



## Three-Dimensional Printing Technologies and Their Applications in Dentistry: Current Approaches and Future Perspectives

### Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojileri ve Diş Hekimliğinde Uygulama Alanları: Güncel Yaklaşımlar ve Gelecek Perspektifleri

Ulaş Bora Aktaş, DDS, MS<sup>1</sup>, Ali Can Bulut, DDS, PhD<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Faculty of Dentistry, Kırıkkale University, Kırıkkale/Türkiye,

**ORCID ID:** 0009-0006-5493-4011

<sup>2</sup> Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Ankara Yıldırım Beyazıt University, Ankara/Türkiye,

**ORCID ID:** 0000-0002-1586-7403

**Corresponding Author:**

Ali Can Bulut

Adress: Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Ankara Yıldırım Beyazıt University, Ankara/Türkiye

**e-mail:** [alicanbulut@aybu.edu.tr](mailto:alicanbulut@aybu.edu.tr)

75



## Abstract

Three-dimensional (3D) printing technologies, based on the principles of additive manufacturing, have become applicable across diverse fields ranging from industrial production to medical and dental sciences. Initially developed for rapid prototyping, modern photopolymerization-based systems—such as stereolithography (SLA), digital light processing (DLP), continuous liquid interface production (CLIP), liquid crystal display (LCD), and multi-jet printing (MJP)—now enable high-resolution, customized fabrication. In dentistry, 3D printing technologies are increasingly employed in prosthodontics, orthodontics, endodontics, periodontology, pediatric dentistry, and oral and maxillofacial surgery. These systems allow the production of surgical guides, implant components, aligners, interim restorations, customized denture bases, and biocompatible scaffolds. Major advantages include reduced human error, improved reproducibility, shorter production times, and cost efficiency. However, challenges remain regarding the standardization of post-processing procedures (washing and curing), the long-term biocompatibility and mechanical stability of materials, and the clinical validation of printed products. Overall, 3D printing technologies have become a cornerstone of digital transformation in dentistry, enabling patient-specific, accurate, and reproducible manufacturing workflows. With the advancement of bioprinting and materials science, these technologies are expected to become integral to future dental practice, supporting the development of personalized, efficient, and biologically compatible treatment approaches.

**Keywords:** 3D printing, additive manufacturing, dentistry, bioprinting, photopolymerization.

## Özet

Üç boyutlu (3B) yazıcı teknolojileri, eklemeli üretim prensibine dayalı olarak endüstriyel üretimden tıp ve diş hekimliğine kadar geniş bir alanda uygulanabilir hale gelmiştir. Başlangıçta hızlı prototipleme amacıyla geliştirilen bu sistemler, günümüzde fotopolimerizasyon temelli yöntemlerle (SLA, DLP, CLIP, LCD, MJP) yüksek çözünürlükte ve kişiye özel üretim yapılmasına olanak tanımaktadır. Diş hekimliği alanında 3B baskı teknolojileri; protetik tedavi, ortodonti, endodonti, periodontoloji, pedodonti ve ağız, diş, çene cerrahisi gibi birçok disiplinde kullanılmaktadır. Bu teknolojiler, cerrahi rehberler, implant üst yapıları, şeffaf plaklar, geçici restorasyonlar, kişiselleştirilmiş protez kaideleri ve biyouyumlu doku iskelelerinin üretilmesine olanak sağlamaktadır. Üretim süreçlerinde insan hatasını azaltması, standardizasyonu artırması, zaman ve maliyet açısından verimlilik sağlaması başlıca avantajları arasındadır. Bununla birlikte, üretim sonrası işlemlerin (yıkama ve kütleme) standardizasyonu, kullanılan reçine ve polimerlerin biyouyumluluğu, mekanik dayanıklılık ve uzun dönem klinik etkinlik gibi konularda daha fazla bilimsel araştırmaya gereksinim duyulmaktadır. Sonuç olarak, 3B yazıcı teknolojileri diş hekimliğinde



*dijitalleşmenin temel bileşeni haline gelmiş; hasta odaklı, tekrarlanabilir ve yüksek doğrulukta üretimi mümkün kılarak klinik başarıyı artırmıştır. Biyobaskı uygulamaları ve malzeme bilimi alanındaki ilerlemelerle, bu teknolojinin gelecekte diş hekimliği pratiğinde standart bir yöntem haline gelmesi öngörülmektedir.*

**Anahtar Kelimeler:** Üç boyutlu yazıcı, eklemeli üretim, diş hekimliği, biyobaskı, fotopolimerizasyon.

## OVERVIEW / GENEL BAKIŞ

Üç Boyutlu (3B) baskı, diğer isimleriyle katmanlı üretim, eklemeli üretim (EÜ- AM: additive manufacturing), hızlı prototipleme (RP: rapid prototyping) ve katı bağımsız form üretim (SFF: solid freeform fabrication) olarak da isimlendirilmektedir (1, 2). Eklemeli üretim kullanılmaya ilk başladığında hızlı prototipleme olarak anılıyordu. Fakat zamanla geliştirildikçe ve kullanım alanı genişledikçe bu isimlendirme yerine genellikle EÜ kullanılmakla birlikte diğer isimlendirmeler de kullanılarak süreç devam etmiştir (3).

Üç boyutlu yazıcı sistemleri; günümüzde tekstil, gıda, hediyelik eşya ve mücevherat sektöründe; otomotiv, havacılık-uzay ve savunma sanayisinde parça üretiminde; plastik, soy ve soy olmayan metaller, reçine, seramik, fiber, ahşap gibi çeşitli maddelerin hammadde olarak kullanıldığı alanlarda, tıp ve diş hekimliği gibi çok çeşitli platformlarda kullanılmakta ve giderek yaygınlaşmaktadır (4).

Üç boyutlu katı nesnelerin üretimi Lazer kullanımı ve fotopolimerizasyon ile ilk olarak Battelle Memorial Enstitüsü'nde 1960'lı yılların sonlarında başlamıştır. DuPont tarafından 1950'lerde icat edilen reçine kullanılarak farklı dalga boylarına sahip 2 lazer reçine kabının içinde kesiştirilerek reçinenin polimerizasyonu ile üretim başlatılmıştır (5). 1983 yılında 3B yazıcı ile üretim Charles Hull ile başlamıştır. 1983 yılında Charles Hull üç boyutlu yazıcılar ile ilk 3B katı nesnenin üretimi gerçekleştirmiştir. Yazıcısı (stereolitografi (SLA)) 1986 yılında 3D Systems şirketiyle piyasaya SLA-1 ismi ile sunulmuştur ve patentli hale getirmiştir. SLA-1, UV ışığa duyarlı sıvı polimer tabakalarının bir lazer ışını aracılığıyla fotopolimerizasyonu sonucu katı ürün üretimini sağlıyordu. Bu makinenin kullanımından sonra uzun vadede Hull ve 3D Systems oldukça popüler SLA 250 makinesi ve Viper SLA



gibi yeni EÜ sistemleri geliştirerek piyasaya sürmüşlerdir (1,5). 1993'te plastik, metal ve seramik materyallerin üretimi için "3 boyutlu yazıcı" olarak tanımlanan ilk cihazın patentini Sachs ve arkadaşları almıştır (6).

Üç boyutlu üretim teknolojilerinin sağlık alanında kullanıma uygun olması, üretim maliyetlerinin düşmesi, aynı anda üretilen ürün sayısının ve üretim hızının artması, prototip oluşturma, farklı materyaller kullanılarak hibrit ve karmaşık 3 boyutlu nesnelerin üretimi, geleneksel kazıma yöntemlerine kıyasla farklı şekillerde ve detaylı üretim yapabilmesi ve geleneksel yöntemlerde açığa çıkan artık materyalin açığa çıkmaması ile malzeme israfının önüne geçmesi ile israfa sebep olmaması, herhangi bir el işçiliği gerektirmemesi ve komplike bir kalibrasyon mekanizmasına ihtiyaçlarının olmaması gibi avantajları mevcuttur (7, 8). Üç boyutlu baskıda kullanılan materyallerden bir kısmı, geleneksel teknolojilerle nesnelerin imalatında kullanılan materyallerle karşılaştırıldığında dayanıklılık açısından gelişmiş özelliklere sahiptir ve üstün bitim ayrıntıları sağlar. 3B baskı teknolojisini kullanarak çeşitli alanlarda kullanışlı karmaşık tasarımlar üretilebilir (7). Üç boyutlu üretimin sağlık sektöründe kullanımının hızla artışı; sağlıkla hassas ve biyouyumlu katmanlı üretim, çeşitli organ, vücut protezleri ve apareylerin üretimi yaşam kalitesinde ve sağlık erişilebilirliğinde artış ve tıp alanında ilerlemeye yol açmıştır. Kişiyeye özel insan vücudu parçaları ve organları üretilebilmesi biyobaskı olarak isimlendirilmektedir. Biyobaskı şu an deneysel durumda olmasına karşın büyük bir potansiyel ve gelişime sahiptir (7, 8). Kazıma yöntemlerinin aksine eklemeli üretim esnasında materyale yoğun baskı içeren bir kuvvet uygulanmaz ve yüksek ısı oluşmaz. Eksiltmeli üretimde frezle yapılan kazıma esnasında ise yüzeylerde kırık, çatlak gibi hasarların oluşması olasılığı mevcuttur. Bu risk eklemeli üretimde mevcut değildir (9). Araştırma alanında 3B üretimin kullanılması ile projenin üretim maliyetlerini düşürürken, araştırma projesinin yapısına bağlı olarak zamandan önemli ölçüde tasarruf sağlanabilir. Karmaşık bir projedeki döngü süresini kısaltır, üretim standardizasyonu sayesinde projenin daha doğru sonuçlandırılmasına yardımcı olur (10,11).

## **Üç Boyutlu Yazıcılarda Üretim Parametreleri**

Vat polimerizasyon yazıcılarla üretim yapan cihazlarda üretilen modellerin boyut doğruluğunu etkileyen altı baskı parametresi vardır. Bu baskı parametreleri Lee ve arkadaşları tarafından 2001



yılında tanımlanmıştır. Bu parametreler: (12) - Katman kalınlığı, bir katmanın derinliği ya da yüksekliği olarak da açıklanabilen, 3B baskıda model oluşturulurken dilimlenmiş yükseklikte katılan bölgenin boyutunu anlatmaktadır. - Kapak aralığı, lazer taramasıyla kürlenmiş bölgeler olan birkaç yanyana katman arasındaki paralel tarama çizgileri arasındaki mesafeyi ifade eder. Reçine baskılarında lazerin veya ışık kaynağının, modelin dolgu alanını tararken bıraktığı çizgiler düşünülürse, bu çizgilerin sıklığını gösterir. İngilizce kaynaklarda "hatch spacing" olarak geçer. - Dolgu aralığı, kapak aralığında bulunan katmanın alt ve üst yüzeyleri gibi modelin düz yüzeylerindeki kürlenmemiş reçinedir. Özellikle baskı sırasında yukarı bakan yüzeyler veya destek temas eden alt yüzeyler oluşturulurken, yazıcı bu bölgeleri düzgün bir dolgu deseniyle kürlenerek sertleştirir. Dolgu aralığı mantık olarak kapak aralığına benzer, farklı olarak modelin düz yüzeylerinde uygulanan tarama sıklığını belirtir. İngilizce kaynaklarda "fill spacing" olarak geçer.

- Dolgu kür derinliği, dolgu bölgelerindeki polimerize olan katmanların toplam dikey derinliği veya polimerize olan alanın dikey olarak üst veya alt derinliğidir. Başka bir deyişle, dolgu bölgelerindeki ışık kürlenmesinin ne kadar derine nüfuz ettiğini ifade eder. Özellikle modelin üst yüzeylerinde biraz daha derin kürlenme yapmak, o yüzeyin tam solid ve dayanıklı olmasını sağlar. İngilizce kaynaklarda "fill cure depth" olarak geçer

- (Kapak aşırı kür), lazer ışınının veya ışık kaynağının alttaki bitişik tabakaya girdiği derinliktir. Başka bir deyişle, her katmanı ne kadar fazladan derine doğru kürlendiğini ifade eder. Normalde yazıcı, bir katmanı sertleştirirken sadece katman kalınlığı kadar reçineyi kürlür. Katmanlar arasında güçlü bir bağ oluşması için genellikle lazer biraz daha derine nüfuz edecek şekilde ayarlanır. İngilizce kaynaklarda "hatch overcure" olarak geçer.

- Sınır aşırı kür, modelin dış sınırlarında hem dikey hem de yatay olarak bulunan aşırı kür miktarıdır. Yazıcı her katmanın kenarını (sınırını) çizerken, o katmanın kalınlığından biraz daha derine veya kenarın dışına doğru ışık uygularsa, modelin kenar bölgelerinin daha sağlam olmasını sağlar. Genellikle yazıcının üreticisi bu baskı parametrelerinin özelleştirilmesine izin veren bir yazıcı yazılımı sağlar (11). İngilizce kaynaklarda "border overcured" olarak geçer.



Ancak bazı yazıcı üreticileri, işlemin karmaşıklığını azaltmaya ve yazıcının fiziksel işleyişini ve kullanılan malzemenin özelliklerini daha iyi ilişkilendirmeye yardımcı olmak için beş ek baskı parametresi daha sağlar. Bu parametreler pozlama süresi, kaldırma yüksekliği, kaldırma hızı, indirme hızı ve gecikmedir.

Pozlama süresi; tek bir katmanın ışık pozlama süresini belirler,

Kaldırma yüksekliği; her katman polimerize edildikten sonra yapı platformunun ulaştığı yüksekliktir ve ayrılan katmanın işlenmesi için yeterli zaman sağlar,

Kaldırma hızı; platformun reçine katmanı polimerize edildikten sonra hareket ettiği hızdır; indirme hızı, platformun küvete doğru hareket ettiği hızdır,

Gecikme; katman(lar) polimerizasyonları arasında gereken zamandır. Farklı baskı parametrelerinin ayarlanması, seçilen reçinenin fotopolimerizasyonunu etkileyecektir. Baskı parametrelerinin özelleştirilmesinin amacı, kontrollü bir polimerizasyon gerçekleştirmektir (11, 12).

Işığa duyarlı bir reçinenin fotopolimerizasyonunu tanımlayan iki temel unsur; polimerizasyon derinliği ve polimerizasyon için gereken enerjidir. Her polimer için polimerizasyon derinliği, ışık kaynağının gücünü (üretici tarafından) ve/veya ışığın reçineye uygulandığı zaman uzunluğunu (maruz kalma süresi veya dolgu kütleme derinliği) ayarlayarak ayarlanabilen maruz kalma dozu miktarına bağlıdır (11-13).

Işık polimerizasyonunun derinliği; foto-başlatıcılar, viskozite, pigmentler, eklenen diğer UV bileşenleri ve seçilen 3B yazıcının ışık kaynağının gücündeki kompozisyon farklılıkları nedeniyle her polimer için farklı olabilir (11, 12).

Dış hekimliği literatürü, daha iyi bir baskı doğruluğu sağlamayı amaçlayarak üretim iş akışını standartlaştırmaya çalışmıştır; ancak, üretim iş akışının genelleştirilmesi önerilmemektedir. Bir yazıcının, baskı ve destekleyici parametreleri değiştirerek veya son işlem prosedürlerini değiştirerek farklı baskı doğruluğu elde edebileceğini hatırlamak önemlidir (11).

## Üç Boyutlu Yazıcı Sistemleri



**Stereolitografi (SLA):** Charles Hull tarafından patenti alınan SLA en eski 3B baskı tekniğidir ve hala yaygın olarak kullanılmaktadır. SLA ile üretim yapan cihazlarda genellikle 355-405 nm aralığında dalga boylarında UV ışıkla polimerizasyon sağlanmaktadır (14). SLA üretimde, z eksen çözünürlüğünü belirleyen sertleşme derinliği, ışına maruz kalma koşulları (dalga boyu, güç ve maruz kalma süresi/hızı), foto-başlatıcı, boyalar, pigmentler ve eklenen UV emiciler tarafından kontrol edilir, bu işlemlerde UV lazerler veya UV LED'ler biçimindeki UV kaynaklarını kullanır. Bu cihazlar fotopolimerizasyon ile sıvı polimer havuzu üzerinde hareket eden konsantre bir ultraviyole ışık kullanarak katı katmanları üretirken ilk aşamada üretilen parçayı sabitlemek ve desteklemek için bir platform inşa edilir (14, 15). Taban katman polimerize olduktan sonra, platform z eksen çönürlülüğü miktarı (yaklaşık 30-200 mikron) kadar alçalmakta ve sonraki katmanlar eklenerek üretim devam etmektedir (9). Stereolitografinin kütleme hızı lazer ışını hareketinden kaynaklı olarak düşüktür. Büyük modelleri basabilmesinin yanında bu modelleri basmak için çok uzun süreler gerekmesi dezavantajdır. Bunun yanında katyonik fotopolimerizasyon için mevcut reçineler sınırlıdır (16). Baskı çözünürlüğünün doğrudan lazer ışınının boyutuna bağlı olması sebebiyle diğer fotopolimerizasyon teknikleriyle karşılaştırıldığında SLA daha düşük çözünürlüğe sahip bir baskı yöntemi olarak karşımıza çıkar (17). Buna rağmen SLA tekniğinin hassasiyeti, karmaşık yapıdaki ve ince işçiliklere sahip nesnelere basabilecek yeterliliğe sahiptir. SLA; dişhekimliği, oyuncak, otomotiv, havacılık ve uzay gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (18).

Fotopolimerizasyona duyarlı reçineler, 3 boyutlu baskının ışıkla sertleştirme yapan farklı baskı türlerinde kullanılırlar. SLA tekniğinde de kullanılan ışığa duyarlı reçine katyonik veya hibrit fotopolimerizasyon mekanizmasına bağlı olarak reaksiyona gösterir (14). Böyle bir mekanizmanın seçilmesinin üç nedeni vardır:

1. 355 nm'de hem katyonik hem radikal fotopolimerizasyon gerçekleştirilebilir;

2. Fotopolimerizasyonun en büyük dezavantajı hacimsel büzülmedir, bu aşamada deformasyona bağlı olarak iç gerilimle kırılmaya sebep olabilir (14). Kırılma gerçekleşmez ise büzülme modelin uyum hassasiyetinde azalmaya sebep olur. Hacimsel büzülme, fotopolimerizasyon ile elde edilen 3B üretimin



dezavantajlı tarafıdır (19). Katyonik polimerizasyonda hacimsel büzülmenin düşük miktarda olduğu veya hiç olmadığı çalışmalarla ortaya konmuştur (14).

3. Katyonik fotopolimerizasyon reçineler fiyatının yüksek olması yönüyle dezavantajlı olduğu ve daha az üretildiği için bulunması daha zordur. Buna ek olarak üretim ve ışık absorpsiyon süresi ve polimerizasyon başlatma süresi diğerlerine göre uzundur. Bu nedenlerle radikal ve katyonik ışığa duyarlı reçinelerin karışımı olan hibrit ışıkla polimerize olan reçineler daha sık kullanılır (14).

**Dijital Işık İşleme (DLP):** Dijital Işık İşleme teknolojisinin kullanımının başlangıç noktası, 1977'de Dr. Larry Hornback tarafından icat edilen ve 1996'da Texas Instruments tarafından piyasaya sürülebilir hale getirilen optik yarı iletken veya dijital mikroskop cihazı veya DLP çipidir. DLP 20 yıla yakın süredir kullanılmaktadır (14, 21). DLP, 3B nesnelere üretmek için devamlı olarak fotopolimerize reçine katmanları oluşturmak için ultraviyole ışık ve dijital mikro ayna cihazı kullanır (15). DLP, bir projektör kullanarak üretimi gerçekleştirilen görüntüyü ışığa duyarlı reçineye yansıtır. DLP çipi birbirine bağlı iki milyon düzenli yerleşmiş mikroskop dizisi içeren çok gelişmiş bir optik anahtar cihazıdır. DLP, yüksek baskı çözünürlüğüne sahiptir. Yarı iletken ambalaj malzemelerin UV ışığını tolere edememesinden dolayı DLP üretim sistemlerinde 405 nm dalga boyu olan LED ışık cihazı kullanılır (14). Stereolitografiye göre yüksek baskı çözünürlüğüne sahiptir. DLP 3B üretim, nesnelere küçük boyutlu ve yüksek hassasiyetle yazdırma avantajına sahiptir (14, 15). Yüksek hassasiyet, DLP üç boyutlu üretimin en büyük avantajıdır. Ancak, üretilebilecek modelin boyutunun sınırlı olması dezavantajlarından biridir. Bir diğer dezavantajı cihaz maliyetlerinin yüksek oluşudur. DLP 3B baskı teknolojisi yüksek hassasiyete sahip küçük boyutlu modeller üretebilmesi nedeniyle ağırlıklı olarak kuyumculuk ve diş hekimliği alanlarında kullanılmaktadır (14, 22). Dijital ışık işleme teknolojisinde katyonik polimerizasyon yerine serbest radikal ışığa duyarlı reçineler kullanılır. Katyonik polimerizasyon kullanılmamasının temel nedenleri; DLP yazıcıların ışık yoğunluğunun katyonik fotopolimerizasyonu tetikleyecek kadar yüksek olmaması ve katyonik fotobaslatıcıların 405 nm ışığın altında iyi performans göstermemesidir. Tercih edilmemesinin diğer nedenleri arasında harcanan sürenin fazla olması ve maliyetinin yüksek olması sayılabilir (14).



**Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi (CLIP) Tekniği:** Dijital ışık işleme teknolojisinin alt başlığı olarak da değerlendirilebilen CLIP teknolojisi (Sürekli Sıvı Arayüz Üretimi) Carbon 3D Corp firması tarafından geliştirilmiştir. Dijital ışık işleme teknolojisinden farklı olarak oksijeni bir reaksiyon inhibitörü olarak kullanmasıdır. CLIP 3B üretim sisteminin en önemli avantajı, DLP 3B sistemlere kıyasla 25 ila 100 kat daha hızlı olması ve teorik olarak potansiyel yazdırma hızının DLP tekniğinin 1000 katına kadar çıkabilmesidir. CLIP tekniğinde DLP'ye ek olarak oksijen kullanımı haricinde görüntülerin projeksiyonu sürekli olarak değişebiliyor. Bu değişim süperpozisyon videosuna dönüşmesine ve görüntü ve alan kaybına engel olmaktadır. Bu durum-önemli bir avantaj yaratır. CLIP'in dezavantajı üretiminin düşük viskoziteli reçineler kullanılarak içi boş modellerin üretimiyle sınırlı olmasıdır. Yüksek viskoziteli ve katı model üretiminde henüz sınırlı kalmaktadır. Buna ek olarak da asıl sistemin üzerine kurulduğu oksijen geçirgenlik membranı maliyetlidir (14, 23). Görüntüleme ve ışık teknolojileri DLP ile aynı olduğu için DLP'nin geliştirilmiş bir alt başlığı olarak nitelendirildiğinden DLP 3B yazıcılarda kullanılan reçineler CLIP teknolojisinde de kullanılabilir. CLIP teknolojisi, özellikle hızlı baskı durumunda malzemelerin özelliklerine ve viskozitesine bağlı yüksek gereksinimlere sahip olması nedeniyle yüksek akışkanlığa sahip düşük viskoziteli reçine zamanla baskı alanına akabilir, yüksek viskoziteli reçinenin düşük akışkanlığı nedeniyle düşük akışkanlığa sahiptir ve bu da baskı hızının düşmesine veya baskının başarısız olmasına neden olur (14).

**Likit Kristal Ekran (LCD):** Fotokürlemeli 3B üretim yöntemleri arasındaki en temel fark ışık kaynakları ve görüntüleme yöntemleridir. LCD tekniğinde görüntüleme sistemi olarak çözünürlüğü çok yüksek olan likit kristal ekran kullanılmıştır. Bu sistemde sıvı bir kristale elektrik uygulandığında molekül diziliminin mevcut düzeninin çoğu değişerek ışığın geçişi engellenmektedir fakat az bir kısımda moleküller yeniden düzenlenemez ve bu bölümden az miktarda ışık sızıntısı olur. Bu sızıntı LCD sistemin hassasiyetinin DLP'den daha düşük olmasına sebep olur (14). DLP ve LCD 3B üretim sistemleri arasındaki temel fark baskı hızı ve dönüşüm derecesine etki eden ışık yoğunluğu farkıdır. Buna bağlı olarak ışığa maruz kalma süreleri artırılarak DLP sistemlerin reçinelerin LCD sistemlerde de kullanılabileceği sonucuna varmak mümkün olsa da DLP reçinelerin maliyetleri nedeniyle tercih edilen bir uygulama değildir (14, 24). LCD sistemlerin çözünürlüğü iyi ve maliyeti düşük olmasının önemli avantajlarından biridir. LCD'nin kullanım ömrü kısa olması ve düzenli değiştirilmesi gerekliliği ve





ışık yoğunluğunun düşük olması da dezavantajlarından biridir. Likit ekrana gelen ışığın %90'ının LCD tarafından emilip yalnızca %10'luk kısmının ekrana nüfus edebilmektedir. Bahsedilen kısmi ışık sızıntısı, alttaki ışığa duyarlı reçinenin geçişe maruz kalmasına neden olabilir. LCD 3B yazıcılar diş hekimliği, mücevher, oyuncak vb. alanlarda uygulanmaktadır (14).

**MultiJet (Polijet) Printer:** Multijet veya PoliJet olarak adlandırılan sistemidir. Objet şirketi tarafından 2000 yılında patenti alınan bu teknik birçok püskürtme ucu dizilerinin birlikte çalışmasıyla birlikte 3B model eldesi edebilmeye imkan sağlamaktadır. UV ışık ile fotopolimerize olan reçine platform üzerine püskürtülürken, baskı nozülleri X-Y düzlemi boyunca hareket etmektedir. İlk katmanda bu kürelemesi sonlandıktan sonra, cihaz tablası katman kalınlığını düşürerek püskürtme uçları, reçineyi püskürtmeye devam ederek üretim gerçekleştirmesi prensibine dayanır (14, 25). En büyük avantajlarından biri çok sayıda püskürtme ucu olduğundan farklı materyallerle farklı renk, sertlikte hibrit nesnelerin üretimin aynı anda yapılabilmesidir. SLA, DLP, LCD, CLIP'te bu özellik bulunmamaktadır. Ek olarak MJP 3B üretim, 16 µm'a kadar düşebilen katman kalınlıklarını yüksek doğrulukla üretim yapabilmektedir. Düşük viskoziteli üretim materyalleri kullandığı için desteklerin temizlenmesi daha kolaydır. Bunun sonucunda üretilen modellerinin yüzeyinin daha pürüzsüz olmasına olanak sağlar. MJP 3B sistemlerin ve kullanılan üretim malzemeleri çok pahalı olması önemli bir dezavantajdır. MJP 3B üretim hassas üretim gerektiren kuyumculuk, tıp ve dişhekimliği alanlarında kullanılabilir bir üretim sistemidir (14). Multijet 3B üretimin, SLA, DLP, LCD ve CLIP 3B üretim sistemlerinin aksine görüntüleme ve ışık kaynağı bağımsızdır. Teorik olarak MJP'nin ışık kaynağının dalga boyu sınırsız olabilir. Böylece MJP 3B üretim için radikal, katyonik ve hibrit fotopolimerizasyon seçilebilir. Ayrıca, MJP 3B üretimde reçinenin viskozitesi önemlidir. Çünkü püskürtmeli reçinenin püskürtülebilir olmasını sağlamak için düşük viskoziteye ihtiyaç vardır. Bu nedenle düşük viskoziteli veya ısıtma cihazlı nozül olması şarttır (14).

**Üç Boyutlu Yazıcıların Dental Alanda Kullanımları:** Eklemeli üretim, diş hekimliği alanında hem diş hekimleri hem de diş teknisyenlerinin günlük klinik çalışmalarında işleri kolaylaştırmakta ve üretim sürelerini kısaltmakta kullanılabilen bir üretim tekniğidir (26). Cerrahi ve protetik planlamada, eğitimde, cerrahi guide yapımında, ortodontik aligner yapımında, sabit ve hareketli protezlerin



yapımında, hasarlı dişlerin onarımı ve yerine koyulmasında, pek çok el aletlerinin tasarlanması ve geliştirilmesinde ve sağlık hizmet sunumunu geliştirmede EÜ aktif şekilde kullanılmaktadır (26, 27).

**Protetik Diş Tedavisi:** Eklemeli üretim, protetik pek çok seçeneğin her aşamasında tasarım ve üretim olarak mevcut hale gelmiş olmasıyla geleneksel üretimin dezavantajlarından uzaklaşmak için bir çıkış yolu haline gelerek yaygın ve ilgi çekici bir şekilde gelişim göstermektedir. Geleneksel yöntemlerde üretimin zorluğu, el becerisi istemesi, zaman alıcı olması ve standardizasyonun olmaması; EÜ'de insan faktörünü dışarda bırakarak doğrudan tasarım ve üretim mümkün olması, zaman ve maliyetten kazanç sağlaması nedeniyle bu ilgi giderek büyümektedir (2). Eklemeli üretim destekli protetik alandaki uygulamalara örnek olarak; maksillofasiyal protezlerin tekrarlanabilir şekilde üretimi, dental mum model (wax up), kişiye özel ölçü kaşığı, sabit bölümlü protezlerin üretimi, hareketli tam protezlerin üretimi, hareketli protezlerin iskeletlerinin üretimi, protetik tedavilerin tanı modelinin oluşturulması, monolitik zirkonya restorasyonların ve alt yapıların üretimi bunlardan bazılarıdır (2, 28).

Lazer litografi ile tam protez yapımı konusunda yapılan ilk denemeler dış yüzeyin EÜ ile üretilip iç yüzeyin kompozit ile doldurulması şeklinde olmuştur. Daha sonra ise CAD/CAM teknolojisiyle tam protezlerin tamamının üretilmesi mümkün olmuştur ve geliştirilmeye devam etmektedir (29). Tam protezlerin üretiminde artık monomerlerin azaltılarak sitotoksik etkinin engellenmesi hem eklemeli hem eksiltmeli CAD/CAM yöntemlerin geleneksel yöntemlere göre en önemli avantajlarından biridir. Eklemeli üretim ile üretilen protez kaideleri frezelenmiş protez kaideleri ile kıyaslandığında onlar kadar ayrıntı içermez ve renk seçenekleri kısıtlı olarak bildirilse de EÜ gelişmesiyle beraber bu dezavantajlar giderek ortadan kalkmaktadır. Buna ek olarak hem EÜ hem de kazımalı yöntemle üretilmiş protezler herhangi bir ek beslemeye ihtiyaç duymadan yeterli retansiyon ve stabiliteyi sağlamaktadır (30). Ayrıca EÜ makineleri eksiltmeli üretim sistemlerinden çok daha ucuz olması da onu değerli ve avantajlı kılmaktadır (31). Azalmış tedavi süresi ve kayıtların laboratuvara aktarılması sırasında meydana gelebilecek bozulmaların ve zaman kaybının aksine, dijital kayıtlarla üretilen protezlerin giderek artan güvenilirliği, kişiye özel ve güvenilir şekilde olmasıyla giderek yaygın ve ilgi çekici halde ilerlemeye devam etmektedir (32). Üç boyutlu üretim eklem sorunlarının tedavisinde kullanılan protetik olarak gece plağı yapımında da kullanılabilir (33). Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) ve 3B üretimin kombine kullanımı ile elde edilmiş kılavuz ile protezin çıkarılması gereken durumlarda



proteze minimum hasar verilerek sökülebilmesi için abutment vida erişimin delinerek bulması için yöntem de geliştirilmiştir (34). Yapılan bir çalışmada EÜ teknolojisi ile üretilmiş abutment, tasarımı yapılmış, dijital olarak iyileştirilmiş ve 3 boyutlu yazıcı ile basılmıştır. Elde edilen verilere göre üretilen abutmentin implant gövdesi ile bağlantısı, radyolojik olarak ve büyütme altında incelendiğinde kullanım şartlarına uygun bulunmuştur. Bu abutmentin fiziksel testlerde veriler, bileşenin önerilen torka dayanabileceğini göstermektedir (35).

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi:** Periimplantitis riskinin azaltılması amacıyla karbon fiber, PEEK, nanohidroksiapatit ve bu materyalleri kombine ederek yapılan çalışmalar mevcuttur. Bu materyallerin kullanımının bakterinin yüzeyine tutulmasını engellediği ve bakterilerin yok edilmesinin hızlandırarak periimplantitis riskinin azaltılmasına yardımcı olduğunu gösterilmiştir (36). Cornelius ve ark. (2015) yaptığı çalışmada, 3B üretim ile serbest fibula flebi uygulamışlardır. Bilgisayar destekli olarak tasarlanan ve EÜ ile üretilen cerrahi rehber ve hastaya özel rekonstrüksiyon plakları aracılığıyla; ameliyatların sonuçları öngörülerek gerçekleştirilebilmesi, donör sahadan alınan kemiğin rezeke edilecek sahaya uyumlu olması ve fazladan doku hasarının önlenmesi mümkün hale gelmiştir. Üretilen rehberler fiksasyon aşamasında da operatöre yol gösterici olmaktadır (37). Diş eksiklerinin telafisini sağlayan dental implantların, bir cerrahi rehber eşliğinde konumlandırılmasında 3B üretim yöntemleri ile daha hızlı ve daha doğru yerleşiminin sağlanmasıyla birlikte operasyon öncesi 3B dental modellerin de oluşturulmasıyla giderek daha yaygın biçimde kullanılmaya başlanmış her türlü cerrahi işlemde operasyon zamanının kısalmasına, daha iyi planlama yapılmasına, operasyon risklerinin azaltılmasına yardımcı olur (26, 38).

Üç boyutlu EÜ ile çekim sonrası oluşacak soket boşluğuna implant uygulaması yaparken yalnızca cerrahi rehber değil aynı ek olarak bölgeye tam uyum sağlayacak implantların da üretimi mümkündür (39). Kemik içi implant, dayanak, kullanılan ara parçalar ve bunların üretildiği materyaller konusunda da özellikle zirkonya materyalinin estetik oluşu ve doku dostu biyolojik etkisinden dolayı implant ve implantüstü protetik parçaların zirkonyadan üretimi noktasında ilgi ve bunla ilgili yapılan çalışmalar artmıştır ve devam etmektedir (40). Üç boyutlu EÜ'nün en güncel ve en gelecek vadeden alanı biyomühendislik alanında yapılmaktadır. Buna biyobaskı (doğal dokuları teklit eden dokuların üretilmesi) adı verilir. Bu sayede kraniyofasiyal ve dental dokuların restorasyonu ve rejenerasyonu



mümkün olabilecektir. Kemik, periodonsiyum, temporomandibular eklem, dental pulpa, diş vb. gibi dokuların üretimiyle ilgili çalışmalar sürmektedir (41). Biyouyumlu ve restore edilen dokuları çok iyi taklit eden 3B üretim tıp alanında büyük bir ilerleme kaydetmiştir. Alana uygun biyoseramik iskele üretilerek oluşan ikincil yüzey boşluklarının hücre göçüne fayda sağlaması amaçlanmaktadır (31). Ototransplantasyon uygulanması gereken durumlarda başarısızlığı önlemek ve alveol kemik soketini korumak amacıyla reimplante edilecek dişin kopyasını elde edilip o bölgedeki morbiditeyi azaltmak ve işlem başarısını artırmak bu çalışmalarla mümkün kılınmaktadır (42). **Endodonti:** Athirasala ve ark. (2017) tarafından gerçekleştirilen, gelecekte pulpa rejenerasyonu için umut vaadeden in vitro çalışmada çekilmiş molar ve premolar dişlerin kök kanallarında uygulanmak üzere vaskülerize diş pulpa dokusuna benzer bir doku yapılandırılmaya çalışılmışlardır. Bunun için %10 ve %15 Gelma-hidrojel matrisi odontoblast-21 ve endotelyal hücreleri aşılıyarak kullanmışlardır. 7 gün sonra odontoblast hücreleri dentin duvarına doğru çoğalma göstererek tabakalanma oluştuğu gözlenmiştir (43). Üç boyutlu baskı yöntemleri ile endodontik olarak kullanılabilir minimum sapma ve endodontik aletlere yön verilmesini kolaylaştıran kanal yolu rehberleri ile özellikle kalsifiye kanallar ve periapikal patolojili dişlerde perforasyon riskinin azaltılması mümkündür (42). **Pedodonti:** Erken dönemde kaybedilen süt dişleri için loop ve bant yer tutucu üretimleri 3B üretim ile kişiye özel üretimi gerçekleştirilebilir. Üretilen bu yer tutucularda metal yer tutucular gibi lehimleme ihtiyaçları olmadığından güvenilirdir ve kırılma riskleri düşüktür. Üç boyutlu üretimle hazırlanan yer tutucuların diğer avantajları arasında uygun maliyetli olmaları, laboratuvar sürecinin elimine edilmiş olması ve hekimin hasta başında harcadığı zamanı kısaltması sayılabilir (42). **Periodontoloji:** Biyomühendislikle üretim gerçekleştirilen erken çan evresindeki bir molar diş germini deney farelerindeki üst birinci molar bölgesine implante ettikleri çalışmada Ikeda ve arkadaşları periodontal ligament oluşumu ve doğal dişe benzer diş gelişimi gözlemlemiştir (44).

İdeal implant konumlandırmasında kullanılan, ideal estetik ve fonksiyona sahip protetik restorasyonların yapımına olanak sağlarken aynı zamanda çevredeki sert ve yumuşak dokuların maksimum düzeyde korunmasını sağlayan protetik yönlendirmeli implant cerrahisine olan ilgi giderek artmaktadır. Ayrıca bu yöntem ile gerçekleştirilen implant uygulamalarında hastaya aynı seansta geçici bir restorasyon üretimi sağlanarak estetik ve fonksiyonel kaybın yaşanmaması çok büyük bir



avantaj sağlamaktadır (38). Statik ve dinamik olmak üzere iki tür rehberli implant cerrahisi protokolünden bahsedilmektedir. Statik yaklaşımda bilgisayarlı tomografiden elde edilen veriler üzerinde çalışılarak 3B üretim ile şablonlar ve frezeleme sistemleri üretilir. Bu sistem ameliyat esnasında implant pozisyonunun değişimine izin vermez. Dinamik yöntemde (navigasyon olarak da adlandırılmaktadır.) yine bilgisayarlı tomografik verilerden 3B stent üretilir. İlk kez 2000 yılı başında uygulanmaya başlanan bu sistemde implant pozisyonunun ameliyat esnasında değişmesine izin verir. Dinamik sistemin dezavantajı olarak, işlem süresini uzatan ve yüksek maliyetli sistemlerdir (38, 45, 46). Dinamik sistemin dezavantajları olarak, işlem süresini uzatması ve yüksek maliyetli olması sayılabilir. Eklemeli üretimin greftlemelerde de kullanımı bazı avantajları beraberinde getirmektedir. Hastanın ihtiyaçlarına göre şekillendirilebilen 3B tasarım, eklemeli üretim sayesinde yapılandırılabilir. Bu yöntemle elde edilen, hücre göçüne zemin hazırlayan gözeneklilik, biyouyumluluk, biyobozunurluk gibi biyolojik olarak çeşitli özelliklere sahip materyallere biyo-iskele adı verilir (42). Periodontal ve alveoler rejeneratif prosedürlerde 3B EÜ materyali olarak membran ve aşılama materyali olarak polikaprolakton kullanılabilir. Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, rehberli doku rejenerasyonu, soket koruması, dikey ve/veya horizontal kemik augmentasyonu ve sinüs augmentasyonu gibi uygulamalarda polikaprolakton en çok kullanılan biyomateryal olmuştur ve gelecek için umut vadeden bir materyaldir (42).

**Ortodonti:** Kişiyeye özel şeffaf plaklar, çıkarılabilir olması sayesinde kolay temizlenebilme ve oral hijyen sağlanabilme avantajı sağlar. Buna ek olarak estetik olarak tatmin edici şeffaflığa sahiptir. Bu durum pek çok hasta için oldukça önemlidir (47). Ayrıca 3B yazıcılar ile üretilen ortodontik apareyler, yüksek doğrulukta intraoral uyum sağlayabilmektedir (48). Ortodontik amaçlı ağız içi ve model taramalarda gerçekleşen en son teknolojik gelişmeler, CAD/FEM yazılımı ve EÜ teknikleri sayesinde çıkarılabilir apareyler ile ortodontik tedavilere olan ilginin artmasını ve bu tedavilerin yaygınlaşmasını sağlamıştır (49). Dijital apareylerin kullanıma başlaması, 2003 Yılında Dr. Wiechmann ve arkadaşlarının kişiyeye özel braket üretimi ve robotik ark tellerini bükmesini birleştirmesiyle oluşturduğu kişiyeye özel ortodontik tedavi sisteminin gelişmesiyle başlamıştır (50).

## Üç Boyutlu Yazıcılarda Üretim Sonrası Yıkama ve Kürleme İşlemleri:





Vat-polimerizasyon ile üretilen ürün üzerindeki son işlemler sırası ile ; polimerize olmamış reçine artıkları bir çözücü ile temizlenir ve burada tam olarak ürünün sertleşmesi tamamlanmaz. Bu dönüşümün tamamlanarak tam polimerizasyonun sağlanması için ultraviyole ışın içeren son kütleme makinesine yerleştirilir (9, 51). Vat-polimerizasyonlu 3 boyutlu yazıcılar için üretim iş akışı temel olarak üç adımdan oluşur:

-3B baskı

-Yıkama

-Kütleme (Polimerizasyon) (52).

Bu aşamalardan önce, veriler bir Standart Mozaikleme Dili (STL) dosyasına işlenir ve bir fotopolimerizasyon yazıcısı ile eklemeli üretim için kullanılır (53). Daha sonra, polimerinin destek tijleri çıkarılır ve kürlenmemiş reçine, izopropil alkol (IPA) veya tripropilen glikol monometil eter (TPM) gibi çözücüler kullanılarak bir ultrasonik bir cihazla temizlenir (54). Son olarak, basılan nesnenin tam polimerizasyonunu sağlamak için üretim sonrası kütleme gerçekleştirilmelidir (55). Pek çok marka pek çok farklı yönerge ve önerilerde bulunur fakat ne yazık ki bu öneriler genel bir yargıyı desteklememektedir ve çoğu zaman kendi ürünlerine özel ve akademik temelle desteklenmemiş önerilerdir. Bu nedenle birçok klinisyen üretim sonrası süreçler üzerine araştırmalar yürütmektedir (56). Özellikle, işlem sonrası aşamalar üzerine yapılan araştırmalar, baskı sürecinin doğruluğunun iyileştirilmesine yönelik araştırmalarla karşılaştırıldığında çok seyrek (24). Üretim sonrası uygulanan aşamalar ürünlerin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Yıkama işlemi, sol fazını numunenin yüzey altı alanından uzaklaştırmaya yarar. Bu nedenle, yıkamanın etkisini gösteremediği boşluklar kütleme sonrası lokal gerilimlerin oluşmasına yol açabilir. Bu, elde edilen ürünlerin fiziksel dayanımlarını olumsuz etkileyebilir. Sertleşme sonrası süre arttıkça polimerizasyon malzemenin daha derinlerinde gerçekleşir ve çapraz bağlı bir polimer üretimi sağlanır. Reçinenin optik geçirgenliği ve ışık emilimi nedeniyle, üretilen nesnelere homojen olmayan kütleme işlemi yoğunluğunun neden olduğu lokal heterojenlik gösterebilir. Bu yüzden yıkama ve kütleme işlemlerinin doğru şekilde gerçekleşmesi elde edilen ürünün gerekli özellikleri sağlanması açısından önemlidir (57, 58).

## SUMMARY / SONUÇ

Üç boyutlu (3B) yazıcı teknolojileri, diş hekimliğinde dijital dönüşümün temel itici gücü haline gelmiştir. Eklemeli üretim yöntemleri, geleneksel üretim süreçlerinde karşılaşılan zaman kaybı, el işçiliğine bağımlılık, materyal israfı ve standardizasyon eksikliği gibi sınırlamaları büyük ölçüde ortadan



kaldırarak klinik verimliliği artırmaktadır. Fotopolimerizasyon temelli sistemler (SLA, DLP, CLIP, LCD ve MJP), yüksek çözünürlükte ve biyouyumlu materyallerle kişiye özel üretim yapılmasına olanak tanımakta; bu da hasta odaklı tedavilerin yaygınlaşmasını desteklemektedir. Diş hekimliğinin farklı alanlarında —protetik tedavi, ortodonti, cerrahi planlama, endodonti, periodontoloji ve pedodonti— 3B yazıcıların kullanımı giderek artmaktadır. Bununla birlikte, 3B baskı sistemlerinin diş hekimliği pratiğinde rutin hale gelebilmesi için çözülmesi gereken bazı teknik ve bilimsel zorluklar mevcuttur. Üretim sonrası işlemlerin (yıkama ve kütleme) standardizasyonu, baskı parametrelerinin optimizasyonu, uzun dönem biyouyumluluk ve mekanik dayanıklılık testlerinin artırılması bu alanın gelişimi açısından öncelikli araştırma konularıdır. Ayrıca, kullanılan fotopolimerlerin kimyasal stabilitesi, maliyet-etkinlik analizi, klinik protokollerle entegrasyonu ve düzenleyici otoriteler tarafından belirlenecek kalite standartları, teknolojinin yaygın klinik kullanımı için belirleyici olacaktır. Sonuç olarak, üç boyutlu yazıcı teknolojileri yalnızca üretim süreçlerinde devrim yaratmakla kalmayıp, diş hekimliğinde bireyselleştirilmiş, güvenli ve etkili tedavi yaklaşımlarının gelişmesine de olanak tanımaktadır. Bilimsel ve teknolojik ilerlemelerle birlikte, 3B baskı sistemlerinin diş hekimliği uygulamalarında standardize edilmiş, kanıta dayalı bir üretim yöntemi olarak konumlanması kaçınılmaz görünmektedir.

## REFERENCES / REFERANSLAR

1. Gross BC, Erkal JL, Lockwood SY, Chen C, Spence DM. Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. *Anal Chem.* 2014;86(7):3240-53.
2. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont.* 2012;21(8):641-4.
3. Wang Q, Mitsumura N, Chen Q, Sarkar A, Kurokawa H, Sekiguchi K, et al. Investigation of condensation reaction during phenol liquefaction of waste woody materials. *International Journal of Sustainable Development and Planning.* 2014;9(5):658-68.
4. Yalçın B, Ergene B. Endüstride yeni eğilim olan 3-d eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi.* 2017;9(3):65-88.
5. Wohlers TT, Associates W, Caffrey T. Wohlers Report 2015: 3D Printing and Additive Manufacturing State of the Industry Annual Worldwide Progress Report: Wohlers Associates; 2015.
6. Sachs EM, Haggerty J, Cima M, Williams P. Inventors; Massachusetts institute of technology, assignee. Three-dimensional printing techniques United States patent US. 1993;5(204,055).
7. Pırjan A, Petroşanu D-M. The impact of 3D printing technology on the society and economy. *J Inf Syst Oper Manag.* 2013;7(2):360-70.



8. Villath AU. Investigation of Surface, Mechanical and Biocompatibility Properties of Post-processing Methods on 3D Printed Models Intended for Clinical Applications: State University of New York at Buffalo; 2017.
9. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*. 2014;2014.
10. Pieterse F, Nel AL, editors. The advantages of 3D printing in undergraduate mechanical engineering research. 2016 IEEE Global Engineering Education Conference (EDUCON); 2016: IEEE.
11. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *Journal of Dentistry*. 2021;109:103630.
12. Lee JH, Prud'Homme RK, Aksay IA. Cure depth in photopolymerization: Experiments and theory. *Journal of Materials Research*. 2001;16(12):3536-44.
13. Cabral JT, Douglas JF. Propagating waves of network formation induced by light. *Polymer*. 2005;46(12):4230-41.
14. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive materials*. 2020;5(1):110-5.
15. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials*. 2016;32(1):54-64.
16. Wang J, Goyanes A, Gaisford S, Basit AW. Stereolithographic (SLA) 3D printing of oral modified-release dosage forms. *International journal of pharmaceutics*. 2016;503(1-2):207-12.
17. Cho Y, Lee I, Cho D-W. Laser scanning path generation considering photopolymer solidification in micro-stereolithography. *Microsystem technologies*. 2005;11(2-3):158-67.
18. Asif M, Ramezani M, Sun X, Wang L, Xu X, Giffney T, et al., editors. A New 3D Printing Technique Using Extrusion of Photopolymer. Conference Paper, Jan; 2017.
19. Jacobs PF. Stereolithography and other RP&M technologies: from rapid prototyping to rapid tooling: Society of Manufacturing Engineers; 1995.
20. Palucci Rosa R, Rosace G. Nanomaterials for 3D printing of polymers via stereolithography: Concept, technologies, and applications. *Macromolecular Materials and Engineering*. 2021;306(10):2100345.
21. Florence JM, Yoder LA, editors. Display system architectures for digital micromirror device (DMD)-based projectors. *Projection displays II*; 1996: SPIE.
22. Wu L, Zhao L, Jian M, Mao Y, Yu M, Guo X. EHMP-DLP: Multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyping Journal*. 2018;24(9):1500-10.
23. Balli J, Kumpaty S, Anewenter V, editors. Continuous liquid interface production of 3D objects: An unconventional technology and its challenges and opportunities. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition; 2017: American Society of Mechanical Engineers.
24. Wu D, Zhao Z, Zhang Q, Qi HJ, Fang D. Mechanics of shape distortion of DLP 3D printed structures during UV post-curing. *Soft matter*. 2019;15(30):6151-9.



25. Šerčer M, Rezić T, Godec D, Oros D, Pilipović A, Ivušić F, et al. Microreactor production by PolyJet matrix 3D-printing technology: Hydrodynamic characterization. *Food technology and Biotechnology*. 2019;57(2):272-81.
26. Javaid M, Haleem A, Kumar L. Current status and applications of 3D scanning in dentistry. *Clinical Epidemiology and Global Health*. 2019;7(2):228-33.
27. Chua CK, Leong KF, Lim CS. *Rapid prototyping: principles and applications (with companion CD-ROM)*: World Scientific Publishing Company; 2010.
28. Kim D, Shim J-S, Lee D, Shin S-H, Nam N-E, Park K-H, et al. Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers*. 2020;12(11):2762.
29. Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(7):540-8.
30. Jurado CA, Tsujimoto A, Alhotan A, Villalobos-Tinoco J, AlShabib A. Digitally fabricated immediate complete dentures: case reports of milled and printed dentures. *Int J Prosthodont*. 2020;33(2):232-41.
31. Chen Z, Li Z, Li J, Liu C, Lao C, Fu Y, et al. 3D printing of ceramics: A review. *Journal of the European Ceramic Society*. 2019;39(4):661-87.
32. Bilgin MS, Erdem A, Aglarci OS, Dilber E. Fabricating complete dentures with CAD/CAM and RP technologies. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(7):576-9.
33. Salmi M, Paloheimo K-S, Tuomi J, Ingman T, Mäkitie A. A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of the Royal Society Interface*. 2013;10(84):20130203.
34. Asiri W, Domagala D, Cho S-H, Thompson GA. A method of locating the abutment screw access channel with cone-beam computed tomography and a 3D-printed drilling guide. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(2):210-3.
35. Kalman L, Hosein Y, Chmel T. Workflow development of a 3D printed novel implant abutment. *3D Printing and Additive Manufacturing*. 2019;6(5):235-7.
36. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*. 2013;39(6):743-9.
37. Cornelius C-P, Smolka W, Giessler GA, Wilde F, Probst FA. Patient-specific reconstruction plates are the missing link in computer-assisted mandibular reconstruction: a showcase for technical description. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015;43(5):624-9.
38. D'haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. *Periodontology 2000*. 2017;73(1):121-33.
39. Westover B. Three-dimensional custom-root replicate tooth dental implants. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. 2019;31(3):489-96.
40. Pessanha-Andrade M, Sordi MB, Henriques B, Silva FS, Teughels W, Souza JC. Custom-made root-analogue zirconia implants: A scoping review on mechanical and biological benefits. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2018;106(8):2888-900.



41. Teerdha PD, Admali M, Smriti K, Pentapati KC, Vineetha R, Gadicherla S. 3D bio-printing—a review on current application and future prospects in dentistry. *Journal of International Dental and Medical Research*. 2019;12(3):1202-10.
42. Vasamsetty P, Pss T, Kukkala D, Singamshetty M, Gajula S. 3D printing in dentistry—Exploring the new horizons. *Materials Today: Proceedings*. 2020;26:838-41.
43. Athirasala A, Lins F, Tahayeri A, Hinds M, Smith AJ, Sedgley C, et al. A novel strategy to engineer pre-vascularized full-length dental pulp-like tissue constructs. *Scientific reports*. 2017;7(1):3323.
44. Ikeda E, Morita R, Nakao K, Ishida K, Nakamura T, Takano-Yamamoto T, et al. Fully functional bioengineered tooth replacement as an organ replacement therapy. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2009;106(32):13475-80.
45. Jung RE, Schneider D, Ganeles J, Wismeijer D, Zwahlen M, Hammerle C, et al. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *Database of Abstracts of Reviews of Effects (DARE): Quality-assessed Reviews [Internet]*. 2009.
46. Tahmaseb A, Wismeijer D, Coucke W, Derksen W. Computer technology applications in surgical implant dentistry: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29.
47. Martorelli M, Gerbino S, Giudice M, Ausiello P. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. *Dental Materials*. 2013;29(2):e1-e10.
48. Farronato G, Santamaria G, Cressoni P, Falzone D, Colombo M. The digital-titanium Herbst. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 2011;45(5):263-88.
49. Citarella R, Armentani E, Caputo F, Lepore M. Stress analysis of an endosseous dental implant by BEM and FEM. *The Open Mechanical Engineering Journal*. 2012;6(1).
50. Tarraf NE, Ali DM, editors. Present and the future of digital orthodontics☆. *Seminars in Orthodontics*; 2018: Elsevier.
51. Bayarsaikhan E, Lim J-H, Shin S-H, Park K-H, Park Y-B, Lee J-H, et al. Effects of Postcuring Temperature on the Mechanical Properties and Biocompatibility of Three-Dimensional Printed Dental Resin Material. *Polymers*. 2021;13(8):1180.
52. Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019;31(1):51-7.
53. Mostafavi D, Methani MM, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Revilla-León M. Influence of the rinsing postprocessing procedures on the manufacturing accuracy of vat-polymerized dental model material. *Journal of Prosthodontics*. 2021;30(7):610-6.
54. Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *Journal of applied biomaterials & functional materials*. 2018;16(3):151-60.
55. Decker C. The use of UV irradiation in polymerization. *Polymer International*. 1998;45(2):133-41.
56. Nowacki B, Kowol P, Koziół M, Olesik P, Wieczorek J, Waclawiak K. Effect of post-process curing and washing time on mechanical properties of mSLA printouts. *Materials*. 2021;14(17):4856.



57. Ahmad KW, Mohamad Z, Othman N, Man SHC, Jusoh M. The Mechanical Properties of Photopolymer Prepared Via 3D Stereolithography Printing: The Effect of UV Curing Time and Anisotropy. CET Journal-Chemical Engineering Transactions. 2020;78.
58. Miedzińska D, Gieleta R, Popławski A. Experimental study on influence of curing time on strength behavior of sla-printed samples loaded with different strain rates. Materials. 2020;13(24):5825.