital units in the U.K. *British journal of orthodontics*, 19(3), 227-232. doi:10.1179/bjo.19.3.227
- Melchels, F. P. W., Feijen, J. ve Grijpma, D. W. (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*, 31(24), 6121-6130. doi:10.1016/j.biomaterials.2010.04.050
- Mermelstein, M. S., Feldkhun, D. L. ve Shirley, L. G. (2000). Video-rate surface profiling with acousto-optic accordian fringe interferometry. *Optical Engineering*, 39(1), 106-113. doi:10.1117/1.602342
- Miyazaki, T. ve Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 97-106. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x
- Mondal, D., Haghpanah, Z., Huxman, C. J., Tanter, S., Sun, D., Gorbet, M. ve Willett, T. L. (2021). mSLA-based 3D printing of acrylated epoxidized soybean oil - nano-hydroxyapatite composites for bone repair. *Materials Science and Engineering: C*, 130, 112456. doi:10.1016/J.MSEC.2021.112456
- Monks, T. ve Robinson, S. (2012). Optical triangulation sensor. US Patent 8,274,662.
- Moylan, S., Slotwinski, J., Cooke, A., Jurrens, K. ve Donmez, M. A. (2014). An additive manufacturing test artifact. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, 119, 429-459. doi:10.6028/jres.119.017
- Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 7S-13S. doi:10.14219/jada.archive.2006.0398

- Muenks, D. ve Kyosev, Y. (2021). Productivity Comparison Between Vat Polymerization and Fused Filament Fabrication Methods for Additive Manufacturing of Polymers. *3D Printing and Additive Manufacturing*. doi:10.1089/3dp.2021.0009
- Mullen, S. R., Martin, C. A., Ngan, P. ve Gladwin, M. (2007). Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(3), 346-352. doi:10.1016/J.AJODO.2005.08.044
- Murphy, S. v ve Atala, A. (2014). 3D bioprinting of tissues and organs. *Nature Biotechnology*, 32(8), 773-785. doi:10.1038/nbt.2958
- Murugesan, K., Anandapandian, P. A., Sharma, S. K. ve Vasantha Kumar, M. (2011). Comparative Evaluation of Dimension and Surface Detail Accuracy of Models Produced by Three Different Rapid Prototype Techniques. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 2011 12:1, 12(1), 16-20. doi:10.1007/S13191-011-0103-8
- Naidu, D. ve Freer, T. J. (2013). Validity, reliability, and reproducibility of the iOC intraoral scanner: A comparison of tooth widths and Bolton ratios. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(2), 304-310. doi:10.1016/j.ajodo.2013.04.011
- Nasef, A. A., El-Beialy, A. R. ve Mostafa, Y. A. (2014). Virtual techniques for designing and fabricating a retainer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(3), 394-398. doi:10.1016/J.AJODO.2014.01.025
- Neckers, D. C. (1990). Stereolithography – an introduction. *Chemtech*, 20, 615-9.
- Nijkamp, P. G., Habets, L. L. M. H., Aartman, I. H. A. ve Zentner, A. (2008). The influence of cephalometrics on orthodontic treatment planning. *European journal of orthodontics*, 30(6), 630-635. doi:10.1093/ejo/cjn059
- Nogueira, S. S., Ogle, R. E. ve Davis, E. L. (1999). Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82(3), 291-300. doi:10.1016/s0022-3913(99)70083-1
- Normando, D. (2014). 3D Orthodontics - from Verne to Shaw. *Dental press journal of orthodontics*, 19, 13. doi:10.1590/2176-9451.19.6.012-013.edt
- Oak Ridge National Laboratory. (2015). Office of Energy Efficiency and Renewable Energy. <http://energy.gov/eere/amo/3d-printed-shelby-cobra> adresinden erişildi.
- Oberoi, G., Nitsch, S., Edelmayer, M., Janjic, K., Müller, A. S. ve Agis, H. (2018). 3D printing-Encompassing the facets of dentistry. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6(NOV), 1-13. doi:10.3389/fbioe.2018.00172
- Okunami, T. R., Kusnoto, B., BeGole, E., Evans, C. A., Sadowsky, C. ve Fadavi, S. (2007). Assessing the American Board of Orthodontics objective grading system: digital vs plaster dental casts. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent*

- societies, and the American Board of Orthodontics*, 131(1), 51-56. doi:10.1016/j.ajodo.2005.04.042
- Ono, I., Abe, K., Shiotani, S. ve Hirayama, Y. (2000). Producing a full-scale model from computed tomographic data with the rapid prototyping technique using the binder jet method: a comparison with the laser lithography method using a dry skull. *The Journal of craniofacial surgery*, 11(6), 527-537. doi:10.1097/00001665-200011060-00004
- Osman, R. B., van der Veen, A. J., Huiberts, D., Wismeijer, D. ve Alharbi, N. (2017). 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. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 75, 521-528. doi:10.1016/j.jmbbm.2017.08.018
- Ostendorf, A. ve Chichkov, BN. (2006). Two-photon polymerization: a new approach to micromachining. *Photon Spectra*, 40, 72-8.
- Oxford English Dictionary. (2021). “*Cloud Computing*”. Oxford: Oxford University Press.
- Paddock, S. W. ve Eliceiri, K. W. (2014). Laser scanning confocal microscopy: history, applications, and related optical sectioning techniques. *Methods in molecular biology (Clifton, N.J.)*, 1075, 9-47. doi:10.1007/978-1-60761-847-8_2
- Park, J.-M., Yi, T.-K., Koak, J.-Y., Kim, S.-K., Park, E.-J. ve Heo, S.-J. (2014). Comparison of Five-Axis Milling and Rapid Prototyping for Implant Surgical Templates. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(2), 374-383.
- Patzelt, S. B. M., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R. ve Att, W. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical oral investigations*, 18(6), 1687-1694. doi:10.1007/s00784-013-1132-y
- Patzelt, S., Vonau, S., Stampf, S. ve Att, W. (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc*. 2013 Aug;144(8):914-20., 144(8), 914-20. doi:10.14219/jada.archive.2013.0209.
- Paulsen, S. J. ve Miller, J. S. (2015). Tissue vascularization through 3D printing: will technology bring us flow? *Developmental Dynamics*, 244(5), 629-640.
- Peluso, M. J., Josell, S. D., Levine, S. W. ve Lorei, B. J. (2004). Digital models: An introduction. *Seminars in Orthodontics*, 10(3), 226-238. doi:10.1053/J.SODO.2004.05.007
- Pereira, A. B. N., Almeida, R. C., Marassi, C., Quintão, C. C. A. ve Felipe de Assis, R. C. (2022). Do low-cost 3-dimensional printers produce suitable dental models? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 161(6), 858-865.
- Phillip Pfaff. Erişim tarihi Nisan 2022 <https://dental.nyu.edu/aboutus/rare-book-collection/phillip-pfaff.html> adresinden erişildi.

- Podoleanu, A. G. (2012). Optical coherence tomography. *Journal of microscopy*, 247(3), 209-219. doi:10.1111/j.1365-2818.2012.03619.x
- Polzin, C., Spath, S. ve Seitz, H. (2013). Characterization and evaluation of a PMMA-based 3D printing process. *Rapid Prototyping Journal*, 19(1), 37-43. doi:10.1108/13552541311292718
- Ponader, S., von Wilmowsky, C., Widenmayer, M., Lutz, R., Heintz, P., Körner, C., Schlegel, K. A. (2010). In vivo performance of selective electron beam-melted Ti-6Al-4V structures. *Journal of biomedical materials research. Part A*, 92(1), 56-62. doi:10.1002/jbm.a.32337
- Porter, J. L., Carrico, C. K., Lindauer, S. J. ve Tüfekçi, E. (2018). Comparison of intraoral and extraoral scanners on the accuracy of digital model articulation. *Journal of orthodontics*, 45(4), 275-282. doi:10.1080/14653125.2018.1500773
- Prasad, S., Kader, N. A., Sujatha, G., Raj, T. ve Patil, S. (2018). 3D printing in dentistry. *J. 3D Print. Med.*, 2((3)), 89-91. doi:10.2217/3dp-2018-0012
- Prati, F., Regar, E., Mintz, G. S., Arbustini, E., di Mario, C., Jang, I.-K., Serruys, P. W. J. (2010). Expert review document on methodology, terminology, and clinical applications of optical coherence tomography: physical principles, methodology of image acquisition, and clinical application for assessment of coronary arteries and atherosclerosis. *European heart journal*, 31(4), 401-415. doi:10.1093/eurheartj/ehp433
- Professional 3D Printers. Erişim tarihi Mayıs 2020 <http://www.3dsystems.com/3d-printers/professional/overview> adresinden erişildi.
- Professional 3D Printing | Stratasys. Erişim tarihi Mayıs 2020 <http://www.stratasys.com/> adresinden erişildi.
- Professional 3D Printing Materials for Digital Dentistry. Erişim tarihi Temmuz 2021 <https://dental.formlabs.com/uk/materials/> adresinden erişildi.
- Professional Grade 3D Printers | EnvisionTEC. Erişim tarihi Mayıs 2020 <http://envisiontec.com/> adresinden erişildi.
- Punj, A., Bompolaki, D. ve Garaicoa, J. (2017). Dental Impression Materials and Techniques. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 779-796. doi:10.1016/j.cden.2017.06.004
- Quaas, S., Rudolph, H. ve Luthardt, R. G. (2007). Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of Dentistry*, 35(12), 903-908. doi:10.1016/j.jdent.2007.08.008
- Quimby, M. L., Vig, K. W. L., Rashid, R. G. ve Firestone, A. R. (2004). The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthodontist*, 74(3), 298-303. doi:10.1043/0003-3219(2004)074<0298:TAAROM>2.0.CO;2

- Raghunath, N. ve Pandey, P. M. (2007). Improving accuracy through shrinkage modelling by using Taguchi method in selective laser sintering. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 47(6), 985-995. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ijmachtools.2006.07.001>
- Rasperini, G., Pilipchuk, S. P., Flanagan, C. L., Park, C. H., Pagni, G., Hollister, S. J. ve Giannobile, W. v. (2015). 3D-printed Bioresorbable Scaffold for Periodontal Repair. *Journal of Dental Research*. doi:10.1177/0022034515588303
- Rebong, R. E., Stewart, K. T., Utreja, A. ve Ghoneima, A. A. (2018). Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *The Angle orthodontist*, 88(3), 363-369. doi:10.2319/071117-460.1
- Redmond, W. R., Redmond, W. J. ve Redmond, M. J. (2000). Clinical implications of digital orthodontics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 117(2), 240-241.
- Renne, W., Ludlow, M., Fryml, J., Schurch, Z., Mennito, A., Kessler, R. ve Lauer, A. (2017). Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(1), 36-42. doi:10.1016/j.prosdent.2016.09.024
- Reuschl, R. P., Heuer, W., Stiesch, M., Wenzel, D. ve Dittmer, M. P. (2016). Reliability and validity of measurements on digital study models and plaster models. *European journal of orthodontics*, 38(1), 22-26. doi:10.1093/ejo/cjv001
- Rheude, B., Sadowsky, P. L., Ferriera, A. ve Jacobson, A. (2005). An evaluation of the use of digital study models in orthodontic diagnosis and treatment planning. *The Angle orthodontist*, 75(3), 300-304. doi:10.1043/0003-3219(2005)75[300:AEOTUO]2.0.CO;2
- Riedlbauer, D., Drexler, M., Drummer, D., Steinmann, P. ve Mergheim, J. (2014). Modelling, simulation and experimental validation of heat transfer in selective laser melting of the polymeric material PA12. *Computational Materials Science*, 93, 239-248. doi:<https://doi.org/10.1016/j.commatsci.2014.06.046>
- Rimell, J. T. ve Marquis, P. M. (2000). Selective laser sintering of ultra high molecular weight polyethylene for clinical applications. *Journal of biomedical materials research*, 53(4), 414-420. doi:10.1002/1097-4636(2000)53:4<414::aid-jbm16>3.0.co;2-m
- Roberta, T., Federico, M., Federica, B., Antonietta, C. M., Sergio, B. ve Ugo, C. (2003). Study of the potential cytotoxicity of dental impression materials. *Toxicology in vitro : an international journal published in association with BIBRA*, 17(5-6), 657-662. doi:10.1016/s0887-2333(03)00107-3

- Roberts, C. T. ve Richmond, S. (1997). The design and analysis of reliability studies for the use of epidemiological and audit indices in orthodontics. *British journal of orthodontics*, 24(2), 139-147. doi:10.1093/ortho/24.2.139
- Rocha, C. R., Perez, A. R. T., Roberson, D. A., Shemelya, C. M., MacDonald, E. ve Wicker, R. B. (2014). Novel ABS-based binary and ternary polymer blends for material extrusion 3D printing. *Journal of Materials Research*, 29(17), 1859-1866. doi:10.1557/jmr.2014.158
- Rossini, G., Parrini, S., Castroflorio, T., Deregibus, A. ve Debernardi, C. L. (2016). Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 149(2), 161-170. doi:10.1016/j.ajodo.2015.06.029
- Rubel, B. S. (2007). Impression Materials: A Comparative Review of Impression Materials Most Commonly Used in Restorative Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 629-642. doi:https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.006
- Russell, M. (2002). Destroying patient records. *California Association of Orthodontists Website*.
- Saleh, W. K., Ariffin, E., Sherriff, M. ve Bister, D. (2015). Accuracy and reproducibility of linear measurements of resin, plaster, digital and printed study-models. *Journal of Orthodontics*, 42(4), 301-306. doi:10.1179/1465313315Y.0000000016
- Salmi, M., Paloheimo, K. S., Tuomi, J., Wolff, J. ve Mäkitie, A. (2013). Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 41(7), 603-609. doi:10.1016/j.jcms.2012.11.041
- Santoro, M., Galkin, S., Teredesai, M., Nicolay, O. F. ve Cangialosi, T. J. (2003). Comparison of measurements made on digital and plaster models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(1), 101-105. doi:10.1016/S0889-5406(03)00152-5
- Schafer, K. J., Hales, J. M., Balu, M., Belfield, K. D., van Stryland, E. W. ve Hagan, D. J. (2004). Two-photon absorption cross-sections of common photoinitiators. *Journal of Photochemistry and Photobiology A: Chemistry*, 162(2), 497-502. doi:https://doi.org/10.1016/S1010-6030(03)00394-0
- Schmid, M., Amado, A. ve Wegener, K. (2014). Materials perspective of polymers for additive manufacturing with selective laser sintering. *Journal of Materials Research*, 29(17), 1824-1832. doi:10.1557/jmr.2014.138
- Schmitt, J. M. (1999). Optical coherence tomography (OCT): a review. *IEEE Journal of selected topics in quantum electronics*, 5(4), 1205-1215.
- Schulein, T. M. (2005). Significant events in the history of operative dentistry. *Journal of the history of dentistry*, 53(2), 63-72.

- Seliktar, D., Dikovsky, D. ve Napadensky, E. (2013). Bioprinting and Tissue Engineering: Recent Advances and Future Perspectives. *Israel Journal of Chemistry*, 53(9-10), 795-804. doi:<https://doi.org/10.1002/ijch.201300084>
- Serra, T., Mateos-Timoneda, M. A., Planell, J. A. ve Navarro, M. (2013). 3D printed PLA-based scaffolds. *Organogenesis*, 9(4), 239-244. doi:10.4161/org.26048
- Shaffer, S., Yang, K., Vargas, J., di Prima, M. A. ve Voit, W. (2014). On reducing anisotropy in 3D printed polymers via ionizing radiation. *Polymer*, 55(23), 5969-5979. doi:<https://doi.org/10.1016/j.polymer.2014.07.054>
- Shah, P. ve Chong, B. S. (2018). 3D imaging, 3D printing and 3D virtual planning in endodontics. *Clinical oral investigations*, 22(2), 641-654. doi:10.1007/s00784-018-2338-9
- Shellhart, W. C., Lange, D. W., Kluemper, G. T., Hicks, E. P. ve Kaplan, A. L. (1995). Reliability of the Bolton tooth-size analysis when applied to crowded dentitions. *The Angle orthodontist*, 65(5), 327-334. doi:10.1043/0003-3219(1995)065<0327:ROTBTA>2.0.CO;2
- Sherman, S. L., Kadioglu, O., Currier, G. F., Kierl, J. P. ve Li, J. (2020). Accuracy of digital light processing printing of 3-dimensional dental models. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 157(3), 422-428. doi:10.1016/j.ajodo.2019.10.012
- Shotton, D. M. (1989). Confocal scanning optical microscopy and its applications for biological specimens. *Journal of Cell Science*, 94(2), 175-206. doi:10.1242/jcs.94.2.175
- Shqaidef, A., Ayoub, A. F. ve Khambay, B. S. (2014). How accurate are rapid prototyped (RP) final orthognathic surgical wafers? A pilot study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52(7), 609-614. doi:10.1016/J.BJOMS.2014.04.010
- Silva, D. N., Gerhardt de Oliveira, M., Meurer, E., Meurer, M. I., Lopes da Silva, J. V. ve Santa-Bárbara, A. (2008). Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery: official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 36(8), 443-449. doi:10.1016/j.jcms.2008.04.003
- Skramstad, M. J. (2019). Welcome to Cerec Primescan AC. *International journal of computerized dentistry*, 22(1), 69-78.
- Soe, S. P., Eyers, D. R. ve Setchi, R. (2013). Assessment of non-uniform shrinkage in the laser sintering of polymer materials. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 68(1), 111-125. doi:10.1007/s00170-012-4712-0

- Sousa, M. V. S., Vasconcelos, E. C., Janson, G., Garib, D. ve Pinzan, A. (2012). Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 142(2), 269-273. doi:10.1016/j.ajodo.2011.12.028
- Stansbury, J. W. ve Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54-64. doi:10.1016/j.dental.2015.09.018
- Steinmassl, P.-A., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Dumfahrt, H. ve Grunert, I. (2017). Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(2), 116-122. doi:10.11607/ijp.5031
- Stevens, D. R., Flores-Mir, C., Nebbe, B., Raboud, D. W., Heo, G. ve Major, P. W. (2006). Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: Comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(6), 794-803. doi:10.1016/J.AJODO.2004.08.023
- Stewart, M. B. (2001). Dental models in 3D. *Orthod Prod*, 2, 21-24.
- Strub, J. R., Rekow, E. D. ve Witkowski, S. (2006a). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities, 137(September).
- Strub, J. R., Rekow, E. D. ve Witkowski, S. (2006b). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137(9), 1289-1296. doi:10.14219/jada.archive.2006.0389
- Sugavanewaran, M. ve Arumaikkannu, G. (2015). Analytical and experimental investigation on elastic modulus of reinforced additive manufactured structure. *Materials & Design (1980-2015)*, 66, 29-36. doi:https://doi.org/10.1016/j.matdes.2014.10.029
- Sun, J. ve Zhang, F.-Q. (2012). The application of rapid prototyping in prosthodontics. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*, 21(8), 641-644. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00888.x
- Suryajaya, W., Ismah, N. ve Purbiati, M. (2021). Accuracy of digital dental models and three-dimensional printed dental models in linear measurements and Bolton analysis. *F1000Research*, 10, 1-14. doi:10.12688/f1000research.31865.1
- Sweeney, S., Smith, D. K. ve Messersmith, M. (2015). Comparison of 5 types of interocclusal recording materials on the accuracy of articulation of digital models. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 148(2), 245-252. doi:10.1016/j.ajodo.2015.04.025

- Taneva, E., Kusnoto, B. ve Evans, C. A. (2015). 3D Scanning, Imaging, and Printing in Orthodontics. *Issues in Contemporary Orthodontics* içinde (1. bs., C. 1, ss. 147-188). InTech. doi:10.5772/60010
- Tardieu, P. B., Vrielinck, L., Escolano, E., Henne, M. ve Tardieu, A. (2007). Computer-assisted implant placement: scan template, simplant, surgiguide, and SAFE system. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 27(2), 141-149.
- The Types of 3D Printing Technology in 2022 | All3DP. Erişim tarihi Ocak 2022 <https://all3dp.com/1/types-of-3d-printers-3d-printing-technology/> adresinden erişildi.
- Tomassetti, J. J., Taloumis, L. J., Denny, J. M. ve Fischer, J. R. (2001). A Comparison of 3 Computerized Bolton Tooth-Size Analyses With a Commonly Used Method. *Angle Orthodontist*, 71(5).
- Torabi, K., Farjood, E. ve Hamedani, S. (2015). Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran)*, 16(1), 1-9.
- Torassian, G., Kau, C. H., English, J. D., Powers, J., Bussa, H. I., Marie Salas-Lopez, A. ve Corbett, J. A. (2010). Digital models vs plaster models using alginate and alginate substitute materials. *The Angle orthodontist*, 80(4), 474-481. doi:10.2319/072409-413.1
- Tumbleston, J. R., Shirvanyants, D., Ermoshkin, N., Januszewicz, R., Johnson, A. R., Kelly, D., DeSimone, J. M. (2015). Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science*, 347(6228), 1349-1352. doi:10.1126/science.aaa2397
- Tuncay, O. C. (2006). *The Invisalign System*. New Malden, Surrey, UK: Quintessence Publishing Co. Ltd.
- Turner, B. N., Strong, R. ve Gold, S. A. (2014). A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *Rapid Prototyping Journal*, 20(3), 192-204. doi:10.1108/RPJ-01-2013-0012
- Unkovskiy, A., Spintzyk, S., Brom, J., Huettig, F. ve Keutel, C. (2018). Direct 3D printing of silicone facial prostheses: A preliminary experience in digital workflow. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 303-308. doi:10.1016/j.prosdent.2017.11.007
- US746143A - Method of making composition horseshoes. - Google Patents. (1903). Erişim tarihi Temmuz 2022 <https://patents.google.com/patent/US746143> adresinden erişildi.
- US3013467A - Microscopy apparatus - Google Patents. (1957). Erişim tarihi Temmuz 2022 <https://patents.google.com/patent/US3013467A/en> adresinden erişildi.
- US8451456B2 - Method and apparatus for colour imaging a three-dimensional structure - Google Patents. (2010). Erişim tarihi Temmuz 2022 <https://patents.google.com/patent/US8451456B2/en> adresinden erişildi.

- US20110242281A1 - 3d dental camera for recording surface structures of an object be measured by means of triangulation - Google Patents. (2011). Erişim tarihi Temmuz 2022 <https://patents.google.com/patent/US20110242281A1/en> adresinden erişildi.
- van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12. doi:10.1016/J.DENTAL.2011.10.014
- Venkatesh, K. V. ve Nandini, V. V. (2013). Direct metal laser sintering: A digitised metal casting technology. *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 13(4), 389-392. doi:10.1007/s13191-013-0256-8
- Ventola, C. L. (2014). Medical applications for 3D printing: Current and projected uses. *Pharmacy Ther.*, 39(10), 704-711.
- Visser, J., Melchels, F. P. W., Jeon, J. E., van Bussel, E. M., Kimpton, L. S., Byrne, H. M., Malda, J. (2015). Reinforcement of hydrogels using three-dimensionally printed microfibres. *Nature communications*, 6, 6933. doi:10.1038/ncomms7933
- Wan Hassan, W. N., Yusoff, Y. ve Mardi, N. A. (2017). Comparison of reconstructed rapid prototyping models produced by 3-dimensional printing and conventional stone models with different degrees of crowding. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 151(1), 209-218. doi:10.1016/j.ajodo.2016.08.019
- Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., Xie, Y. M. (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*, 83, 127-141. doi:10.1016/j.biomaterials.2016.01.012
- Ward, G. (1961). Impression materials and impression taking: an historical survey. *Br Dent Journal*, 110(4), 118-119.
- Watanabe-Kanno, G. A., Abrão, J., Miasiro Junior, H., Sánchez-Ayala, A. ve Lagravère, M. O. (2009). Reproducibility, reliability and validity of measurements obtained from Cecile3 digital models. *Brazilian oral research*, 23(3), 288-295. doi:10.1590/s1806-83242009000300011
- Water, J. J., Bohr, A., Boetker, J., Aho, J., Sandler, N., Nielsen, H. M. ve Rantanen, J. (2015). Three-Dimensional Printing of Drug-Eluting Implants: Preparation of an Antimicrobial Polylactide Feedstock Material. *Journal of Pharmaceutical Sciences*, 104(3), 1099-1107. doi:https://doi.org/10.1002/jps.24305
- Wesemann, C., Muallah, J., Mah, J. ve Bumann, A. (2016). Accuracy and efficiency of full-arch digitalization and 3D printing: A comparison between desktop model scanners, an intraoral scanner, a CBCT model scan, and stereolithographic 3D printing. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 48. doi:10.3290/j.qi.a37130

- What Does Resolution Mean in 3D Printing?. Erişim tarihi Temmuz 2021. <https://formlabs.com/blog/3d-printer-resolution-meaning/> adresinden erişildi.
- Whitaker, M. (2015). The history of 3D printing in healthcare. *The Bulletin of the Royal College of Surgeons of England*. 2014;96(7):228-229. *Bulletin of The Royal College of Surgeons of England*, 96(7), 17-19.
- Wiechmann, D., Rummel, V., Thalheim, A., Simon, J.-S. ve Wiechmann, L. (2003). Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 124(5), 593-599. doi:10.1016/j.ajodo.2003.08.008
- Winder, J. ve Bibb, R. (2005). Medical rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 63(7), 1006-1015. doi:10.1016/j.joms.2005.03.016
- Wiranto, M. G., Engelbrecht, W. P., Tutein Nolthenius, H. E., van der Meer, W. J. ve Ren, Y. (2013). Validity, reliability, and reproducibility of linear measurements on digital models obtained from intraoral and cone-beam computed tomography scans of alginate impressions. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143(1), 140-147. doi:10.1016/j.ajodo.2012.06.018
- WO2010145669 Focus Scanning Apparatus. (2010). <https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf?docId=WO2010145669> adresinden erişildi.
- Wong, K. v ve Hernandez, A. (2012). A Review of Additive Manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*, 2012, 208760. doi:10.5402/2012/208760
- Xu, T., Zhao, W., Zhu, J.-M., Albanna, M. Z., Yoo, J. J. ve Atala, A. (2013). Complex heterogeneous tissue constructs containing multiple cell types prepared by inkjet printing technology. *Biomaterials*, 34(1), 130-139. doi:https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2012.09.035
- Yamamoto, K., Tshimitsu, A., Mikami, T., Hayashi, S., Harada, R. ve Nakamura, S. (1989). Optical measurement of dental cast profile and application to analysis of three-dimensional tooth movement in orthodontics. *Frontiers of medical and biological engineering : the international journal of the Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering*, 1(2), 119-130.
- Yan, C, Shi, Y. ve Hao, L. (2011). Investigation into the Differences in the Selective Laser Sintering between Amorphous and Semi-crystalline Polymers. *International Polymer Processing*, 26(4), 416-423. doi:doi:10.3139/217.2452

- Yan, Chunze, Shi, Y., Yang, J. ve Liu, J. (2010a). Multiphase polymeric materials for rapid prototyping and tooling technologies and their applications. *Composite Interfaces*, 17(2-3), 257-271. doi:10.1163/092764410X490680
- Yan, Chunze, Shi, Y., Yang, J. ve Liu, J. (2010b). Investigation into the selective laser sintering of styrene–acrylonitrile copolymer and postprocessing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 51(9), 973-982. doi:10.1007/s00170-010-2681-8
- Yang, K., Appuhamillage, G., Shaffer, S., Lund, B., Smaldone, R. ve Voit, W. (2014). Novel polymers for 3D printing with improved interlayer adhesion by reversible Diels–Alder reactions. *Abstr Pap Am Chem S*, 248.
- Ye, N., Wu, T., Dong, T., Yuan, L., Fang, B. ve Xia, L. (2019). Precision of 3D-printed splints with different dental model offsets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 155(5), 733-738. doi:10.1016/j.ajodo.2018.09.012
- Yoo, J.-K., Kang, Y.-K., Lee, S.-J., Kim, S.-H. ve Moon, C.-H. (2020). Accuracy of inter-arch measurements performed on digital models generated using two types of intraoral scanners: ex vivo study. *The Journal of the Korean dental association*, 58(4), 194-205.
- Yoon, J. H., Yu, H. S., Choi, Y., Choi, T. H., Choi, S. H. ve Cha, J. Y. (2018). Model Analysis of Digital Models in Moderate to Severe Crowding: In Vivo Validation and Clinical Application. *BioMed Research International*, 2018. doi:10.1155/2018/8414605
- Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R. ve Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC oral health*, 14, 10. doi:10.1186/1472-6831-14-10
- Zaharia, C., Gabor, A.-G., Gavrilovici, A., Stan, A. T., Idorasi, L., Sinescu, C. ve Negruțiu, M.-L. (2017). Digital Dentistry — 3D Printing Applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, 2(1), 50-53. doi:10.1515/jim-2017-0032
- Zein, I., Huttmacher, D. W., Tan, K. C. ve Teoh, S. H. (2002). Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials*, 23(4), 1169-1185. doi:10.1016/s0142-9612(01)00232-0
- Zhang, F., Suh, K. J. ve Lee, K. M. (2016). Validity of intraoral scans compared with plaster models: An in-vivo comparison of dental measurements and 3D surface analysis. *PLoS ONE*, 11(6), 1-10. doi:10.1371/journal.pone.0157713

- Zhang, Y. Shrike., Yue, Kan., Aleman, J., Moghaddam, K. M., Bakht, S. M., Yang, J., Khademhosseini, A. (2017). 3D Bioprinting for Tissue and Organ Fabrication. *Annals of biomedical engineering*, 45(1), 148-163. doi:10.1007/s10439-016-1612-8
- Zhang, Z.-C., Li, P.-L., Chu, F.-T. ve Shen, G. (2019). Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopadie*, 80(4), 194-204. doi:10.1007/s00056-019-00180-y
- Zheng, G., Yu, Z., Zhuang, M., Wei, W., Zhao, Y., Zheng, J. ve Sun, D. (2014). Electrohydrodynamic direct-writing of three-dimensional multi-loop nanofibrous coils. *Applied Physics A*, 116(1), 171-177. doi:10.1007/s00339-014-8264-z
- Zilberman, O., Huggare, J. A. v ve Parikakis, K. A. (2003). Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *The Angle orthodontist*, 73(3), 301-306. doi:10.1043/0003-3219(2003)073<0301:EOTVOT>2.0.CO;2
- Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H. ve Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems - a current overview. *International journal of computerized dentistry*, 18(2), 101-129.