

Eklemeli Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri

Additive Computer Aided Manufacturing Methods

Ayşe Gözde TÜRK

<https://orcid.org/0000-0002-6397-7084>

Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU

<https://orcid.org/0000-0003-4268-8977>

M. Erhan ÇÖMLEKOĞLU

<https://orcid.org/0000-0002-0915-5821>

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İzmir

Atıf/Citation: Türk , A.G., Çömlekoğlu, M.D., Çömlekoğlu, M.E., (2022). Eklemeli Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2022; DİJİTAL DİŞ HEKİMLİĞİ ÖZEL SAYI, 85-94.

ÖZ

Eklemeli üretim yöntemi veya üç boyutlu (3B) baskı yöntemi günümüzde protetik restorasyonların üretiminde geniş istihdam alanı sağlayan bir teknolojidir. Dijital diş hekimliğindeki eklemeli üretimin artışı iş akışını kolaylaştırmakla birlikte, hekimlerin ve diş teknisyenlerinin ilgisini çekmektedir. Eksiltmeli üretim yöntemiyle fabrike edilen restorasyonların dayanak diş ile olan uyumu, eklemeli üretim yöntemiyle de sağlanmaya çalışılmaktadır. Ayrıca iş akışı da standardize ve hızlı olduğundan teknisyen ve hekim açısından oldukça zaman kazandırıcıdır. Hasta verilerinin dijital ortamda saklanabilmesi, ileride yaşanabilecek komplikasyonlarda yeniden üretim kolaylığı da sağlamaktadır. Ancak kazıma teknolojisinden eklemeli üretim teknolojisine geçişte özellikle estetik beklentilerin yüksek olduğu seramik ve polikristalin seramik (zirkonya) yapıların üretimlerinde uyum ve netlik sorunları yakın gelecekte aşıldığında ve klinik veriler ile desteklendiğinde günlük iş akışında bir zorunluluk olarak yakın gelecekte dental tedavilerde yerini alacaktır. Dijital diş hekimliğinin bu alanı, protetik diş tedavisinde, ortodontide, çene-yüz cerrahisinde ve implantolojide kullanım alanına sahiptir. Artan bu ilginin yanında, diş hekimliğinde eklemeli üretimin kullanımı ile ilgili bilgi eksikliği bulunmaktadır. Bu derleme, diş hekimliğinde eklemeli üretimin farklı dental materyallerle birlikte kullanımını sunmayı amaçlamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Eklemeli üretim, 3B baskı, dijital diş hekimliği

ABSTRACT

Additive manufacturing or three-dimensional (3B) printing is currently widely employed technology to produce dental prosthetic restorations. The pace of development in digital dental manufacturing has become impressive both for dentists and for dental technicians. High levels of productivity and accuracy of fit have been achieved by subtractive processes, while additive processes (3D printing) are increasingly coming to the fore. The primary manufacturing method of zirconia ceramic crowns is computer-aided design and computer-aided manufacture (CAD-CAM), but a disadvantage of this technique is material waste. Zirconia crowns produced by 3D printing meet the trueness requirements, and 3D printing may be suitable for fabricating zirconia crowns. Its application shows that this field of digital dentistry has potential for everyday usage across prosthodontics, orthodontics, maxillofacial surgery and oral implantology. This technology is used to manufacture crowns, bridges, prosthesis, models, surgical guides with lesser time and cost. However, despite its increasing interest, there is a lack of information about using additive manufacturing in dentistry. This review aims to present the use of additive technology in dentistry along with different dental materials.

Keywords: Additive manufacturing, 3D printing, digital dentistry

Eklemeli Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri

Dijital diş hekimliğinde, üretim yöntemlerindeki gelişmeler son yıllarda artış göstermiştir. Eksiltme veya kazıma yöntemleriyle elde edilen restorasyonların kenar ve iç uyumlarındaki netlik ve üretimlerinin yüksek seviyelerde olmasına karşın eklemeli üretim yöntemleri (3 boyutlu (3B) baskı) de artış göstererek ön sıralara yerleşmiştir. Lazer sinterleme ile Bilgisayar Destekli Nümerik Kontrol (CNC) makinesi veya dijital tasarım ve 3B baskı ile analog seramik presleme yöntemleri gibi farklı üretim yöntemlerinin kombinasyonları, gelişime ve kullanıma açıktır.¹

Diş Hekimliğinde Dijital Üretim ve 3B Baskının günümüzdeki durumu

İnsanların gereksinimlerindeki değişimler, tüm alanlarda olduğu gibi dental teknoloji alanını da etkilemektedir. Bu değişimlerden biri; dental protezlere olan gereksinimin yüksek olmasına karşın dental teknoloji alanında donanımlı çalışan sayısındaki azalmadır.^{1,2} Ayrıca, hastaların dental tedavilere ayıracakları zaman da kısalmaktadır. Dijital dönüşümün etkinliğinin artmasıyla günümüzde analog işlemlerin yol açtığı sınırlamalar en aza indirgenmeye başlamıştır. Diş laboratuvarlarındaki dijital işlemler, kullanılan materyal özelliklerinin artması ve kullanıcı rahatlığı sağlamasıyla birlikte, daha uyumlu ve hassas ürünlerin ortaya çıkmasını ve tekrar üretilmesini sağlamaktadır. Dental laboratuvarların büyük bir çoğunluğu, dijital sistemlerle analog sistemlerin dengesini kurarak, ürünlerin değişime ayak uydurması yanısıra geleneksel izler taşımasını da birleştirmeye çalışmaktadır. 3B baskı yöntemi bu gelişimin önemli bir ayağını oluşturmaktadır.

Daha kolay bir anlatım ile, eklemeli üretim yöntemi şu şekilde özetlenebilir: Diş teknisyeni bilgisayar üzerinde (Bilgisayar destekli tasarım) bir dijital veri seti oluşturur ve daha sonra verilerin 3B yazıcıya gönderilerek fiziksel cisme dönüşecek bir 3B nesne tasarlar. Tasarlanmış olan protezin depolanma dosyası, STL (standard transformation language) formatındadır. Tasarlanan protezin katman katman üretim aşamasından önce depolanan STL formatındaki dosya birkaç tabakaya ayrılarak üretim aşamasına geçilir.³ Tüm eklemeli yöntemlerin en büyük avantajı, 3B nesnelerin ekran üzerinde sınırsız şekilde ve karmaşıklık düzeyinde tasarlanıp gerçekleştirilmesini sağlayabilmesidir. Elde edilen ürünün estetik ve mekanik özellikleri bu 3B tasarım aşamasından geçmektedir. Bu durum prefabrik bloklarla üretici firmanın önceden belirlediği materyal özelliklerini barındıran eksiltmeli yöntemlerde mümkün olmamaktadır. Kişiselleştirebilme seçeneği, dijital nesnelerin daha hızlı, kolay ve ekonomik olabilmeleri, eklemeli üretim yöntemlerinin dijital diş hekimliğinde bir köşe taşı olmalarına neden olmuştur (Diş hekimliği 4.0).^{4,5,6}

Eklemeli üretim yönteminin Tarihçesi

Üç boyutlu baskı yöntemi olarak da adlandırılan eklemeli üretimin endüstriyel seviyedeki ilkleri 1980'lerde piyasaya sunulmuştur. İlk 3B baskı makinesi Charles W. Hull tarafından 1986'de patentini almıştır. Bu dönemde 3B baskı makineleri çoğunlukla hızlı prototipleme için kullanılmaktaydı. Eriyik yığma modelleme (fused deposition modeling (FDM)) işleminin 2009'da patent süresinin bitmesini takiben, 3B baskı makineleri dental sektöre de girmiştir. Baskı üniteleri küçülüp ekonomik oldukça uygulama alanları da genişlemiştir. Baskı yapılabilen materyallere, plastikler, metal, seramik ve insan dokusu da eklenmiştir.¹

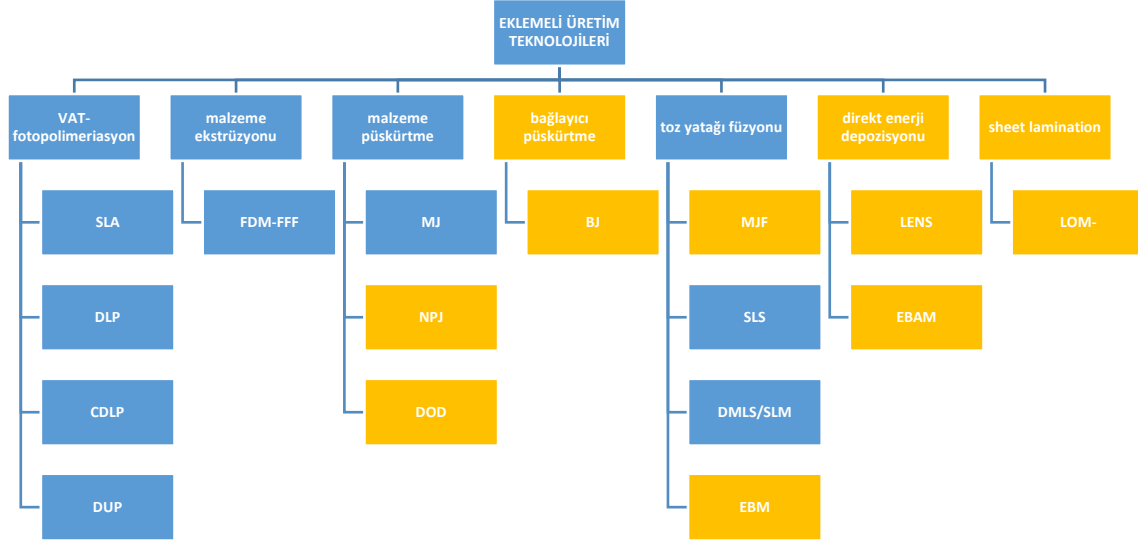
Eklemeli üretim aşağıdaki yedi sınıf altında toplanabilir: (Grafik 1)

- Kazan fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization (VPP))
- Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion (MEX))
- Malzeme püskürtme (Material jetting (MJT))
- Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting (BJT))
- Toz yataklı füzyon (Powder-bed fusion (PBF))
- Yönlendirilmiş enerji biriktirme (Directed energy deposition (DED))
- Sac laminasyon (Sheet lamination (SHL))

Bu işlemlerden dental sektörde kullanılanlar (Grafik 1) ve kullanılan materyaller⁷:

- Kazan fotopolimerizasyonu (VPP):
 - ❖ Stereolitografi (SLA): Akrilat fotopolimer, plastik, seramik.
 - ❖ Direkt ışık işleme (DLP): UV ile polimerize olan reçineler, seramik.
 - ❖ Devamlı direkt ışık işleme (CDLP): UV ile polimerize olan reçineler, seramik.
 - ❖ Direkt UV baskı (DUP): UV ile polimerize olan reçineler.
- Malzeme ekstrüzyonu (MEX)
 - ❖ Birleşik Depo Modelleme (Fused Deposition Modelling) (FDM) / Birleşik Filaman Üretim (Fused Filament Fabrication (FFF)): Polikarbonat, Akrilonitril butadin sitrin (ABS)
- Malzeme püskürtme (MJT): Plastik
- Toz yataklı füzyon (PBF)
 - ❖ Seçici Lazer Sinterleme (SLS): Termoplastikler, plastik, metal, seramik.
 - ❖ Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) / Seçici Lazer Eritme (SLM): Titanyum, kobalt, alüminyum, bronz, nikel alaşımları ve çelik.

Farklı eklemeli üretim teknolojilerinin avantaj ve dezavantajları tabloda özetlenmiştir (Tablo 1).³



Garfik 1. Mavi renk: Eklemeli üretim yöntemlerinden dental uygulaması olanlar, Sarı renk: Eklemeli üretim yöntemlerinden dental uygulaması olmayanlar

Tablo 1. Eklemeli üretim yöntemlerinin avantaj ve dezavantajları

Eklemeli üretim teknolojileri	Avantaj	Dezavantaj
Stereolitografi	- İyi yüzey kalitesi ve yüksek doğruluk - Büyük platform - Hızlı	- Destek çerçevesi gerektirir - Pahalı - Daha uzun işlem sonrası süreleri
Malzeme ekstrüzyonu	Ekonomik	- Doğruluk, püskürtme ucu çapıyla sınırlıdır. - Yavaş
Toz yataklı füzyon	- Ekonomik - Prototipler için uygun - Ek destek yapılarına gerek yok	- Yüzey kalitesi parçacık boyutuna bağlıdır - Yavaş - Yüksek güç gereksinimleri
Doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı	- Yüksek damlacık birikimi doğruluğu ve daha az atık - Birden fazla malzeme ve renk art arda basılabilir	- Mürekkep şeklinde manipüle edilebilen malzemelerle sınırlıdır - Genellikle destek malzemesi gerektirir
Bağlayıcı püskürtme	- Birden fazla malzeme ve renk art arda basılabilir - Hızlı	- Daha uzun işlem sonrası süreleri - Bağlayıcı ile uyumlu olmayan malzemeler için uygun değildir

Dental endikasyonlar ve 3B Baskı uygulamaları

Yukarıdaki sınıflamada da söz edildiği gibi tüm eklemeli üretim teknolojileri diş laboratuvarında veya muayenehanelerde kullanıma uygun değildir. Diş hekimliği alanında kullanımı, teknolojik yönden olmasa da kullanılan malzeme açısından büyük potansiyele sahiptir.

1. Eklemeli üretim ve metaller:

- a) Lazer sinterleme ile kron ve köprü restorasyonların üretimi: Metal alaşımlarla eklemeli üretim tekniği 2002'den beri dental sektörde başarıyla kullanılmaktadır. Lazer sinterlemenin kullanılması, değerli olmayan metal alaşımların işlenmesinde o yıllarda bir devrimi temsil etmekteydi.¹ Günümüzde de Co-Cr alaşımlarla kron ve köprü protezlerinin üretilmesinde standart bir işlem halinde gelmiştir.⁸ Uzun köprü restorasyonların da

dayanak dişler/implant dayanaklar üzerine pasif uyumlu olarak yerleşebilmesi sağlanmaktadır. Tek bir platform üzerinde çok sayıda kron-köprü restorasyonunun üretim süresini kısaltarak, maliyetin de azalmasını sağlamıştır.

Üyeler platformdan ayrılmadan önce termal işlem adımı gerçekleştirilmektedir. Bu işlem bazı üretim merkezlerinde otomasyonla yapılmaktadır. Termal işlem sonrası ayrılan üniteler, manuel olarak bitirilmektedirler. Lazerle sinterlenmiş soy olmayan metal alaşımlı kron ve köprü restorasyonlarının fiziksel ve mekanik özellikleri, döküm restorasyonlarla karşılaştırılabilir niteliktedir.¹

b) Hareketli bölümlü protezlerin üretimi

Kroşe tutuculu hareketli bölümlü protezlerin üretimi dijital olarak tasarlanarak eksiltme yöntemleri yanısıra eklemeli yöntemlerle de üretilebilir.

mektedir. Lazer sinterleme ile üretilen hareketli bölümlü protezlerin retansiyon kuvvetinin, döküm yöntemiyle üretilen ile benzer olduğu, olası küçük pürüzlerin tüm kroşelere homojen dağılım gösterdiği bir çalışmada belirtilmiştir.⁹

c) Hibrit üretim

Dijital dental teknolojide hibrit yöntem ise, eklemeli yöntemin etkinliği ile, eksiltmeli yöntemdeki CNC freze cihazının hassaslığını birleştirmektedir.^{10,11} Böylelikle, daha hassas, daha uyumlu ve yüzey özellikleri iyi restorasyonların üretildiği belirtilmiştir. Almanya'da bulunan Datron adlı firma hibrit üretimi 8 yıldan fazla süredir gerçekleştirmektedir. Datron, Concept Lazer ve the Follow Me Teknoloji Grubu hibrit iş akışının, standart frezleme cihazlarına aktarılması üzerinde çalışmaktadırlar. Hibrit üretimin önemli bir noktası, eklemeli üretimdeki sıfır noktasının frezleme cihazına aktarımıdır. Bu amaçla, sinterleme aşamasında platform üzerine 3 ölçüm pini oluşturulur. Bu pinler Datron D5 frezleme ünitesinin okuma ucu tarafından okunarak, lazer sinterlenmiş üyelerin tam pozisyonunda algılanmasını sağlarlar.

2. Eklemeli üretim ve polimerler

a) Lazer Kaynağı Kullanan Stereolitografi Yöntemi (SLA)

Üç boyutlu baskı sistemleri ilk olarak kullanılmaya başlandığında, lazer ışınları likitleri katılaştırmak için kullanılmıştır.¹ Charles Hull tarafından 1980'lerin başında tanıtılarak "ultraviyole ile sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı objelerin yapımı" olarak tanımlanmıştır. Üretim temel aşamaları şunlardır:

- o CAD programında objenin 3B bir modeli tasarlanır.
- o Bir yazılım paketi CAD modelini ince tabakalara ayırır.
- o Lazer, tank içindeki sıvı rezini tarar ve sertleştirerek ilk tabakayı oluşturur.
- o Platform 1 milimetreden küçük bir miktarda tank içine iner ve lazer yeni tabakayı tarar.
- o Model tamamlanana kadar bu işlem tabaka tabaka tekrar edilir.
- o İşlem sona erince obje bir çözücü ile durulanır ve rezinin tamamen sertleşmesi için ultraviyole fırına yerleştirilir.^{4,12}

Başlangıçta çok pahalı olan sistemler, günümüzde daha ekonomiktir. Formlabs (Sommerville, ABD) yaklaşık 5 yıl kadar önce dental uygulamalar için 3B yazıcı piyasaya sunmuştur.

b) Dijital Işık İşleme (DLP)

Günümüzde dental sektörde kullanılan en popüler eklemeli üretim yöntemidir. DLP yazıcıların tasarımı SLA yazıcılara benzer. Ancak ana fark kullanılan ışık kaynağıdır. SLA yazıcılarda ışık kaynağı olarak lazer ışını kullanılırken; DLP yazıcılarda 380 nm ve 405 nm kısa dalga boylu ışık, Dijital Mikroayna Aygıtı (DMD) ile yönlendirilerek kullanılır. Tek geçişte bütün fotopolimer reçine üzerine uygulandığı için SLA'dan daha hızlıdır. Ancak sistemdeki obje oluşturma platformu z aksı boyunca hareket ettiği için, objenin boyutu z aksına göre ne kadar küçükse maliyet o oranda azalır.¹

c) Malzeme Püskürtme / Malzeme Jeti (MJT)

Klasik bir mürekkep püskürtmeli yazıcıya benzer şekilde çalışır. Tek bir katman yazdırmak şeklinde değil de, birden çok katmanın birbirleri üzerine eklenmesiyle 3B katı cisim oluşturulur. Baskı kafası çok sayıda fotopolimerize damlacığı püskürtür ve 1 katmanı tamamlar. Ardından ultraviyole ışık ile bu katmanı polimerize ederek sertleştirir. Platform 1 katman kalınlığı aşağıya hareket eder ve tüm cisim oluşana kadar bu işlem sırası tekrarlanır.¹³

Polimerlerin Eklemeli Üretim Endikasyonları

- ❖ Ağız içi tarama verilerine dayalı model üretimi
- ❖ Kılavuzlu implant cerrahisi için şablonlar (delme stentleri)
- ❖ Özel ölçü kaşıkları
- ❖ Oklüzal splint üretimi
- ❖ Gerçekçi eğitim modellerinin üretimi
- ❖ Grafik 3D modellerin üretimi
- ❖ VarseoSmile Crown plus-3D kalıcı tek diş restorasyonlarının baskısı (Bego, Bremen, Almanya)

3. Eklemeli üretim ve seramikler

a) İndirekt Teknik

- ❖ Dekema tarafından Trix baskı işlemi (Freilassing, Almanya)
- ❖ IPS e.max Dijital Baskı Tasarımı-Ivoclar Vivadent'in Mum Ağacı (Schaan, Lihtenştayn)

Dekema Trix Print Seramiklerin İndirekt 3 Boyutlu Baskısı

Dekema (Freilassing, Almanya), yenilikçi Trix sistemi ile preslenebilir seramiklere yeni bir yaklaşım getirmektedir. Dijital tasarımın avantajlarını, kanıtlanmış

seramik presleme teknolojisinin verimliliği ile birleşmektedir. Sistem, mumlamadan preslemeye kadar tüm işlemlerin dijital haritasını çıkartır.¹

1. Tarama ve CAD Tasarımı

Ağzın durumu, direkt yöntemle bir intraoral tarayıcı aracılığıyla doğrudan dijital olarak veya indirekt yöntem kullanılarak analog bir ölçü alındıktan sonra ana modelin taranması ile elde edilebilir. Dijital presleme teknolojisi, her iki yöntem için de uygundur. Parsiyel kronlar, standart CAD yazılım araçlarını kullanarak verimli bir şekilde alınabilirler.¹

2. Üç Adede Kadar Pres Pistonu İçin Döküm Boşluğu ve Yer Tutucuların Otomatik Eklenmesi

İlgili CAD sisteminden preslenecek nesneleri seçtikten sonra, Trix CAD bütün mum modelajı otomatik olarak tasarlar. Bu tasarım 3 adet pres pistonu için yer tutucuları da kapsar. Bu sistem en fazla 3 adet preslenebilir çekirdek (*ingot*) basamak için gereken yer tutucuları ve mum modelajı bir işlemde tasarlar. Preslenebilir çekirdekler farklı tonlarda olabilir. Trix CAM, gerekli katman şablonunu belirler ve bunu Dekema Trix baskı 3D yazıcısına gönderir.¹

3. Dekema Trix Print 3D Yazıcıyı Kullanarak 3B Baskı

Dilimlenmiş katman verileri, Trixpress mufla sisteminin yapı platformunda yazdırılır. İlişkili Trix döküm yazdırılabilir ısıtılarak uzaklaşan malzeme de Dekema tarafından yapılmıştır.¹

4. Baskı

3D baskıyı, nesnelerin temizlenmesi ve sertleştirilmesi ardından da Trixpress muflasına yatırılması takip eder. Ön ısıtma fırınında ısıtma ve kalıntısız kalsinasyondan sonra presleme seramiği mufla içine yerleştirilir ve genellikle Trixpress ile preslenir.¹

5. Bitim ve Cilama

Preslemeden sonra parsiyel kronlar standart prosedür izlenerek sonlandırılır; bu iş akışı ile analog iş akışı arasında hiçbir fark yoktur. Dijital bir iş akışıyla çalışırken, proksimal ve oklüzal kontaklarla birlikte uyumun kontrol edilmesi için 3D baskılı bir model aracılığıyla dişlerin tarama verilerinin kaydedilmesi önerilir. Daha sonra boyama ve glazür ile fırınlama, bölümlü kronların üretimini tamamlar.¹

b) Direkt Teknik

- SLA süreci, ör. 3DCeram (Limoges, Fransa)
- DLP süreci, örneğin, Lithoz'un LCM (litografi tabanlı seramik üretimi, LCM) (Viyana, Avusturya)
- Malzeme ekstrüzyonu (füzyon filament üretimi, FFF; macun ekstrüzyon modellemesi, PEM)

- Malzeme püskürtme/nanoparçacık püskürtme, örneğin XJET (Rehovot, İsrail)
- Bağlayıcı püskürtme, örneğin 3D Sistemler (Rock Hill, SC, ABD)
- SLS süreci (Münih Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Departmanında araştırma projesi, Bayreuth, Almanya'daki Friedrich Baur Biyo-malzemeler Enstitüsü ve Lichtenfels, Almanya'daki Konsept Lazer)
- Lamine nesne yerleştirme (LOM) süreci

Dental Seramik Üretimi İçin Günümüze Kadar Araştırılan Eklemeli Üretim Teknolojileri³ Tablo 2'de belirtilmiştir.

Tablo 2. Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan seramik çeşitleri

Eklemeli Üretim Teknolojileri	Seramik Tipi
Stereolitografi	Zirkonya Alümina
Malzeme ekstrüzyonu	Feldspatik porselen Zirkonya
Toz yataklı füzyon	Feldspatik porselen
Doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı	Zirkonya
Bağlayıcı püskürtme	Feldspatik porselen

I. SLA Süreci

SLA, bir tekne bulunan ışığa duyarlı reçine kaplı seramik karışımın boyutsal olarak kontrollü polimerizasyonuna dayanır. Karışımın yüzeyini, nesnenin şekli tarafından belirlenen bir modelde aydınlatmak için bilgisayar kontrollü bir lazer ışını, ultraviyole (UV) ışık veya dijital ışık projeksiyonu (DLP) kullanılır. Sonuç olarak, aydınlatılmış reçinenin ilk tabakası katılır ve yapı platformuna yapışır. Yapı platformu sırayla tekneye iner ve başka bir karışım tabakasıyla yeniden kaplanır, ardından fotopolimerizasyon yapılır. Sonuç olarak oluşan yeşil kısım, kürlenmiş reçine polimerinin yakılması için ayırma işlemine tabi tutulur, ardından seramiğin sinterlenmesi yapılır.^{3,14,15} SLA, hastaya özel modeller, cerrahi kılavuzlar, özel maksillofasiyal implantlar ve protezler, protez kaideleri, şeffaf hizalayıcılar, ağız koruyucular, geçici restorasyonlar ve tüm seramik restorasyonların imalatında kullanılmıştır.^{3,16,17}

Çalışmalar, SLA yöntemiyle üretilen zirkonya kronların yüzey doğruluk gereksinimlerini karşıladıklarını, keskin ve doğal yapılı fissürlerin eksiltmeli yöntemle göre daha üstün bir şekilde oluşturulduğunu; DLP yöntemiyle üretilen zirkonya implantların yeterli boyutsal doğruluğa sahip olduklarını belirtmektedirler. Eklemeli üretim zirkonyası sadece monolitik olarak değil, alt yapı olarak da kullanıldığı ve porselenle yeterli bağ dayanımı gösterdiği bildirilmiştir.¹⁸

Son zamanlarda monolitik olarak eklemeli üretilen kendinden cilalı (self-glazed zirconia) (SGZ), 3B jel

depozisyonu yaklaşımı ile geliştirilmiştir. Bu şekilde, zirkonyanın tartışmalı olan yüzey cilalama işleminin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amaçlanmıştır.^{18,19,20}

SLA ile Üretilen Dental Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Dental seramiklerin ağız içi çiğneme kuvvetlerine dayanabilmesi için yeterli mekanik özelliklere sahip olması gerekir. Eğilme mukavemeti, kırılma tokluğu ve Weibull modülü dahil olmak üzere dental seramiklerin eklemeli üretime uygunluğunu belirlemek için değerlendirilebilecek çeşitli parametreler vardır.^{3,21,22,23,24}

- ⇒ Klinik kullanım için dental seramikler, en az 300 MPa'lık bir 3 nokta eğilme mukavemetine sahip olmalıdır.^{3,25}
- ⇒ Bir malzemenin kırılma tokluğu, onun çatlak yayılmasına karşı direncini gösterir. Kritik kırılma tokluğu (K_{IC}), çatlak yayılımının başladığını gösterir. Bu nedenle düşük bir K_{IC} değeri, bir malzemenin düşük kırılma tokluğu ve klinik performansı ile uyumludur.^{3,26,27}
- ⇒ Bir Weibull dağılımı iki parametreye dayanır: Weibull modülü ve Weibull karakteristik mukavemeti.^{3,28} Weibull Modülü, malzemelerin yapısal güvenilirliğini ve homojenliğini ölçer. Asimetrik bir mukavemet dağılımı sergileyen ve düşük bir karakteristik mukavemete sahip olan seramik gibi malzemelerin kullanımına izin verir.^{3,22} Yüksek bir Weibull modülü, seramiklerin klinik uygulamaları için istenilen, dar bir mukavemet dağılımına ve daha büyük yapısal güvenilirliğe işaret eder.^{3,29}

II. Seramiklerin Doğrudan 3B Baskısı: Litografik seramik üretim (LCM) Teknolojisi

Diş hekimliğinde doğrudan 3B baskı için henüz piyasaya hazır bir uygulama bulunmamaktadır; ancak en gelişmiş yaklaşım Lithoz (Viyana, Avusturya) tarafından patentli LCM sürecidir.^{1,30,31}

Çeneleri taradıktan ve restorasyonu CAD ile tasarladıktan sonra, litografi tabanlı seramik üretim (LCM) teknolojisi kullanılarak tam konturlu kron üretilir. LCM süreci, dijital ışık işlemeye (DLP) dayanmaktadır. Burada ışığa duyarlı seramik seçici olarak kürlenir, yüksek dolgu içeriği ve önceden sinterlenmiş boşlukta seramik parçacıkların yoğun bir şekilde paketlenmesi sağlanır. Bu, hatasız ve yoğun seramik nesneler üretmek için gereklidir. Polimer ağı seramik parçacıkları birbirine bağlar. Dental uygulamalar için kullanılan yazıcı; CeraFab 7500 Dental 3D'dir.¹

Eklemeli üretim sürecinden sonra, kronlar, organik bağlayıcı malzemeyi içeren "yeşil gövdeler"(yarı sinterize) halindedirler. Bir sonraki adımda birkaç saatlik bir süre boyunca 1000 °C'de termal ayrıştırma ile ayrılır. Bu, herhangi bir bağlayıcı içermeyen ve dağılmayı önleyen katı sinterleme köprüleri oluşturmuş olacak olan "beyaz gövde"yi (tam sinterize) oluşturur.¹

Bu noktada, boyama solüsyonları kullanılarak bireysel boyama gerçekleştirilir ve üç şekilde yapılabilir:

- ❖ Kronun boyama solüsyonuna daldırılması
- ❖ Bir fırça ve boyama solüsyonu kullanarak kronun özel boyanması
- ❖ İkisinin bir kombinasyonu

Kombinasyon değişkeni, tercih edilen değişken olarak gösterilmiştir. Daldırma ile temel bir boyama elde edilir, ardından özellikle kron kenarında ve insizal/oklüzal alanda çeşitli yoğun boyama solüsyonları kullanılarak bireysel karakterizasyon yapılır. Boyamadan sonra, ideal olarak kızılötesi ışık kullanılarak, son sinterleme adımından önce kronların kurutulması önemlidir. Sinterleme işlemi 1600 °C'de, 8 °C/dk ısıtma hızında ve 2 saat son sıcaklıkta tutma ile gerçekleştirilir. Soğutma hızı da 8 °C/dk'dan 500 °C'ye düşürülür ve ardından ortam sıcaklığı oda sıcaklığına soğutulur. Kronlar, 770 °C'de bir boyama ve bir cila pişirimi ile sonlandırılır.¹

III. Seramiklerin Malzeme ekstrüzyonu ile üretilmesi (ME)

Malzeme ekstrüzyonu, termoplastik bir malzemenin baskı başlığından ekstrüde edildiği ve modelleme için yaygın olarak kullanıldığı bir tekniktir. Bugün en yaygın kullanılan eklemeli üretim (AM) teknolojisidir.^{3,32}

Bir nesne oluşturmak için, baskı ve destek filamentleri, z ekseninde hareket eden bir yapı platformunda katman katman ekstrüde edilmek üzere ısıtılmış bir başlıktan geçmelidir. Başlık, her bir kesit katmanının şeklini tasarlamak için x ve y yönlerinde hareket eder ve malzeme, başlıktan ekstrüde edildikten hemen sonra sertleşir.^{3,33} ME, dental modellerin yanı sıra cerrahi kılavuzlar ve şablonların üretimi için kullanılır.^{3,34}

IV. Toz bazlı füzyon ile üretim (PBF)

Toz bazlı füzyon, toz halindeki alt tabakayı bir rezervuardan yapı platformuna yaymak için silindirler kullanır. Daha sonra, üretilen CAD dosyasının enine kesit konfigürasyonunun gerektirdiği şekilde toz partiküllerini seçici olarak kaynaştırmak için bir lazer veya bir elektron ışını kullanılır. Yapı platformu, yazdırılan katmanın kalınlığı kadar alçalır ve süreç, nesne tamamlanana kadar birkaç katman için yinelenir.^{3,35,36} PBF, aşağıdaki baskı tekniklerini içerir:

- seçici lazer eritme (SLM),
- seçici lazer sinterleme (SLS)
- elektron ışını erimesi (EBM).^{3,8}

EBM, bir enerji kaynağı olarak elektron ışını kullanır ve bu nedenle bir vakum gerektirir. Öte yandan, SLS ve SLM, odaklanmış bir yüksek enerjili lazer ışını kullanır.^{3,8,35} PBF, kron kopinglerinin, maksillofasiyal

implantların ve dental modellerin üretiminde kullanılmıştır.^{3,37}

Seramikler, SLS için stok malzemeleri olarak hizmet edebilir.^{3,38} Ancak, yüksek erime noktaları ve düşük plastisiteleri nedeniyle, seramiklerin SLS ile üretimi, metaller ve polimerlere oranla zorludur. SLS yoluyla seramik üretimi için iki temel yaklaşım benimsenmiştir. Direkt teknik, seramik partikülleri son sinterlenmiş nesneyi verecek şekilde birleştirir, buna karşın dolaylı/indirekt teknik, seramik partiküllerin füzyonu için bir polimerik bağlayıcı faza dayanır. Üretilen yeşil kısım daha sonra ayrıştırılır ve sinterlenir.^{3,39}

V. Doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı (DIP)

Doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı, baskı başlığı aracılığıyla bir yapı platformuna süspansiyonların katman bazında biriktirilmesine dayanır. Mürekkebin ekstrüde filamentler yerine damlacıklar şeklinde olması dışında, robocasting'e (robotik döküm) benzer.^{3,40,41} Seramiklerin eklemeli üretimi için mevcut teknolojiler arasında, doğrudan mürekkep püskürtmeli baskı, tamamen yoğun yeşil parçalar üretebilen tek yöntemdir.^{3,42,43} Bununla birlikte, DIP yoluyla yeşil (ham) parçaların üretilmesi için işleme parametrelerinin optimize edilmesi gerekir.³

Seramiklerin Çok Malzemeli 3B Baskısı

Seramik kullanarak eklemeli üretim alanındaki en ilginç gelişme, çok malzemeli 3B baskıdır. İlk prototipler 2014 yılında WZR şirketi tarafından sunuldu.^{1,36} Bağlayıcı püskürtme (BJT) ve malzeme püskürtme (MJT) işlemleri birleştirildi. Burada partikül dolu mürekkepler, baskı başlığı aracılığıyla doğrudan toz yatağına uygulanmaktadır. Örneğin, mürekkep için farklı bir malzeme seçilirse, iş parçasının yapısal bileşimini değiştirmek mümkündür. Metal partiküllerle doldurulmuş mürekkepler bir seramik toz yatağına enjekte edilebilir.¹

Bu alandaki en son gelişme, 2020 ortalarında Lithoz tarafından sunulmuştur. Özel olarak geliştirilmiş bir LCM yazıcı (CeraFab Multi 2M30), tek bir baskı işleminde farklı malzemelerden nesneler üretmeyi sağlamıştır. Sadece farklı seramikleri birleştirmek değil, aynı zamanda seramik-metal ve seramik-polimer nesneler yaratmayı da mümkün kılar. Malzeme kombinasyonları şu anda dört değişken içermektedir^{1,31} :

- Tek bir katmanda iki malzeme
- İkinci bir gözenekli malzeme ile birleştirilmiş daha yoğun bir malzeme
- Bileşiminde kademeli değişiklikler olan iki fazlı veya çok fazlı malzemeler
- Hem yoğunlukta hem de bileşimde kademeli varyasyonlar

Var olan tüm seçenekler, bu teknolojinin büyük potansiyel taşıdığının göstergesidir.

Bağlayıcı Püskürtme (BJ)

Bağlayıcı Püskürtme, toz maddeyi bir bağlayıcı solüsyonla yapıştırma ilkesi ile çalışır. Bir silindir, bir rezervuardan yapı platformu üzerine bir toz bazlı baskı malzemesi tabakası yayar. Bağlayıcı çözelti, basılacak tabakanın enine kesit şekline karşılık gelen alanlarda toz yatağı üzerinde başlıktan seçici olarak biriktirilir. Yapı platformu, tüm yapıyı oluşturmak için birbirini takip eden her katmanla birlikte sırayla alçalır.^{3,45} Bağlanmamış toz, işlemin sonunda geri dönüştürülen bir destek malzemesi görevi görür. BJ, diğer AM teknolojilerinden daha hızlıdır ve metaller, seramikler ve polimerler dahil olmak üzere daha geniş bir malzeme yelpazesini kullanabilir.^{3,46} Çalışma modelleri, implant uygulanması için cerrahi rehberler, uyku apnesi apareyleri, ortodontik braket rehberler ve geçici restorasyonlar bu teknik kullanılarak üretilmiştir.^{3, 47}

Dental Seramikler İçin BJ İşleme Parametreleri

BJ teknolojisini tanımlayan iki ana işleme parametresi güç ve doyumluk seviyesidir. Doyumluk seviyesi, yazıcı kafasından püskürtülen bağlayıcının içeriğidir ve güç seviyesi, bağlayıcıyı sertleştirmek için uygulanan ısının yoğunluğunu ifade eder. Yetersiz bağlayıcı içeriği seramik parçacıkların yetersiz ıslanmasına ve yeşil parçanın bütünlüğünün kaybolmasına neden olur. Aşırı bağlayıcı içeriği, potansiyel olarak bağlayıcının yetersiz kurlenmesi ve silindir ile toz yatağı arasındaki artan sürtünme nedeniyle benzer bir eğilim izler. Bu nedenle, daha yüksek doyumluk seviyelerinde üretilen yeşil parçaları yoğunlaştırmak için daha yüksek bir güç seviyesi gereklidir.^{3,48} Aşırı güç seviyeleri, bağlayıcıyı belirlenen baskı alanından yayılmasına izin vermeden zamansız bir şekilde iyileştirebilirken, düşük güç seviyeleri kısmen kurlenmiş bağlayıcıya neden olabilir.^{3,49}

BJ Tarafından Üretilen Dental Seramiklerin Mekanik Özellikleri

Zhang ve arkadaşları, BJ aracılığıyla yeşil nesnelerin üretimi için dental porselen kullanmışlar ve işleme parametrelerini değerlendirmişlerdir. Dental porselen tozunun ıslanabilirliğini artırmak için bir akış ajanı eklenmiştir. Deney, artan bağlayıcı içeriği ile basınç dayanımında bir artış ve gözeneklilikte bir azalma olduğunu göstermiştir. Ancak %50'den yüksek doyumluk seviyeleri, yazdırılan yeşil parçaların makroskopik deformasyonuna yol açmıştır. Doyumluk seviyesi gibi, daha yüksek güç seviyeleri de artan basınç dayanımları ile ilişkilendirilmiştir, ancak gözeneklilik seviyesinde önemli farklılıklar bulunmamıştır. Çalışmada, porselen diş kronlarının üretimi için %50 doyumluk seviyesi ve %60 güç seviyesi kullanılmıştır.^{3,49}

3B Baskının Sınırlamaları

3B baskı için kullanılabilecek malzemelerde de sınırlamalar vardır. Özellikle polimerler alanında, fotopolimer bazlı yazıcılar ağırlıklı olarak dental teknolojide, özellikle VAT polimerizasyonu (SLA, DLP, DUP) alanında kullanılmaktadır. Bu, kullanılabilecek reçine aralığını büyük ölçüde azaltır ve burada standart üretim işlemlerine (örneğin, CNC teknolojileri, analog üretim teknikleri) göre önemli dezavantajlara neden olur. Bu soruna olası bir çözüm, tıbbi teknoloji için onaylanmış termoplastiklerin bir granülden eritildiği ve plastik halde damla damla yapı platformuna uygulandığı teknoloji olabilir. Bu tekniğin elde edilebilir yüzey kalitesi, filament yazıcılardan elde edilen sonuçlardan önemli ölçüde farklıdır. Ayrıca, ağız boşluğundaki 3B baskılı cihazların veya restorasyonların davranışıyla ilgili çok az veri vardır. 3B baskılı polimer malzemelerin plak oluşumu, elüsyon davranışı (bir maddenin yıkama yoluyla diğer maddeden ayrılması) ve genel biyouyumluluğu ile ilgili veriler azdır. Spesifik malzemeler hakkında daha fazla veriye gereksinim duyulmaktadır.^{1,50,51}

KAYNAKLAR

1. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med* 2021; 7: 1-24.
2. Campbell SD, Cooper L, Craddock H, Hyde TP, Nattress B, Pavitt SH, Seymour DW. Removable Partial Dentures: The Clinical Need for Innovation. *J Prosthet Dent* 2017; 118: 273-280.
3. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The Potential of Additive Manufacturing Technologies and Their Processing Parameters for The Fabrication of All-Ceramic Crowns: A Review. *J Esthet Restor Dent* 2020; 32:182-192.
4. Van Noort R. The Future of Dental Devices is Digital. *Dent Mater* 2012; 28: 3-12.
5. Dawood A, Marti B, Sauret Jackson V, Darwood A. 3D Printing in Dentistry. *Br Dent J* 2015; 219: 521-529.
6. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent* 2020; 45: 30-40.
7. Javaid M, Haleem A. Current Status and Applications of Additive Manufacturing in Dentistry: A Literature-Based Review. *J Oral Biol Craniofac Res* 2019; 9:179-185.
8. Revilla-León M, Meyer MJ, Özcan M. Metal Additive Manufacturing Technologies. *Int J Comput Dent* 2019; 22: 55-67.
9. Schweiger J, Güth JF, Erdelt KJ, Edelhoff D, Schubert O. Internal Porosities, Retentive Force, and Survival of Cobalt-Chromium Alloy Clasps Fabricated by Selective Laser Sintering. *J Prosthodont Res* 2019; 64: 210-216.

SONUÇ

Eklemler üretim yöntemleri dental alanda son zamanlarda giderek artan bir önem kazanmıştır. Burada geleneksel dental laboratuvar koşullarında teknisyen açısından zararlı olabilecek artık materyal solunum riski optimize edilmiş teknolojik üretim yöntemleri ile (katı modelden kazımadan eklemeli üretime hızla geçiş sürecinde) en aza indirgenmiştir. Ayrıca iş akışı da standardize ve hızlı olduğundan teknisyen ve hekim açısından oldukça zaman kazandırıcıdır. Hasta verilerinin dijital ortamda saklanabilmesi, ileride yaşanabilecek komplikasyonlarda yeniden üretim kolaylığı da sağlamaktadır. Ancak kazıma teknolojisinden eklemeli üretim teknolojisine geçişte özellikle estetik beklentilerin yüksek olduğu seramik ve polikristalin seramik (zirkonya) yapıların üretimlerinde uyum ve netlik sorunları yakın gelecekte aşıldığında ve klinik veriler ile desteklendiğinde günlük iş akışında bir zorunluluk olarak yakın gelecekte dental tedavilerde yerini alacaktır.

10. Torii M, Nakata T, Takahashi K, Kawamura N, Shimp H, Ohkubo C. Fitness and Retentive Force of Cobalt-Chromium Alloy Clasps Fabricates with Repeated Laser Sintering and Milling. *J Prosthodont Res* 2018; 62: 342-346.
11. Nakata T, Shimp H, Ohkubo C. Clasp Fabrication Using One-Process Molding by Repeated Laser Sintering and High-Speed Milling. *J Prosth Research* 2017; 61: 276-282.
12. Cebeci Özyemişçi N, Hancı H. Protetik Diş Tedavisinde Ekleme Yöntemi ile Üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu* 2018; 3: 66-86.
13. Methani MM, Cesar PF, De Paula Miranda RB, Morimoto S, Özcan M, Revilla-León M. Additive Manufacturing in Dentistry: Current Technologies, Clinical Applications, and Limitations. *Curr Oral Health Rep* 2020; 7: 327-334.
14. Halloran JW. Ceramic Stereolithography: Additive Manufacturing for Ceramics by Photopolymerization. *Annu Rev Mat Res* 2016; 46: 19-40.
15. Griffith ML, Halloran JW. Freeform Fabrication of Ceramics via Stereolithography. *J Am Ceram Soc* 1996; 79: 2601-2608.
16. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Et Al. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont* 2017; 26: 156-163.
17. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D Printing in Dentistry. *Br Dent J* 2015; 219: 521-529.
18. Xiang D, Xu Y, Bai W, Lin H. Dental Zirconia Fabricated by Stereolithography: Accuracy,

- Translucency and Mechanical Properties in Different Build Orientations. *Ceram Int* 2021; 47: 28837–28847.
19. Yongqing T, Xinyue C, Dianyun Z, Dai T, Xinzhi W. The Application Potential of Self-Glazed Zirconia Crowns Confirmed by Easy Grinding and Polishing of the Enamel-Like Surface. *Adv Appl Ceram* 2020; 119: 297-304.
 20. Li S, Zhang X, Xia W, Liu Y. Effects of Surface Treatment and Shade on the Color, Translucency, and Surface Roughness of High-Translucency Self-Glazed Zirconia Materials. *J Prosthet Dent* 2022; 128: 217.E1-217.E9.
 21. Wen MY, Mueller HJ, Chai J, Wozniak WT. Comparative Mechanical Property Characterization of 3 All-Ceramic Core Materials. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 534-541.
 22. Della Bona A, Anusavice KJ, Dehoff PH. Weibull Analysis and Flexural Strength of Hot-Pressed Core and Veneered Ceramic Structures. *Dent Mater* 2003; 19: 662-669.
 23. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In- Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 339-346.
 24. Kelly JR, Denry I. Stabilized Zirconia as A Structural Ceramic: An Over-View. *Dent Mater* 2008; 24: 289-298.
 25. ISO. ISO 6872:2015 Dentistry- Ceramic Materials 2015.
 26. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural Strength and Fracture Toughness of Dental Core Ceramics. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 120-128.
 27. Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HWA. Comparison of Three Fracture Toughness Testing Techniques Using A Dental Glass and A Dental Ceramic. *Dent Mater* 1998; 14: 246-255.
 28. Gresnigt MMM, Özcan M, Van Den Houten MLA, Schipper L, Cune MS. Fracture Strength, Failure Type and Weibull Characteristics of Lithium Disilicate and Multiphase Resin Composite Endocrowns Under Axial And Lateral Forces. *Dent Mater* 2016; 32: 607-614.
 29. Quinn JB, Quinn GD. A Practical and Systematic Review of Weibull Statistics for Reporting Strengths of Dental Materials. *Dent Mater* 2010; 26: 135-147.
 30. Schweiger J, Bomze D, Schwentenwein M. 3D-Printing of Zirconia-What is the Future? *Curr Oral Health Rep* 2019; 6: 339–343.
 31. Geier S, Potestio I. 3D-Printing: From Multi-Material to Functionally-Graded Ceramic. *Ceram Appl* 2020; 8: 32–35.
 32. Masood SH, Song WQ. Development of New Metal/Polymer Materials for Rapid Tooling Using Fused Deposition Modelling. *Mater Des* 2004; 25: 587-594.
 33. Revilla-Leon M, Ozcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont* 2019; 28: 146-158.
 34. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid Prototyping in Dentistry: Technology and Application. *Int J Adv Manuf Technol* 2006; 29: 317-335.
 35. Bhavar V, Kattire P, Patil V, Khot S. A Review on Powder Bed Fusion Technology of Metal. *Addit Manuf* 2014. Conference Paper.
 36. Vayre B, Vignat F, Villeneuve F. Metallic Additive Manufacturing: State-of-the-Art Review And Prospects. *Mech Ind* 2012; 13: 89-96.
 37. Dawood A, Marti B, Sauret Jackson V, Darwood A. 3D Printing in Dentistry. *Br Dent J* 2015; 219: 521–529.
 38. Deckers J, Vleugels J, Kruthl JP. Additive Manufacturing of Ceramics: A Review. *J Ceram Sci Tech* 2014; 5: 245-260.
 39. Shahzad K, Deckers J, Kruth JP. Additive Manufacturing of Alumina Parts by Indirect Selective Laser Sintering and Post Processing. *J Mater Process Technol* 2013; 213: 1484-1494.
 40. Derby B, Reis N. Inkjet Printing of Highly Loaded Particulate Suspensions. *MRS Bull* 2003; 28: 815-818.
 41. Lewis JA, Smay JE, Stuecker J. Direct ink Writing of Three-Dimensional Ceramic Structures. *J Am Ceram Soc* 2006; 89: 3599-3609.
 42. Özkol E, Ebert J, Uibel K. Development of High Solid Content Aqueous 3Y-TZP Suspensions for Direct Inkjet Printing Using a Thermal Inkjet Printer. *J Eur Ceram Soc* 2009; 29: 403-409.
 43. Cappi B, Ebert J, Telle R. Rheological Properties of Aqueous Si₃N₄ and MoSi₂ Suspensions Tailor-Made For Direct Inkjet Printing. *J Am Ceram Soc* 2011; 94: 111-116.
 44. ISO/ASTM. Additive Manufacturing—General Principles—Terminology. *Beuth* 2017; 52900.
 45. Gaytan SM, Cadena MA, Karim H. Fabrication of Barium Titanate by Binder Jetting Additive Manufacturing Technology. *Ceram Int* 2015; 41: 6610-6619.
 46. Kumar A, Mandal S, Barui S. Low Temperature Additive Manufacturing of Three Dimensional Scaffolds for Bone-Tissue Engineering Applications: Processing Related Challenges and Property Assessment. *Mater Sci Eng R Rep* 2016; 103: 1-39.
 47. Evans C, Taneva E, Kusnoto B. 3D Scanning, Imaging, and Printing in Orthodontics, 2015.
 48. Zhang S, Miyanaji H, Yang L. An Experimental Study of Ceramic Dental Porcelain Materials Using A 3D Print (3DP) Process. 2014.
 49. Miyanaji H, Zhang S, Lassell A. Process Development of Porcelain Ceramic Material With

- Binder Jetting Process for Dental Applications. JOM 2016; 68: 831-841.
50. Wedekind L, Güth JF, Schweiger J, Kollmuss, M, Reichl FX, Edelhoff D, Högg C. Elution Behavior Of A 3D-Printed, Milled and Conventional Resin-Based Occlusal Splint Material. Dent Mater 2021; 37: 701–710.
51. Kessler A, Reichl FX, Folwaczny M, Högg C. Monomer Release From Surgical Guide Resins Manufactured with Different 3D Printing Devices. Dent Mater 2020; 36: 1486–1492.