

Derleme Çalışması / Review Article

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE EKLEME YÖNTEMİ İLE ÜRETİM

Additive Manufacturing Technique In Prosthetic Dentistry

Dr. Nuran ÖZYEMİŞÇİ CEBECİ

Hacettepe Üniversitesi, nuranozyemisci@yahoo.com

Hacer Hancı

Kastamonu Üniversitesi, hhanci@kastamonu.edu.tr

Öz

Aşındırarak şekillendirmeye dayalı bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği protetik restorasyonların yapımında; hassasiyet, zaman ve iş kazancı, çapraz enfeksiyonun önlenmesi gibi birçok avantaj sağlayarak diş hekimliğinde devrim niteliğindedir. Bu yöntem, elde edilmek istenen restorasyonda kullanılan materyale kıyasla çok daha fazla materyal harcanmasına neden olduğu için yüksek maliyete sahiptir. Maliyeti düşürme ihtiyacı eklemeli üretim yönteminin geliştirilmesine neden olmuştur. Kısa sürede kompleks yapıdaki parçaların üretimini gerçekleştirebilen bu yöntem, protetik diş tedavisi uygulamalarında geleneksel eksiltmeli bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisinin yerini almaktadır. Bu çalışmada protetik diş tedavisinde kullanılan eklemeli bilgisayar destekli tasarım ve üretim yöntemleri; cihazların çalışma prensipleri ve üretebildikleri restorasyon türleri, her teknolojiye kullanılabilen materyaller, yöntemlerin kıyası, alanla ilgili günümüze kadar yapılmış çalışmalar dahil olmak üzere detaylı bir şekilde anlatılmıştır. Bunun yanı sıra Türkçe literatürde yer alan kavram karmaşasına netlik kazandırılmaya çalışılmıştır.

Anahtar kelimeler: *Bilgisayar Yardımlı Tasarım, Bilgisayar Yardımlı İmalat, Üç Boyutlu Üretim, Protetik Diş Tedavisi.*

Abstract

Subtractive computer-aided design and manufacturing technique is revolutionary in dentistry providing lots of advantages such as accuracy, time and labour saving, prevention of cross-infection. Because this technique causes waste of more material

than used for the final restoration, it has high cost. Requirement of cost reduction led to development of additive manufacturing technique. This technique supplants traditional subtractive computer aided design and manufacturing technique enabling manufacturing of complex structures in a short time. The additive computer-aided design and manufacturing techniques used in prosthetic dentistry including working mechanism of the devices, materials used in each technique, comparison of the techniques and studies regarding these techniques have been explained in detail. In addition to this, it has been tried to make incomprehensible terms in Turkish literature clear.

Key words: *Computer-Assisted Design, Computer-Assisted Manufacturing, Three Dimensional Printing, Prosthetic Dentistry.*

1. Giriş

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi (computer aided design/computer aided manufacture, *CAD/CAM*), 1980'lerden sonra diş hekimliğinde büyük gelişim göstermiştir. *CAD/CAM* tekniği optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin bilgisayar yazılımları kullanılarak üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesi esasına dayanır (Lui'den aktaran Karalioğlu & Durmuş, 2008, s. 25). Üretim aşaması; bilgisayar programı kontrolünde materyal bloğunun mekanik olarak yontularak istenilen geometrinin verilmesi ile gerçekleştirilir. Bloğun eksiltilmesi esasına dayandığı için bu yöntem "eksiltme yöntemi" denir. Bu yöntem, istenilen ürüne kıyasla çok daha fazla materyal harcanmasına neden olduğu için yüksek maliyete sahiptir.

Maliyeti düşürme ihtiyacı "ekleme yöntemi"nin geliştirilmesine neden olmuştur. Bu yöntemde materyalin tabaka tabaka bir araya getirilmesi suretiyle 3 boyutlu model verileri doğrultusunda üretim gerçekleştirilir. Üç boyutlu bilgisayar dosyasından kesitsel dilimler oluşturulur ve her dilim bir diğeri üzerine işlenerek 3 boyutlu obje elde edilir. Ekleme yöntemi 1980'lerde prototip, model ve döküm örneklerinin üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. Bu nedenle tabaka ekleme üretimi kullanılarak modellerin hızlı üretimine "hızlı prototipleme (rapid prototyping)" adı verilmiştir. Günümüzde ekleme yöntemi; ön üretimden (ör: hızlı prototipleme) tam sistem üretimine, hatta şekillendirme ve üretim sonrası düzenlemeye kadar ürün döngüsünün her alanında kullanılabilen teknolojileri tanımlar (van Noort, 2012, p.

4,6). Fakat ülkemizde "ekleme yöntemi" yerine "hızlı prototip üretim" terimi sıklıkla kullanılmaktadır (Sofu & Delikanlı, 2006; Martinez & Can, 2016; Çelik, Karakoç, Çakır & Duysak, 2013; Yıldırım & Bayındır, 2013). Bu yöntem için ayrıca "üç boyutlu (3D) üretim, 3D baskı" terimleri de kullanılmaktadır (Andonović'ten aktaran Dawood, Marti, Sauret-Jackson & Darwood, 2015). Üç boyutlu üretimde kullanılan cihazların geneli için sıklıkla "3D yazıcı" terimi tercih edilmektedir (Verbruggen'den aktaran Martinez & Can, 2016).

2. Protezde ekleme yöntemi ile üretim

Mühendislik, tıp, kuyumculuk, mimarlık, sanat, arkeoloji, ve eğitim alanlarında kullanılan eklemeli üretim teknolojisi (Çelik vd., 2013); ücret, hız, güvenilirlik ve işletme giderleri yönünden geleneksel üretim ile yarış halindedir. Bu teknolojinin protezde kullanılan türleri şunlardır:

- Stereolitografi (SLA)
- Eriyik yığma modelleme (FDM-fused deposition modelling)
- Seçici elektron ışınli ergitme (SEBM-selective electron beam melting)
- Seçici lazer sinterleme (SLS-selective laser sintering)
- Seçici lazer ergitme (SLM-selective laser melting)
- Mürekkep baskı (inkjet printing)

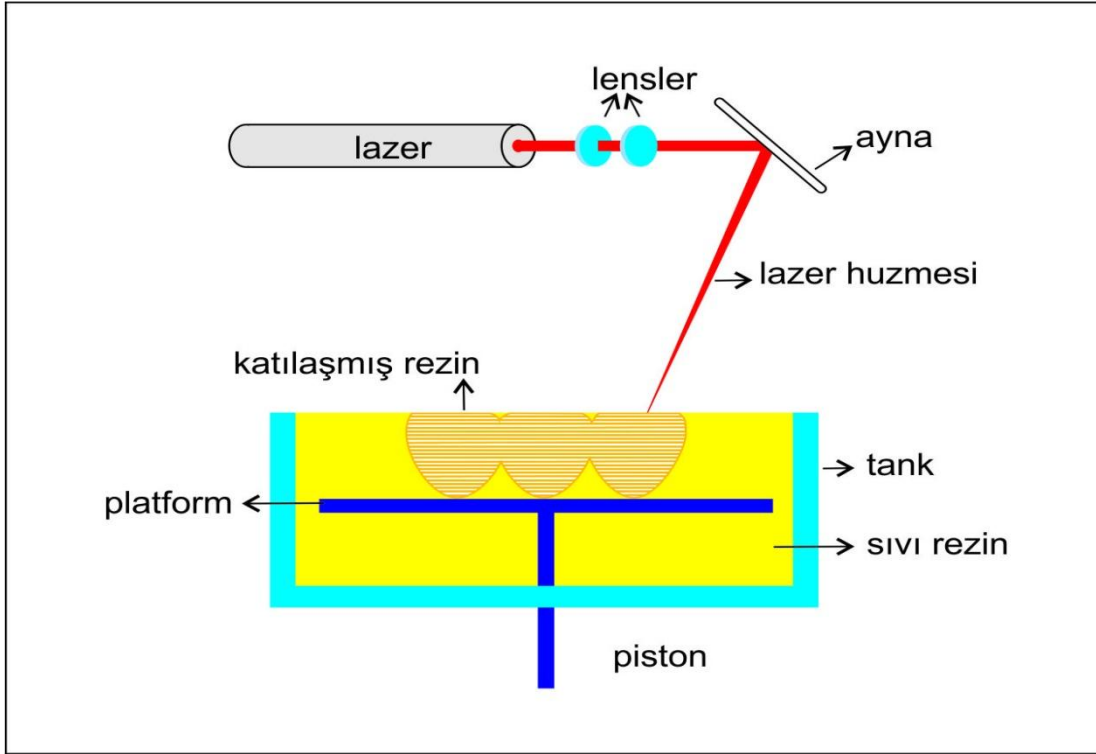
2.1. Stereolitografi (SLA)

İlk kez Charles W. Hull tarafından 1986'da tanıtılmış ve "ultraviyole ile sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı objelerin yapımı" olarak tanımlanmıştır. Üretim temel aşamaları şunlardır:

- CAD programında istenen objenin üç boyutlu bir modeli oluşturulur.
- Bir yazılım paketi CAD modelini ince tabakalara ayırır.
- Lazer, tank içindeki sıvı rezini tarar ve sertleştirerek ilk tabakayı oluşturur.
- Platform 1 milimetreden küçük bir miktarda tank içine iner ve lazer yeni tabakayı tarar.
- Model tamamlanana kadar bu işlem tabaka tabaka tekrar edilir.

- İşlem sona erince obje bir çözücü ile durulanır ve rezinin tamamen sertleşmesi için ultraviyole fırına yerleştirilir (van Noort, 2012, p. 6,7).

SLA üretim tekniği Şekil 1'de şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 1. SLA üretim tekniği

Kullanılan Materyaller;

- Işıkla polimerize olan rezin (Elomaa, Kokkari, Närhi & Seppälä, 2013, p. 99)

Protezde Kullanım Alanları;

- Geçici kron ve köprü (van Noort, 2012, p. 7)
- Kayıp mum tekniğinde kullanılacak rezin model
- Cerrahi plak (van Noort, 2012, s. 7; Ruppın, 2008)
- Kulak muflası (Liacouras, Garnes, Roman, Petrich & Grant, 2011)
- Model eldesi (Cho, Park, Park, Kim, Kim, 2017; Karatas, Cifter, Ozenen, Balık, Tuncer, 2011)

- Ağız koruyucu (Cho vd.,2017)
- Okluzal splint (Salmi, Paloheimo, Tuomi, Ingman & Mäkitie, 2013)

Üretilen objelerin ebat ve sayısına bağlı olarak her tabakanın oluşturulması 1-2 dakika sürebildiğinden hızlı bir işlem değildir. Tabaka kalınlığı 25µm civarındadır (Liu, Leu & Schmitt, 2005).

2.2. Eriyik Yığıma Modelleme (FDM)

Eriyik yığıma modelleme yönteminde birkaç teknik mevcuttur. Genel olarak bu teknikler bir nozuldan materyallerin sıkılmasına dayanır. Termoplastik bir materyalin ısıtılmış nozul üzerinden beslenmesi ile erimiş filament üretimi gerçekleşir. Bir başka yaklaşım ise materyalin bir haznedan enjektör aracılığıyla beslenmesidir. S. Scott Crump tarafından 1980'lerde geliştirilmiştir (van Noort, 2012, p. 7). Tabaka kalınlığı yaklaşık 127µm'dir (Liu, 2005). Erimiş filament üretiminin temel aşamaları şunlardır:

- CAD programında istenen objenin üç boyutlu bir modeli oluşturulur.
- Bir yazılım paketi CAD modelini ince tabakalara ayırır.
- Bir bobinden, biri istenen objenin materyali ve diğeri destekleyici olmak üzere 2 materyal, bobinden çözülür ve nozula gider.
- Nozul ısıtılarak materyaller eritilir. Yazılım paketi ile nozul dikey ve yatay yönde hareket ettirilebilir.
- Küçük damlaların nozuldan çıkması ve çıkar çıkmaz sertleşmesi yoluyla tabakalar oluşur.
- Model tamamlandıktan sonra destekleyici materyal mekanik karıştırıcı cihazla kolaylıkla çözünür.

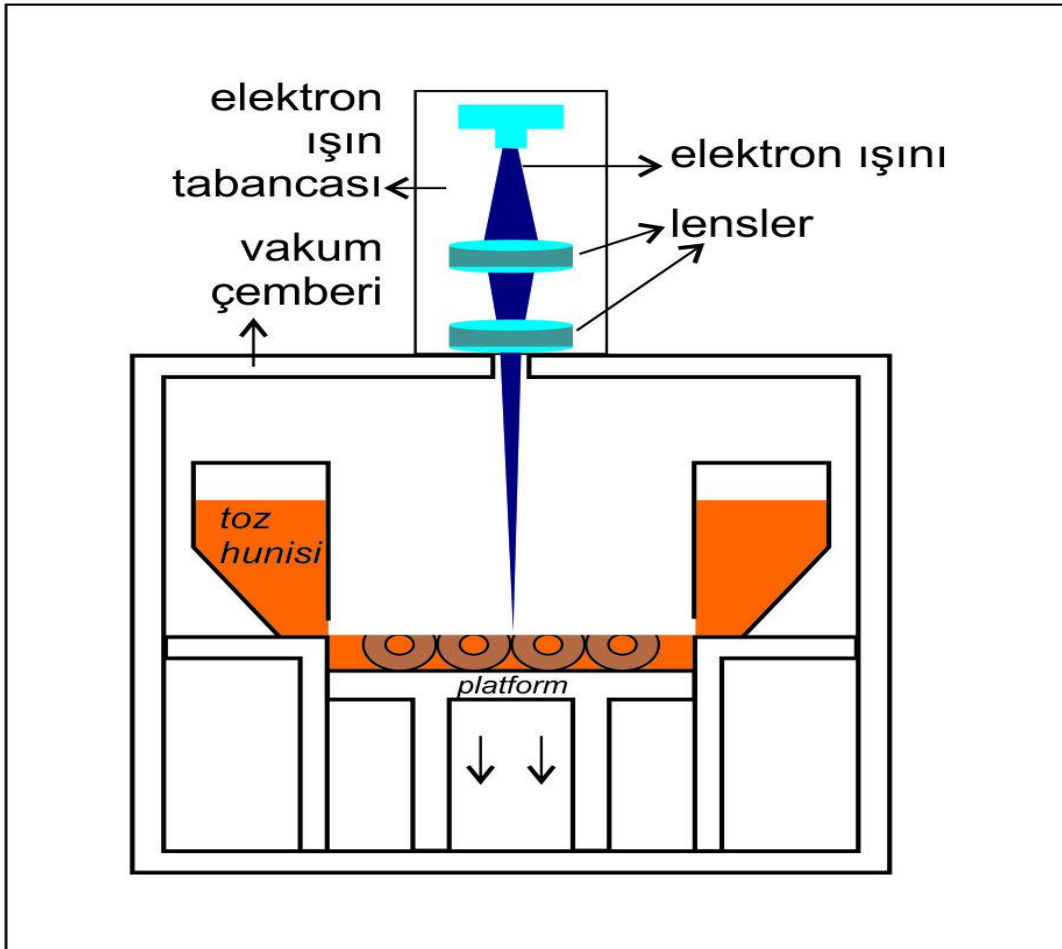
FDM üretim tekniği Şekil 2'de şematik olarak gösterilmiştir.

Kullanılan Materyaller

- Termoplastik polimerler (akrilonitril butadien stiren, polilaktik asit, mum, ışıkla polimerize olan rezin) (van Noort, 2012, p. 7)
- Seramik (Ebert'ten aktaran Barazanchi, Li, Al-Amleh, Lyons& Waddel, 2017, p. 157)

Protezde Kullanım Alanları

- Döküm öncesi mum örnek (van Noort, 2012, p. 7)
- Anatomik model eldesi (Dawood vd., 2015, p. 527)
- Kulak muflası (Żmudzki, Burzyński, Chladek & Krawczyk, 2017)
- Kişisel kaşık (Chen, Yang, Chen, Wang & Sun, 2016)
- Yüz rekonstrüksiyonunda cerrahi model (Naghieh vd., 2016)



Şekil 2. FDM üretim tekniği.

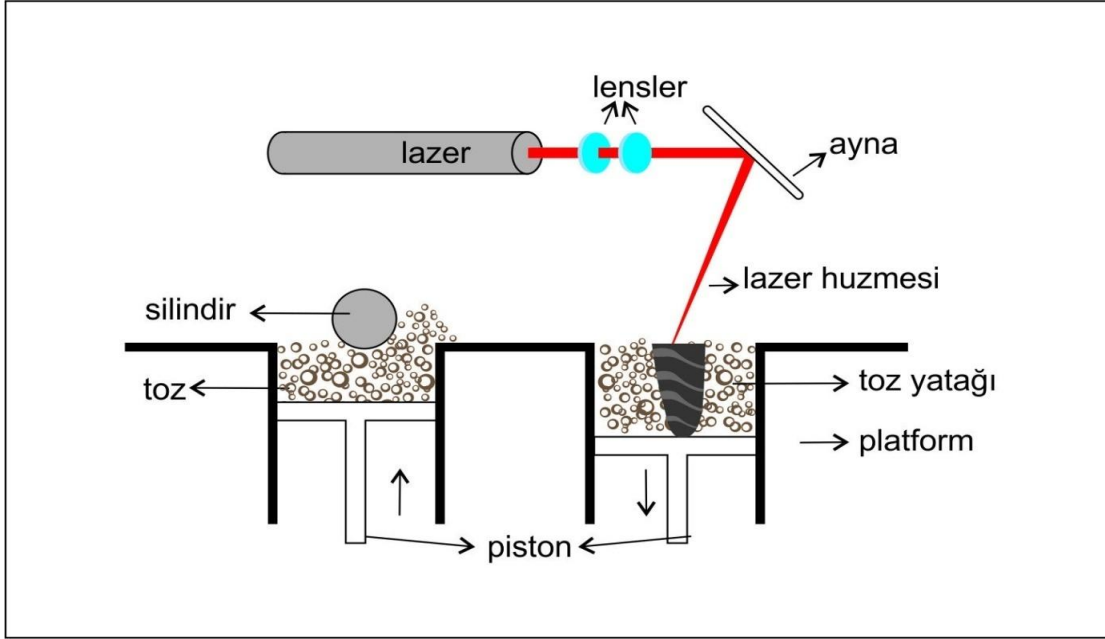
2.3. Seçici elektron ışınli ergitme (SEBM)

Metal parçaların üretiminde kullanılır. Yüksek vakum altında elektron ışınının metal tozunu ergitmesi prensibine dayanır. İlk cihaz ARCAM firması tarafından 1997'de üretilmiştir. Üretim aşamaları şunlardır:

- CAD programında istenen objenin üç boyutlu bir modeli oluşturulur.

- Yazılım paketi CAD modelini ince tabakalara ayırır.
- Bir tungsten filamentin ısıtılmasıyla elektron ışını üretilir. Elektronlar elektromanyetik lensler aracılığıyla odaklanır ve yönlendirilir.
- Elektron ışını toz parçacıklarını eritir. İlk tabaka eridikten sonra platform, tabaka kalınlığı kadar aşağıya iner. İlave toz, dağıtım hunilerinden katılmış tabakanın üzerine yayılır.
- Model tamamlanana kadar bu işlem tabaka tabaka tekrar edilir.
- Model tamamlandıktan sonra ürün soğutulur. Üzerine yapışmış olan kısmen ergimiş tozlar, imalatta kullanılan aynı tozun basınç altında uygulanmasıyla temizlenir (Facchini & Molinari'den aktaran Attar, 2011, p. 9,11).

SEBM üretim tekniği Şekil 3'te şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3. SEBM üretim tekniği

Kullanılan Materyaller

- Metal (titanyum ve Cr-Co alaşımları)

Proteзде Kullanım Alanları

- Çene yüz rekonstrüksiyonunda kullanılan implantlar (van Noort, 2012, p. 8).
- Kron ve köprü altyapısı (Kruth'dan aktaran Koutsoukis, 2015)

2.4. Seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitme (SLM)

SLS tekniği Joe Beaman ve Carl R. Deckard tarafından 1988'de, SLM tekniği Dieter Shwarze ve Matthias Fockele tarafından 1995'te icat edilmiştir (Defense, 2017, p. 21). Birbirine çok benzeyen bu iki teknikte ince toz formundaki materyale lazerin aynalar aracılığı ile yönlendirilmesi esastır. Bu teknolojiler ile çok kompleks geometrilerin üretilmesi mümkündür. SLS'nin temel üretim aşamaları şunlardır:

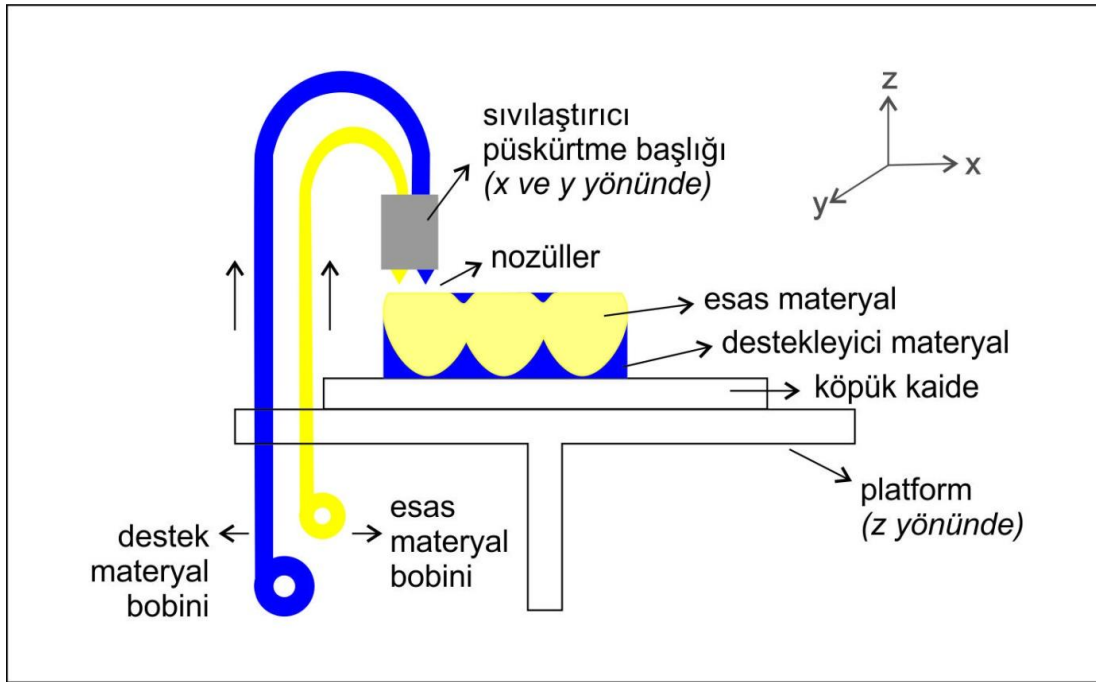
- CAD programında istenen objenin üç boyutlu bir modeli oluşturulur.
- Yazılım paketi CAD modelini ince tabakalara ayırır.
- Lazer ışının temas ettiği yerdeki materyal, ışının sağladığı termal enerji sonucu ergiyerek birleşir.
- Her kesitin taranmasından sonra platform bir tabaka kalınlığı kadar aşağıya iner.
- Üst yüzeye yeni materyal tabakası uygulanır.
- Model tamamlanana kadar bu işlem tabaka tabaka tekrar edilir (van Noorth, 2012, p. 9).

SLS üretim tekniği Şekil 4'te şematik olarak gösterilmiştir.

SLM tekniğinde daha yüksek enerjili lazer sistemi kullanılır. SLM'nin farkı "tüm toz parçacıklarını homojen olarak tamamen ergitmesi" olarak anılmaktadır fakat bu ayırım çok net değildir. Çünkü SLS tekniğinde elde edilmek istenen ürün materyali tek başına kullanıldığında "tamamen ergime" gerçekleşmiş olur. Bu materyalin yanında bağlayıcı 2. tip bir materyal kullanılırsa kısmi ergime gerçekleşmiş olur. Bu durumda 2 tekniğin farkı mekanizmadan ziyade elde edilen üründen kaynaklanmaktadır. SLM ile üretilen objede birden fazla materyal bulunabilir fakat SLS ile üretilende tek materyal vardır (Kruth, Mercelis, Froyen & Rombouts, 2005). SLS genellikle polimer ve seramik, SLM ise metal ürünlerin üretiminde kullanılır.

SLM metal ve metal alaşım ürünlerinde kullanıldığında "direkt metal lazer sinterleme (direct metal laser sintering) terimi de kullanılmaktadır.

DMLS ve SLM ile elde edilen metal ürünlerde sinterleme işlemi sonrası oluşan ısıl gerilim ve poröziteler büzülme, mekanik direncin zayıflamasına, yüzey düzensizliklerine ve boyutsal değişikliklere neden olabilmektedir. Bu etkileri azaltmak için "son işleme" (post-processing) veya "post-sinterizasyon" olarak adlandırılan ikincil bir işlem uygulanır. Genellikle ikincil bir fırınlama şeklinde termal (ısıl tavlama) olarak uygulanan post-sinterizasyon işlemi termal gerilimleri azaltmakta, yapısal bütünlüğü ve mekanik özellikleri geliştirmektedir (Santos'tan aktaran Kaleli & Saraç, 2014, s. 29).



Şekil 4. SLS üretim tekniği

Kullanılan Materyaller

- Seramik (alümina porselen, zirkonya) (Ebert'ten aktaran Barazanchi,2017, p. 157)
- Metal (titanyum, Cr-Co, nikel alaşımları) (Maleksaeedi ve Khaing'ten aktaran Barazanchi, 2017, p. 158).
- Mum

Protezde Kullanım Alanları

- Döküm öncesi mum örnek (Kumar & Ghafoor, 2016)
- Dental implant
- Kron ve köprü alt yapısı
- Hareketli bölümlü protez iskeleti (van Noorth, 2012, p. 10).

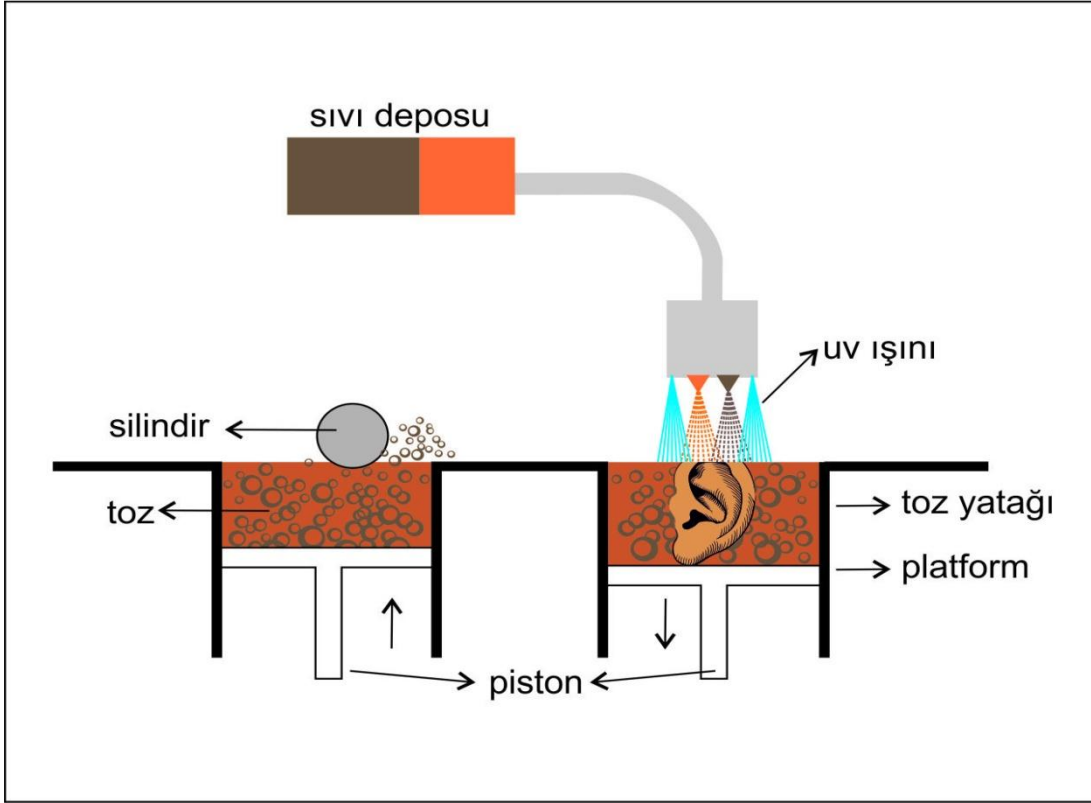
2.5. Mürekkep baskı

İlk mürekkep baskı cihazının patenti Lord Kelvin tarafından 1867'de alınmıştır (Cahill, p.1). Bir substrata küçük mürekkep damlacıklarının püskürtülmesi esasına dayanır. "Mürekkep" olarak adlandırılan malzeme renklendirici ajan ve bağlayıcı solüsyonundan seramik süspansiyonuna veya hücre solüsyonuna kadar herhangi bir malzeme olabilmektedir. Aşamaları şunlardır:

- CAD programında istenen objenin üç boyutlu bir modeli oluşturulur.
- Yazılım paketi CAD modelini ince tabakalara ayırır.
- Küçük bir kanaldan basınç, ısı veya vibrasyon ile materyal damla şeklinde çıkmaya zorlanır.
- Damlacıkların birikmesiyle tamamlanan her tabakanın katılmasından sonra yeni tabakaya geçilir.
- Kullanılan materyale göre katılma işlemi; kurutma, ısı transferi, ultraviyole ışık veya kimyasal reaksiyon ile gerçekleşmektedir.

Mürekkep baskı üretim tekniği Şekil 5'te şematik olarak gösterilmiştir.

Yukarıda aşamaları verilen yöntem dışında bir başka yaklaşım; SLS ve SLM tekniğine benzer şekilde ince bir toz katmanının yayılıp -lazer yerine- mürekkep püskürtücü ile bağlayıcı gönderilmesidir. Bu teknik tüm renk spektrumu boyunca çok renkli objeleri üretebilen tek teknolojidir (van Noorth, 2012, s. 10). Materyal olarak rezin kullanıldığında bu yöntem "photopolymer jetting" (Dawood vd., 2015) veya "polyjet printing" (Grant, 2015) olarak da adlandırılmaktadır. Toz katmanının üzerine sıvı püskürtülmesi yöntemine "toz bağlayıcı baskı (powder binder printing)" adı verilmiştir.



Şekil 5. Mürekkep baskı üretim tekniği

Kullanılan Materyaller

- Alçı (Dawood vd., 2015, p. 526)
- Seramik (zirkonyum, Silva vd., 2011)
- Rezin (Mai, Lee & Lee, 2016)
- Renk ajanları

Protezde Kullanım Alanları

- Model eldesi (van Noorth, 2012, p. 10, Karatas vd., 2011).
- Epitez (van Noorth, 2012, p. 10)
- Seramik alt yapı (Silva vd., 2011)
- Geçici kron-köprü (Mai vd.,2016)
- Cerrahi plak
- Ağız koruyucusu
- Apne apareyi

Mürekkep baskı tekniği, ortodontik braket rehber plağı ve ortodontik aparey yapımında da kullanılmaktadır (Wiechmann'dan aktaran Kumar & Ghafoor, 2016, p. 6). Bu tekniğin ayırt edici özelliği birbirinden çok farklı özelliklere sahip 2 materyal kullanılarak bir obje elde edilebilmesidir. Örneğin renkleri farklı sert ve yumuşak bölgeleri olan ağız koruyucusu veya doku renklendirilmesi yapılmış epitez üretmek mümkündür (van Noorth, 2012, s. 10). Tabaka kalınlığı yaklaşık 12 µm'dir (Liu, Leu & Schmitt, 2005).

3. Protetik Tedavide Eklemeli Yöntem ile İlgili Yapılan Çalışmalar

3.1. SLA

Salmi vd. SLA ile ürettiği okluzal splinti bilgisayarda hazırlanan 3D model ile karşılaştırmış; ince kenar ve keskin köşelerde 1 mm'lik boyutsal hata saptamıştır. Hastanın bu splinti 6 aylık kullanımından sonra aşınma gözlenmemiştir (Salmi vd., 2013). Cho ve vd. sabit protez için geleneksel yöntem ve SLA ile alçı model hazırlamış, modellerin doğruluğunu karşılaştırmıştır. Restorasyon yapılacak bölgede (yan yüzeyler ve kenar bitim çizgisi) bir fark gözlemlenmezken, modelin tamamında geleneksel yöntemin daha doğru sonuç verdiğini rapor etmiştir (Cho, Schaefer, Thompson, Guentsch, 2015). Hofmann ve vd. SLA alçı modelde yan yüzeylerde daha fazla boşluk saptamıştır (Hoffman, Cho, Bansal, 2017). Kim ve vd. döküm krom kobalt (Cr-Co) alaşımından SLA ile hazırlanmış akrilik 3 üyeli köprülerin marjinal aralığını incelemiş ve SLA köprüde boşluğun daha fazla olduğunu belirtmiştir (Kim, Kim, Kim & Kim, 2014).

Dehurtevent ve vd. alümina seramiğin SLA ile üretildiğinde anizotrop büzülme, yoğunluk ve bükülme dayanımı değerlerinin materyalin eksiltme yöntemi ile işlenmesine benzer sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. (Dehurtevent vd., 2017). Fakat SLA ile üretilen seramiğin marjinal uyumu ve büzülmesi ile ilgili bir çalışma henüz yoktur.

3.2. FDM

Elbashti ve vd. bir obtüratörden aldıkları tarama kayıtlarını kullanarak FDM ile yeni bir obtüratör elde etmiş ve yeni obtüratörün hassasiyetini orijinali ile karşılaştırmıştır. FDM ile üretilen obtüratörün hassasiyetini göz önünde bulundurarak FDM ile obtüratör yapımını acil vakalarda kısa sürede uygun bir çözüm olarak tavsiye etmiştir (Elbashti vd., 2016). Bu vaka dışında literatürde dental restorasyonun direkt üretiminde FDM yöntemin kullanılması ile ilgili yayımlanmış bir çalışma henüz yoktur. Fakat bu yöntemin seramik üretiminde kullanılması ile ilgili bazı çalışmalar vardır. Safari, seramik tozları içeren filament üretmiş ve 0,254-1,5mm çapında nozul kullanarak üç boyutlu seramik obje elde etmiştir (Safari'den aktaran Tian, Li & Heinrich; 2011, p. 293). Gridal & Evans 76-510µ çapında nozul kullanarak zirkonya elde etmiş fakat filament çok çabuk sertleştiği için mikro üretime uygun olmadığı sonucuna varmışlardır (Gridal & Evans'tan aktaran Tian, 2011, p. 293). Chen ve vd. geleneksel yöntem (elle) ve FDM ile hazırlanan kişisel kaşıkların hassasiyetini karşılaştırdığı çalışmasında FDM ile hazırlananların çok daha hassas olduğu sonucuna varmıştır (Chen, Yang, Chen, Wang & Sun, 2016).

3.3. SEBM

Ramakrishnaiah ve vd. SEBM ile üretilmiş dental implant üzerine in-vitro çalışma yapmışlardır. Çalışma sonucunda bu implantlarda; implant stabilizasyonu ve osseointegrasyonu için yeterli yüzey pürüzlülüğü, kabul edilebilir kimyasal saflık, üstün yüzey ıslanması ve çok az iç pörözite (%0,4) rapor etmişlerdir (Ramakrishnaiah vd., 2017). Ye ve vd. SEBM, SLM ve geleneksel yöntem ile titanyumdan yapılan tam protez iskeletlerini mikro yapı ve uyum açısından değerlendirmiştir. Model ile iskelet arasında en fazla boşluk SEBM grubunda gözlenmiştir. SLM grubu diğer iki gruba göre daha uniform ve kompakt mikroyapı sahip bulunmuştur. Ye ve vd. SEBM tekniğinin tam protez yapımında henüz yeterli olmadığı sonucuna varmıştır (Ye,Xiong,Zhu & Sun,2017). Wang ve vd. SEBM ve SLM yöntemlerinin ile üretilmiş Ti6Al4V alaşımlarının in-vitro ve in-vivo olarak biyouyumluluğunun iyi olduğunu rapor etmiştir (Wang vd., 2016).

3.4. SLM/SLS

Kim ve vd. farklı yöntemlerle üretilmiş krom-kobalt alaşımlarının mekanik özelliklerini kıyaslamış ve en iyi sonucu SLM, daha sonra CAD/CAM milling sonrası sinterleme, geleneksel döküm ve son olarak da CAD/CAM milling yönteminde elde etmişlerdir (Kim vd., 2016). Takaichi ve vd. metal alt yapı (Co-29Cr-6Mo) üretiminde SLM ile döküm yöntemini kıyaslamış ve SLM yönteminde mikroyapının homojenliği, akma dayanımı, çekme dayanım sınırı ve uzamanın daha fazla olduğunu rapor etmiştir (Takaichi vd., 2013). SLM ile üretilen Cr-Co-Mo alaşımında diğer yöntemlerle elde edilenlere kıyasla daha homojen mikroyapı ve daha yüksek sertlik rapor edilmiştir (Meacock'tan aktaran Dzhendov & Dikova, 2016, p. 1416). Bu özellikleri alaşıma yüksek aşınma ve korozyon direnci kazandırır (Atapek'ten aktaran Dzhendov & Dikova, 2016, p. 1416). Wu ve vd. SLM ile yapılmış Cr-Co alaşımında döküm olana göre daha yüksek çekme ve akma dayanımı, benzer porselen bağlantısı rapor etmiştir (Wu L., Zhu H., Gai X. & Wang Y., 2014). Ren ve vd. ise SLM yapımı Cr-Co alaşımının porselen ile bağlantısının daha üstün olduğunu bulmuştur (Ren,Zeng,Wei,Xin,Wei, 2016). Cr-Co köprü alt yapısının SLM ile yapıldığında döküm olandan yaklaşık 4 kat daha fazla yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu saptanmıştır. Bu da porselen bağlantısını artırmaktadır (Dzhendov'tan aktaran Dzhendov & Dikova, 2016, p. 1416). Bununla birlikte, yüzey pürüzlülüğün yüksek oluşu tesviye ve polisajı güçleştirmektedir (Wu vd., 2014). SLM ile yapılan 4 üyeli Cr-Co köprünün siman aralığının 0,05-0,20mm olarak saptandığı rapor edilmiştir (Dzhendov'tan aktaran Dzhendov & Dikova, 2016, p. 1416). Pompa ve vd. döküm tekniği ile elde edilmiş Cr-Ni, eksiltme yöntemi ile şekillendirilmiş zirkonyum ve SLM ile üretilmiş Cr-Co 4 üyeli köprüyü marjinal uyum açısından değerlendirmiş ve SLM yapımı köprünün en iyi sonucu verdiğini bulmuştur (Pompa,Di Carlo,De Angelis,Cristalli,Annibali, 2015). Ayeryanova ve vd. SLM ile üretilen Cr-Co alaşımında %1'den az pörözite rapor etmiştir (Ayeryanova, Bertrand & Verquin, 2011). Kanazawa ve vd. tam protez için SLM ile titanyum iskelet hazırlamış ve döküm yöntemi ile hazırlananla kıyaslamıştır. SLM ile üretilende daha yüksek sertlik değeri elde etmiş ve mikroyapısında pöröz saptamadığını rapor etmiştir (Kanazawa, Iwaki,Minakuchi, Nomura, 2014).

3.5. Mürekkep Baskı

Milleme yönteminde karşılaşılan çatlak, büzülme ve materyal kaybı sorunlarını ortadan kaldırmak için mürekkep baskı yöntemi ile zirkonya alt yapı üretilmiştir. Güçlendirmek için de sinterleme işlemi yapılmıştır. Homojen bir mikroyapıya sahip olduğu fakat mikron altı büyüklükte boşlukların olduğu rapor edilmiştir (Ebert'ten aktaran Abduo, 2014, p. 8). Mai ve vd., basınçla ve milleme yöntemi ile şekillendirilmiş geçici kronları mürekkep baskı ile üretilmiş kronlarla uyum açısından kıyasladıkları in-vitro çalışmada milleme ve mürekkep baskı gruplarında proksimal ve marjinal bölgede uyumun daha fazla olduğunu rapor etmiştir. Ayrıca mürekkep baskı grubu okluzal bölgede en hassas uyumu göstermiştir (Mai vd., 2016). Yoshioka ve vd. bir hastaya yüz protezi yapımında mürekkep baskı yöntemini kullanmıştır. Mürekkep baskı yöntemi ile oluşturduğu alçı modelin içini mumla doldurmuş ve yüz protezinin yapımında bu mum şablonu kullanmıştır. Hastanın yüzüne ölçü maddesi uygulanmadığı için hastaya rahatsızlık verilmemesinin ve geleneksel yöntemle göre çok daha kısa sürede protez bittiği için zamandan tasarruf edilmesinin avantaj olduğunu belirtmiştir (Yoshioka, Ozawa, Okazaki & Tanaka, 2010).

4. Sonuç

Protetik tedavide başarı önemli ölçüde restorasyonun sert ve yumuşak dokulara uyumuna bağlıdır. Doku uyumu, morfoloji, andırkat, boşluk gibi detaylar hassas yapım tekniği gerektirir. Ekleme yöntemi ile üretimin avantajları: hassasiyet; zaman, materyal ve iş gücü kazancı; geleneksel yöntemlerde karşılaşılabilen büzülme, çatlak, distorsiyon vb. sorunların elimine edilmesidir. Bu yöntemde kullanılan cihazların maliyetli oluşu kullanımını sınırlandırır da eklemeli yöntem protez yapımında açılan büyük bir penceredir.

KAYNAKLAR

Abduo J., Lyons K. & Bennamoun M. 2014. *Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams*. IJD:1-15. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/783948>

- Attar E. (2011). *Simulation of selective electron beam melting processes*. Doctoral thesis, Technical Faculty of University of Erlangen-Nuremberg, Germany.
- Ayeryanova M., Bertrand P. & Verquin B. (2011). *Manufacture of Co-Cr dental crowns and bridges by selective laser Melting technology*. Virtual and Physical Prototyping. 6(3):179-185.
- Bammani S. S., Birajdar P. R. & Metan S. S. (2012). *Dental Crown Manufacturing using Stereolithography Method*. AMAE. DOI: 02.AIPE.2012.2.
- Barazanchi A., Li K. C., Al-Amleh B., Lyons K. & Waddel J. N. 2017. *Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry*. J of Prosthodont. 26:156-163.
- Cahill V. J. (n.d.). *A Short History and Current Development of UV-Curing for Ink Jet Printing*. <http://www.vcesolutions.com/wp-content/uploads/2014/09/A-Short-History-and-Current-Development-of-UV-Curing-for-Ink-Jet-Printing.pdf>. İndirilme tarihi: 06.07.2017.
- Chen H., Yang X., Chen L., Wang Y. & Sun Y. (2016). *Application of FDM three-dimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays*. Sci Rep. 6:1-6. doi:10.1038/srep19207
- Cho J. H., Park W., Park K. M., Kim S. Y. & Kim K. D. (2017). *Creating protective appliances for preventing dental injury during endotracheal intubation using intraoral scanning and 3D printing: a technical note*. J Dent Anesth Pain Med. 17(1):55-59.
- Cho S.H., Schaefer O., Thompson G.A. & Guentsch A. (2015). *Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods*. J Prosthet Dent. 113(4):310-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.027.
- Çelik İ., Karakoç F., Çakır M. C. & Duysak A. (2013). *Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları*. Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi 31:53-70.
- Dawood A., Marti B. M., Sauret-Jackson V. & Darwood A. (2015). *3D printing in dentistry*. Br Dent J. 219(11):521-529.
- Dehurtevent M., Robberecht L., Hornez J. C., Thuault A., Deveaux E. & Béhin P. (2017). *Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by*

- additive computer-aided manufacturing*. Dent Mater. 33(5):477-485. doi:10.1016/j.dental.2017.01.018.
- Deters J. (2017). 3D-printing impacts on systems engineering in defense industry. In Badiru A. B., Valencia V. V., Liu D. (Eds.), *Additive Manufacturing Handbook: Product Development for the Defense Industry* (1st ed., p. 21). Florida, USA: CRC Press.
- Dikova T., Dzhendov D. & Simov M. (2015). *Microstructure and hardness of fixed dental prostheses manufactured by additive technologies*. JAMME 71(2):61-70.
- Dzhendov D. & Dikova T. (2016). *Application of selective laser melting in manufacturing of fixed dental prosthesis*. Journal of IMAB 22(4):1414-1417. doi: 10.5272/jimab.2016224.1414.
- Elbashti M, Hattori H., Sumita Y., Aswehlee A., Yoshi S. & Taniguchi S. (2016). *Creating a digitized database of maxillofacial prostheses (obturators): A pilot study*. J Adv Prosthodont. 8(3):219-23. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.3.219>.
- Elomaa L., Kokkari A., Närhi T & Seppälä J. V. 2013. *Porous 3D modeled scaffolds of bioactive glass and photocrosslinkable poly(ε-caprolactone) by stereolithography*. Compos. Sci. Technol.74:99-106.
- Ersu B., Yüzügüllü B. & Canay Ş. (2008). *Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları*. Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 32(2):58-72.
- Grant G. T. (2015). Direct Digital Manufacturing. In Masri R. & Driscoll C. F. (Eds.), *Clinical Applications of Digital Dental Technology* (1st ed., p. 53). Massachusetts, USA: Blackwell Publishing.
- Hoffman M., Cho S.H. & Bansal N.K. (2017). *Interproximal distance analysis of stereolithographic casts made by CAD-CAM technology: An in vitro study*. J Prosthet Dent. 3(17)30133-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.01.027 <http://www.dishekdergi.hacettepe.edu.tr/htdergi/makaleler/2008sayi2makale-09.pdf>
- Jevremovic D., Puskar T., Kosec B., Vukelic D. & Budak I., Aleksandrovic s., Egbeer R. & Williams R. D. (2012). *The analysis of the mechanical properties of F75 Co-Cr alloy for use in selective laser melting (SLM)*

- manufacturing of removable partial dentures (RPD)*. METABK 51(2): 171-174.
- Kaleli N. & Saraç D. (2014). *Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sinterleme Sistemleri*. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 15(3):27-33.
- Kanazawa K., Iwaki M., Minakuchi S. & Nomura N. 2014. *Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting*. J Prosthet Dent. 112(6):1441-1447.
- Karaalioglu O.F. & Duymuş Z.Y. (2008). *Diş hekimliğinde uygulanan CAD /CAM sistemleri*. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 18(1):25-32.
http://dfd.atauni.edu.tr/uploads/cild/files/2008-1/2008_1_5.pdf
- Karatas M. O., Cifter E. D., Ozenen D. O., Balik A., Tuncer E. B. (2011). *Manufacturing Implant Supported Auricular Protheses by Rapid Prototyping Techniques*. Eur J Dent. 5(4):472-477.
- Kim H. R., Jang S., Kim Y. K., Son J. S., Min B. K., Kim K. & Kwon T. (2016). *Microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques*. Materials 9(7):1-14. doi:10.3390/ma9070596.
- Kim K.B., Kim J.H., Kim W.C. & Kim J.H. (2014). *In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of three-unit fixed dental protheses produced by stereolithography*. Dental Mater J.33(4): 504-509.
- Koutsoukis T., Zinelis S., Eliades G., Al-Wazzan K., Al Rifaiy M. & Al Jabbari Y. S. (2015). *Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloys: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques*. J Prosthodont. 24(4):303-312.
- Kruth J. P., Mercelis P., Froyen L. & Rombouts M. 2005. *Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting*. Rapid Prototyping J. 11(1):26-36. DOI: 10.1108/13552540510573365
- Kumar A. & Ghafoor H. 2017. *Rapid prototyping: A future in orthodontics*. J Orthod Res. 4:1-7.
- Liacouras P., Garnes J., Roman N., Petrich A. & Grant G. T. (2011). *Designing and manufacturing an auricular prosthesis using computed tomography*, 3-

- dimensional photographic imaging, and additive manufacturing: a clinical report.* J Prosthet Dent. 105:78-82.
- Liu Q., Leu M. C. & Schmitt S. M. 2005. *Rapid prototyping in dentistry: technology and application.* Int J Advan Manu Tech. 29:317-335.
- Mai H. N, Lee K. B & Lee D. H. 2016. *Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing.* J Prosthet Dent. pii: S0022-3913(16)30613-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.030.
- Martinez E.H.K.&Can E. (2016). *Bilgisayar destekli seramik üretim yöntemi olarak üç boyutlu yazıcılar ve günümüz koşullarında uygulama örneği.* Anadolu Üniversitesi Sanat ve Tasarım Dergisi 6(1):1-15.doi: 10.20488/www-std-anadolu-edu-tr.290760
<http://dergipark.gov.tr/download/article-file/274466>
<https://birimler.dpu.edu.tr/app/views/panel/ckfinder/userfiles/16/files/Dergiler/31/6.pdf>
- Naghieh S., Reihany A., Haghghat A., Foroozmehr E., Badrossamay M. & Forooghi F. (2016). *Fused deposition modeling and fabrication of a three-dimensional model in maxillofacial reconstruction.* Regeneration, Reconstruction & Restoration. 1(3):139-144.
- Pompa G., Di Carlo S., De Angelis F., Cristalli M.P. & Annibali S. (2015). *Comparison of Conventional Methods and Laser-Assisted Rapid Prototyping for Manufacturing Fixed Dental Prostheses: An In Vitro Study.* Biomed Res Int. 2015:1-7. doi: 10.1155/2015/318097.
- Ramakrishnaiah R., Al kheraif A. A., Mohammad A., Divakar D. D., Kotha S. B., Celur S. L., Hashem M. I., Vallittu P. K. & Ur Rehman I. 2017. *Preliminary fabrication and characterization of electron beam melted Ti-6Al-4V customized dental implant.* Saudi J Biol Sci. 24:787-796.
- Ren X.W., Zeng L., Wei Z.M., Xin X.Z. & Wei B. (2016). *Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting.* J Prosthet Dent. 115(1):109-14. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.03.023.
- Ruppin J., Popovic A., Strauss M., Spüntrup E., Steiner A. & Stoll C. (2008). *Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems*

- in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems.* Clin Oral Implants Res. Jul;19(7):709-16. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01430.x.
- Salmi M., Paloheimo K.S., Tuomi J., Ingman T. & Mäkitie A. (2013). *A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study.* J R Soc Interface. 10(84):20130203. doi: 10.1098/rsif.2013.0203.
- Sofu M.M. & Delikanlı K. (2006). *Hızlı direkt imalat yöntemleri ve uygulamaları.* TİMAT Tasarım İmalat Analiz Kongresi 194-200.
<http://timak.balikesir.edu.tr/pdf/%20194.pdf>
- Takaichi A., Suyalatu, Nakamoto T., Joko N., Nomura N., Tsutsumi Y., Migita S., Doi H., Kurosu S., Chiba A., Wakabayashi N., Igarashi Y. & Hanawa T. (2013). *Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications.* J Mech Behav Biomed Mater. 21:67-76. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.01.021.
- Tian X., Li D. & Heinrich J.G. (2011). Net-shaping of ceramic components by using rapid prototyping technologies. In Sikalidis C. (Ed), *Advances in ceramics- synthesis and characterization, processing and specific applications* (1st ed., p. 293). Shanghai, China: InTech.
- van Noort R. (2012). *The future of dental devices is digital.* Dent Mater. 28:3-12. doi:10.1016/j.dental.2011.10.014.
[http://www.demajournal.com/article/S0109-5641\(11\)00895-5/pdf](http://www.demajournal.com/article/S0109-5641(11)00895-5/pdf)
- Wang H., Zhao B., Liu C., Wang C., Tan X. & Hu M. (2016). *A Comparison of Biocompatibility of a Titanium Alloy Fabricated by Electron Beam Melting and Selective Laser Melting.* PLoS One. 11(7):e0158513. doi: 10.1371/journal.pone.0158513. eCollection 2016.
- Wu L., Zhu H., Gai X. & Wang Y. (2014). *Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting.* J Prosthet Dent. 111(1):51-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.011.
- Ye Y., Xiong Y.Y., Zhu J.R. & Sun J. 2017. *Comparison of adaptation and microstructure of titanium upper complete denture base fabricated by*

- selecting laser melting and electron beam melting.* Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.52(6):346-350. doi: 10.3760/cma.j.issn.1002-0098.2017.06.005.
- Yıldırım M. P. & Bayındır F. 2013. *Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri.* Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 23(3):430-435.
<http://e-dergi.atauni.edu.tr/ataunidfd/article/view/5000014772/5000014716>
- Yoshioka F., Ozawa S., Okazaki S. & Tanaka Y. 2010. *Fabrication of an Orbital Prosthesis a Noncontact Three-Dimensional Digitizer and Rapid-Prototyping System.* J Prosthodont. 19:598-600. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00655.x
- Żmudzki J., Burzyński M., Chladek G. & Krawczyk C. 2017. *CAD/CAM silicone auricular prosthesis with thermoformed stiffening insert.* Archives of Materials Science and Engineering 83(1):30-35.