

Bölüm 6

DİŞ HEKİMLİĞİNDE EKLEMELİ ÜRETİM VE KULLANILAN MATERYALLER

Harun KURT¹

Ayşe RENÇBER KIZILKAYA²

GİRİŞ

Eklemeli üretim yöntemi; katmanların üst üste eklenmesi ile 3 boyutlu nesnelerin üretilmesi yöntemidir. American Society for Testing and Materials'a (ASTM) göre eklemeli üretim 'Eksiltmeli üretim sistemlerinin aksine 3 boyutlu model verilerinden nesnelere oluşturmak için malzemelerin tabaka üzerine tabaka eklenerek birleştirilmesidir' şeklinde tanımlanmıştır (1, 2). 1986 yılında Charles Hull ilk olarak stereolitografik baskı (SLA) için patent başvurusunda bulunmuştur (3). Öte yandan eklemeli üretim; hızlı üretim, katmanlı üretim, hızlı prototipleme olarak da adlandırılır(4, 5). Hızlı prototipleme, eklemeli üretimde model, maket veya prototip üretimini kapsarken hızlı üretim ise son ürün ve parçaların üretilmesini ifade etmektedir(6). Üretilen parçaların boyutuna bağlı olarak üretim süresi önemli ölçüde farklılık gösterebilir ki burada kullanılan 'hızlı' kavramı üretim şeklinin niteliği hakkında bilgi verir. Eklemeli üretim tekniği nesnelerin katmanlar halinde üretilmesine dayanır. Buna bağlı olarak çok karmaşık yapıların da üretimine imkan sağlayan geniş tasarım esnekliğine sahiptir. Bu nedenle eklemeli üretim; tıp, havacılık, otomotiv, savunma sanayisi gibi birçok farklı alanlarda ve çeşitli uygulamalarda yer almıştır(7, 8).

Katman katman üretilmesinden dolayı geleneksel üretim araçlarının (driller vs.) kullanımını ortadan kaldırır. Çok karmaşık geometrideki nesnelerin üretimi mümkündür. Kişiye özel üç boyutlu nesnelerin üretimine izin verir ve artık ürün miktarı azdır(9). Üç boyutlu modellerin tekrarlanabilirliği ve depolanması kolaydır. Geniş materyal yelpazesine sahiptir(10). Elde edilen nesnelere

¹ Arş. Gör., Fırat Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, harunkurt@outlook.com

² Dr. Öğr. Üyesi, Fırat Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD,

ayserencber23@hotmail.com

üretim aşamasında kalıba ihtiyaç duymaz. Eklemeli üretim ile üretilen parçalar genellikle yüksek darbe dayanımı, yüksek mukavemet ve düşük yoğunluk gibi mekanik özelliklere sahiptir(11). Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan 3B yazıcılar ve markaları Tablo'1 de belirtilmiştir.

Tablo 1. Yaygın Olarak Kullanılan Eklemeli Üretim Teknolojileri ve Markaları			
Marka	Baskı çeşitleri	Yazıcılar	Kullanılan teknoloji
Stratasys	Model, cerrahi rehber,plak	J5 DenaJet, objet3D Dental Prime,	Polijet DLP
SprintRay	Gece plakları, kuron-köprü,	Pro95 S, Pro55 S	DLP
Desktop Health	Wax-up, geçici kuron, kuron-köprü, rehber	Einstein Series	DLP
Rapid Shape	Geçici restorasyonlar, wax-up, rehber	D10, D20, D30, D40, D70, D90, D100	DLP
Asiga	Ortodontk plaklar, kuron-köprüler,rehber	MAX series, Pro 4K	DLP
Kulzer	Gece plakları,ölçü kaşıkları, cerrahi rehber	Cara Print 4.0	DLP
Formlabs	Modeller, braketler, cerrahi rehber,	Form 3B+, Form 3BL	SLA
Zortrax	Oklüzal splint, cerrahi rehber, kuron-köprüler	Inkspire	SLA
Carima	Modeller, cerrahi rehber wax-ups,geçici	IMD	DLP
3D Systems	Modeller,ölçü kaşıkları,cerrahi rehber, splint	NexDent 5100 Prox 800 for Dental ProJet MJP 2500 Plus for Dental	DLP SLA

Eklemeli üretim teknolojisi elde edilen dijital verilerin üç boyutlu nesnelere dönüşüm sürecidir. Bu üretimin ilk adımı olarak bilgisayar destekli tasarım programlarıyla üretilmek istenen parça üç boyutlu olarak modellenir. Elde edilen model, dilimleme yazılım programının tanıyacağı bir dosya formatına dönüştürülerek yazılım programına aktarılır. Genel olarak kullanılan program

formatı STLdir. Ayrıca AMF (Additive Manufacturing File), X3D, 3MF, obji gibi farklı format çeşitleri de kullanılabilir. Dosya dönüştürüldükten sonra model üzerinde değişiklik yapılamaz. Elde edilen dosya 3d dilimleme yazılımında belirlenen katmanın kalınlığına ve boyutsal özelliklerine göre katman katman ayrılır ve üretim için üç boyutlu yazıcıya aktarılır. Elde edilen model destek yapıların olup olmamasına ve kullanılan malzemeye göre son işlemlere tabi tutulur(12).

EKLEMELİ ÜRETİM TEKNOLOJİLERİ

Eklemeli üretim; üretilecek ürüne, kullanılan malzeme türüne ve kullanılan alanlara göre çeşitli yöntemlere ayrılır. ASTM'nin F42 standartına göre Tablo 2 de belirtildiği gibi eklemeli üretim teknolojileri 7 farklı alt gruba ayrılır(13).

Toz Yatağı Füzyonu

İnce bir katman olarak serilmiş toz katmanının lazer enerji kaynakları ile taranması sonucu istenilen nesnelere üretilmesi prensibine dayanır. Üretimin bu şekilde devam etmesiyle istenilen nesne üretilene kadar katmanlı üretim devam eder. SLS, SLE, SEIE yöntemlerini içerir.

Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting-Slm)

SLE yöntemi, çalışma prensibi olarak SLS yöntemine çok benzer fakat SLS den farkı tüm toz parçacıklarının homojen bir şekilde tamamen ergitilmesidir. Ama iki yöntem arasındaki ayrım çok net değildir. Çünkü SLS yönteminde üretilmek istenen nesne tek başına kullanıldığında 'tamamen ergitme' gerçekleşir. Üretilen bu materyalin yanında ek olarak bağlayıcı ikinci bir materyal kullanılırsa 'kısmi ergitme' gerçekleşir. Bu durumda iki tekniğin farkı üretim mekanizmasından ziyade elde edilen üründen kaynaklanır. İlk aşamada hareketli platform üzerine kullanılan toz tabakası ince katman halinde serilir. Yansıtıcı aynalar sayesinde yönlendirilmiş lazer ışını etkisiyle seçici bölgeler ergitilir. Daha sonra sıcaklık düştüğünde ergitilmiş materyal yavaş yavaş bu sıcaklıktan uzaklaşıp sertleşmeye başlar.

Tablo 2. ASTM Kategorisine Göre Eklemeli Üretim Teknolojileri (13)

Üretim Yöntemleri	Çalışma Şekli	Örnek Yöntem	Örnek Markalar	Malzeme
Toz yatağı füzyonu	Termal enerji toz yatağınının seçili bölgelerini birleştirir	Seçici lazer sinterleme (SLS), Seçici lazer Ergitme (SLE), Seçici Elektron Işınli Eritme (SEIE)	EOS (Almanya) 3D systems (ABD) Arcam (İsveç)	Metaller polimerler
Direkt enerji biriktirme	Odaklanmış termal enerji, eritilerek malzemeleri kaynaştırmak için kullanılır	Lazer Biriktirme	Optomec (ABD) POM(ABD)	Metaller
Malzeme ekstrüzyonu	Malzeme seçici bir şekilde nozül veya delikten dışarı itilir	Ergiyik Yığma Modelleme	Stratays (İsrail) Bits from Bytes(ABD)	Polimerler
Tankerde reçine polimerizasyonu	Teknedeki sıvı fotopolimerler ışıkla sertleştirilir	Stereolithoraphy (SLA) Digital Light Processing(DLP)		fotopolimerler
Bağlayıcı püskürtme	Toz malzemeleri birleştirmek için seçici olarak bir sıvı bağlayıcı kullanılır	Toz yatağı ve Mürekkep püskürtme,	3D systems (ABD) Ex One (ABD)	Polimerler Metaller
Malzeme püskürtme	Yapı malzemelerinin damlacıkları seçici olarak biriktirilir	Multi-jet	Objet (İsrail) 3D systems (ABD)	Polimerler Mumlar

Sertleşme tamamlandıktan sonra katman oluşur ve plaka aşağı iner. Yeni katmanın oluşturulması için toz serici yardımıyla ince toz tabakası serilir. Bu işlemler nesne oluşana kadar katman katman devam eder. Parça oluşuktan sonra artık tozlar çıkartılır(14).

Bu yöntemle paslanmaz çelik, titanyum, alüminyum, kobalt-krom, inconel gibi metal tozlarından tamamen işlevsel parçalar üretilebilir. SLS de kullanılan seramik, cam, plastik gibi malzemeler uygun değildir. SLE ortopedik implantların üretimi için düşünülmektedir(15). Karmaşık geometrideki parçaların üre-

timleri gerçekleştirilebilir. Sürekli gelişim gösteren parçalar ve tasarımlar için uygundur fakat yüksek sayıda ve tasarımı stabil olan parçalar için pahalı bir yöntemdir.

Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering-SLS)

Seçici lazer sinterleme 1980'lerin ortalarından beri kullanılan eklemeli üretim yöntemlerinden biridir.(1) İnce toz katmanı şeklindeki malzemeyi katı bir üç boyutlu nesne haline getirebilmek için lazer enerjisine ihtiyaç duyar. Başlangıç olarak ince toz tabakası bir rulman yardımıyla serilir. Lazer enerjisi yansıtıcı aynalar yardımıyla toz tabakasına yönlendirilir ve ısıtılmaya başlanır. Lazer ışınının ısı enerjisi, çarptığı yüzeylerde kısmi sinterleme gerçekleştirir. Isı enerjisine maruz kalan toz parçacıkları temasta oldukları tozlarla birleşerek üretilmek istenen nesneyi oluşturur. Isı enerjisine maruz kalmayan tozlar ise destek görevi görür ve üretimin sonunda temizlenerek uzaklaştırılır. Tozların temel bağlama mekanizmaları dört kategoriye ayrılmaktadır: Sıvı faz sinterleme, kısmi erime, kimyasal olarak indüklenen ve katı hal sinterleme(16). Avantajlarından biri yüksek yoğunluktaki nesnelerin üretimine imkân sağlamasıdır. Kullanılan toz malzemenin özelliği, lazer enerjisinin yoğunluğu, katman kalınlığı gibi bazı parametreler üretilen parçaların mekanik özelliklerini etkiler(17, 18).

SLS teknolojisi kullanılan enerji ve üretim aşamaları bakımından SLE yöntemine benzerdir. Temel farkları SLS işleminde kullanılan tozların tam eritme yerine sinterlenmiş olmasıdır(19). Sinterlenmenin başarılı olması için ısı iletimi düşük olan malzemeler tercih edilmelidir bu nedenle polimerler tercih edilebilir. Polipropilen (PP), Polilaktik Asit (PLLA), Polikarbonat (PC), Polietilen (PE) gibi polimerler başta olmak üzere Cr, Co, Al, Ti metaller için de sık tercih edilir. (20, 21)

Seçici Elektron Işınli Eritme (SEIE)

SEIE teknolojisi , metal filamentlerin veya tozların yüksek enerji ve sıcaklık sağlayan elektron ışını tarafından yüksek basınç atmosferi altında tamamen eritilmesi prensibiyle çalışır(22). Oluşturulmak istenen nesneye göre tozlardan bir katman elde edilir ve yeni katmanın oluşması için platform aşağı iner ve tekrar metal tozları ile kaplanır. Ortamın vakumlu olması elektronların gaz molakülleri ile çarpışmasını önler. Bu teknoloji ile mekanik özellikleri yüksek parçalar üretilir.

Direkt Enerji Biriktirme (Direct Energy Deposition –DED)

Direkt olarak kullanılacak olan materyalin belirli bir bölgesine odaklanır ve lazer/elaktron ışını kullanarak odaklanan bölgeyi eritir. Eritilen materyal daha sonrasında alt tabakayla kaynaşır ve bu süreç nesneyi oluşturacak katmanlar tamamlanana kadar devam eder(23, 24). Bu yöntem genellikle yüksek hızda çalışır ve büyük modeller için kullanılır.

Malzeme Ekstrüzyonu

Ergiyik Yığıma Modelleme (Fused Deposition Modelling- FDM)

İlk kullanılan eklemeli üretim teknolojilerinden biridir(25). Bu yöntemde birkaç farklı teknik mevcuttur, genellikle bu teknikler bir uçtan materyallerin sıkılmasına dayanır. İstenilen materyal ve destekleyici materyal çözülerek uca gelirler. Uç, gelen materyali basım sıcaklığına kadar ulaştırır ve ergiyik materyalin uçtan çıkar çıkmaz sertleşmesi yoluyla katmanlar oluşur(26). Bu yöntemin özellikle polimerler için yüksek baskı çözünürlüğü ve tasarım esnekliği gibi avantajları vardır(27, 28). İşlemin basitliği, yüksek hızı ve düşük maliyeti bu teknolojinin en önemli avantajlarından. Bu yöntemle üretilen nesnelerin dış yüzeylerinde katman izleri görülebilir. Görülen bu katman izlerine literatürde ‘merdiven etkisi’ de denilir (29). Yapılan son işlem aşamasında oluşan bu katman izleri ve yüzey pürüzlülüğü vaporizasyon ve zımparalama işlemleriyle azaltılabilir. Düşük yüzey kalitesi, destek yapıların çıkarılması, değişken mekanik dayanıklılık dezavantajları arasındadır(30). Birden fazla uç bulduran FDM yazıcılar ile renkli basım yapılabilir ek olarak destek kısımlarını oluşturmak için de ikinci uç kullanılabilir.

Tankerde Reçine Polimerizasyonu

Bu yöntemin üretim aşaması; tankerin içinde bulunan sıvı reçinenin tabakalar halinde polimerize edilmesidir. Reçineyi polimerize etmek amacıyla ultraviyole (UV) ışığı kullanılır ve UV'nin pozlanma şekline göre stereolitografi (SLA) ve dijital ışık işleme (DLP) olarak iki farklı gruba ayrılır(31, 32).

Stereolitografi (SLA)

Diş hekimliğinde en çok ve en eski eklemeli üretim yöntemlerinden biridir. SLA teknolojisi ilk olarak 1986 yılında Charles W.Hull tarafından ‘Ultraviyole ışınla sertleşen bir materyalin birbiri üzerine ince tabakalar halinde yığılmasıyla katı objelerin yapılması metodudur.’ şeklinde tanımlanmıştır(33). Üretilen nesneler genellikle hammadde olarak termoset fotopolimerler kullanılarak üretilir. Fo-

topolimer, fiziksel veya kimyasal özelliklerini değiştirmek için ışıkla doğrudan veya dolaylı etkileşime giren bir polimerdir(34). Üretim aşamalarında öncelikle üç boyutlu model oluşturulur ve oluşturulan model dilimleme programında ince katmanlara ayrılır. Kullanılan ışık, tanker içinde bulunan sıvı reçineyi polimerize eder ve böylece ilk katman oluşur. Tankerin altında bulunan platform alçalarak bir sonraki tabakanın üretimi gerçekleşir. İşlem tamamlandıktan sonra üretilen nesne çözücü yardımıyla durulanır ve polimerizasyon işleminin tamamlanması için ultraviyole fırınına yerleştirilir(26). Üretim süresi, oluşturulan nesnenin boyutuna bağlı olarak UV taraması her bir katman için birkaç dakika sürebilir. Ortalama boyuttaki nesnenin üretimi bu yöntemle 6-12 saat zaman alabilir(35-37). SLA hızlı üretim, yüksek doğruluk ve karmaşık şekillerin üretimi gibi avantajlara sahiptir(38). Öte yandan malzeme aralığı dar ve diğer eklemeli üretim yöntemlerine göre nispeten yavaş bir yöntemdir (39). Fotopolimerler kırılmandır, bundan dolayı darbe dirençleri düşüktür(40). Tankerde bulunan sıvı reçinenin içine seramik tozu süspansiyonları eklenir ve seramik-reçine karışımının polimerize edilmesiyle karmaşık şekiller de elde edilebilmektedir(41). SLA, otomotiv ve tıp alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Protetik diş tedavisinde; geçici kron ve köprü, cerrah plak, model, kulak mufası, oklüzal splint , rezin model yapımında kullanılır(42).

Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing-DLP)

SLA teknolojisi ile çalışma prensibi açısından benzerdir. En temel avantajı; UV ışığı, katmanları ayrı ayrı taramak yerine her katmanı tek bir UV ışınıyla pozlanıp taranmasını sağlar(43). Bu avantaj temel olarak üretim süresini kısaltmaktadır. Yöntemin enerji kaynağı dijital ışıktır. DLP yönteminde, UV lazer ışını yerine reçine havuzunun tabanında bulunan projektör kullanılır. SLA'da kullanılan lazer ışını, katmanı tarayarak ilerlerken bu yöntemde projektör tek seferde bütün katman yüzeyine aynı anda etki eder. DLP yönteminde kullanılan projektör lensleri çok daha karmaşık yapıların üretilmesi için değiştirilebilir. Böylece SLA ile karşılaştırıldığında küçük ve karmaşık parçaların detaylarını yüksek kalitede üretilmesine imkan sağlar(44, 45). Bu yöntemde daha az atık oluşmasının sebebi SLA'da kullanılan kazana göre daha sığ bir kazan kullanılmasıdır(46).

Bağlayıcı Püskürtme (Binder jetting-BJ)

Bu yöntemde kullanılan toz materyalleri birleştirmek için bir yapıştırıcı kullanılır(47). Bir silindir yardımıyla oluşturulan toz katmanı üzerine hareket edebilen bir başlık yardımıyla yapıştırıcı uygulanır. Yapıştırıcı uygulanan tozlar nesnenin

istenilen katmanını oluşturur. Daha sonra platform aşağı iner ve yeni katmanların yapımına devam edilir(48). Üretilen nesne toz yatağından çıkartılır ve kullanılmayan tozlar basınçlı hava yardımı ile uzaklaştırılır. Kullanılan toz materyalinin fiziksel özelliğinden dolayı destek materyaline ihtiyaç duyulmaz. Renkli parçalar üretilebilir(49, 50). Bu teknolojide kum, metal, seramik malzemeler kullanılabilir. Üretim sırasında yüksek ısı işlemleri olmadığından dolayı bu işleme bağlı oluşabilecek boyutsal bozukluklar görülmez. Üretilen nesnelere yüksek gözenekli yapıda olur ve bu durum da mekanik özellikleri olumsuz etkiler.

Malzeme Püskürtme

Materyal olarak mürekkep kullanıldığında ‘mürekkep püskürtme’, reçine kullanıldığında ‘fotopolimer püskürtme’ olarak isimlendirilir. Yöntemin temel prensibi, fotopolimerlerin kullanılan ışık enerjisiyle kimyasal olarak değişime uğramasına dayanmaktadır. Bu yöntemde kullanılan farklı materyaller, gerekli olan destekleyici yapıların üretilmesine imkan sağlar. Bundan dolayı ana parça ve destekleyici yapılar için iki farklı reçine vardır(51, 52). Kullanılan materyaller damlacıklar halinde püskürtülür ve kullanılan UV ışını ile sertleştirilir. Kullanılan materyallerin viskozitesi üretilen nesnenin başarısı için önemlidir. Karmaşık geometrideki nesnelere üretebilir ve üretilen bu nesnelere yüksek kalitede yüzey kalitesi yüksektir. Üretilen kısımlar istenildiği gibi renklendirilebilir.

Multi Jet

Bu teknoloji renkli basım yapabilmesinin yanı sıra aynı anda birden fazla nesne üretimini gerçekleştirebilir(53). Aynı anda birden fazla nesne üretimi, üretilen nesnelere istenilen kısımları sert veya yumuşak olarak ayarlanabilir. Kullanılan fotopolimer reçineler püskürtülürken UV ışını kullanılarak polimerize edilir ve bu şekilde katmanlar oluşturulur.

Tabaka Laminasyonu

Bu yöntem, kullanılan materyallerin tabaka halinde kesilmesi ve kesilen parçaların yapıştırılması prensibiyle çalışır. Bundan dolayı hem ekleme hem de ek-siltme tekniklerinin beraber kullanıldığı bir yöntemdir. Katmanlar, bir kesici veya lazer enerjisi kullanılarak kesilir. Daha sonra kesilen bu tabakalar birbirine bağlanır(54). Kullanılan malzemeler sac formundadır. Kesici yardımıyla sac formundaki materyal oluşturulmak istenen katmana göre kesilir. Kesme işlemi tamamlandıktan sonra platform sac kalınlığı kadar aşağı iner ve yeni sac malzeme-

me üzerine eklenir. Oluşturulan bu katmanlar termal bir bağlayıcı kullanılarak yapıştırılır. Kesilen kısımlar bir sonraki katman için destek görevi görür(55). Bu üretim şeklinde oluşturulmak istenen büyük yapılar için hem maliyet hem de zaman açısından avantaj sağlar. Öte yandan, boyutsal hassasiyeti düşüktür ve daha düşük yüzey kalitesine sahiptir(56).

DIŞ HEKİMLİĞİNDE EKLEMELİ ÜRETİM TEKNOLOJİLERİNDE KULLANILAN MATERYALLER:

Eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan malzemeler toz, filament veya tabaka formundadır. Eksiltmeli üretimden farklı olarak eklemeli üretim teknolojilerinin çeşitliliği bu teknolojiler için kullanılan hammaddelerin çeşit çeşit olmasına imkân sağlar. Diş hekimliğinde giderek yaygınlaşan eklemeli üretim teknolojilerinde; metaller, polimerler ve seramikler yaygın olarak kullanılır.

Metaller

Diş hekimliği uygulamalarında mevcut durum için en yaygın titanyum (Ti) ve kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları kullanılır. Diş hekimliğinde üreticiler tarafından sağlanan Co-Cr alaşımlarının kimyasal bileşenleri Tablo 3'de belirtildi. Eklemeli üretim teknolojilerinde kullanılan metal tozları 3-14 µm boyutundaki farklı parçacıkların karışımıdır(57). Üretim şekline bağlı olarak Co-Cr ve Ti alaşımlarının mekanik özellikleri arasında farklılıklar bulunabilir. SLM ile üretim yöntemi; geleneksel ve CAD/CAM frezeleme üretim yöntemlerine göre Co-Cr restorasyonlarını çok daha az zaman ve maliyetle üretme yeteneğine sahiptir(58). Diş hekimliğinde sabit ve hareketli protezler için olması gereken mekanik özellikler ISO 22674' te belirtilmiştir(59). 2014 yılında Al Jabbari ve ark. (60) geleneksel, eksiltmeli ve SLM yöntemleriyle ürettikleri Co-Cr alaşımlarının mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Sertlik değerlerinde en yüksek SLM (371 +-10 HV) ve en düşük eksiltmeli yöntem olarak bulunmuştur. 2008 yılında Akova ve ark.(61) lazerle sinterlenmiş Co-Cr ve geleneksel olarak üretilen Co-Cr ve Ni-Cr alaşımlarının porselene bağlanma mukavemetini karşılaştırmıştır. Lazerle sinterlenmiş alaşım ve geleneksel olarak üretilmiş alaşımların porselene bağlanma mukavemeti arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Bir başka çalışmada Quante ve ark. (62) SLM teknolojisi kullanarak Co-Cr ve altın-platin alaşımlarından ürettikleri kronların marjinal ve iç uyumunu karşılaştırmıştır. Elde edilen sonuçlara göre SLM teknolojisi ile üretilen kronlar, kabul edilebilir aralıkta klinik uyuma sahip bulunmuş. Takaichi ve ark.(63) yaptıkları çalışmada

Co-29Cr-6Mo alaşımının SLM yöntemi ile üretimini diş hekimliği alanı için umut verici olarak görmektedir.

Bir çok araştırmacı SLS ve SLM süreçlerinde metallerin üretim aşamasında termal gerilimlerin rolünü tartışmıştır(64, 65). Mantrala ve ark. yaptığı çalışmada genel olarak, ısıtılma işleminin lazerle üretilmiş Co-Cr-Mo alaşımının özelliklerini iyileştirdiği bulmuşlardır(66). Bir başka çalışmada Zeng ve ark. SLM ve geleneksel olarak üretilmiş Co-Cr-Mo metal seramik alaşımının; porselen işleme ve farklı pH(pH 2.5 ve pH 5.0) solüsyonlarında benzer korozyon özellikleri sonucuna varmışlardır(67). Ti_6Al_4V iki fazlı bir malzeme olarak kabul edilir ve fazlar arası geçiş sıcaklığı yaklaşık olarak 995 °C (1825 F) 'dır(68).

Murr ve ark. EBM ile üretilen Ti_6Al_4V alaşımının mekanik özelliklerini ve mikroyapılarını geleneksel döküm alaşımlarla karşılaştırmışlardır ve sonuç olarak EBM ile üretilen Ti_6Al_4V alaşımlarında en iyi uzama (UTS) ve mekanik özellikler göstermiştir(69). EBM örnekleri için UTS değerleri, %16-%25 arasında değişen uzamalar için ortalama 1.18 Gpa'dır(69).

Tablo 3. Üreticileri tarafından sağlanan CoCr alaşımlarının kimyasal bileşimi(70)

Marka Adı	Alaşımların Bileşenleri(%)	
BEGO	Co: 63,9, Cr: 24,7, W: 5,4 Mo: 5,0 Si < 1	
3D Systems, LayerWise, CoCr ASTM F75	Co: 50, Cr: 27-30, Mo: 5-7, W < 0,2, Si < 1	Fe < 0,75, Mn < 1, C < 0,35, Ni < 0,5, B,S < 0,01, P < 0,02, Al,Ti < 0,1, N < 0,25
SLM Solutions	Bulunamadı	
EOS CoCr SP2	Co: 63,8, Cr: 24,7, Mo: 5,1, W: 5,4, Si: 1	Fe < 0,5 Mn < 0,1
3D Systems, LayerWise, CoCr 3DS, Dentwise	Co: 59, Cr: 25, W: 9,5, Mo: 3,5 Si: 1	C, Fe, Mn N < 1,5
Concept Laser	Co: 63,8, Cr: 24,7, Mo: 5,1, W: 5,4 Si: 1	Fe < 0,5 Mn < 0,1
EOS CoCr MP1	Co:60-65,Cr:26-30,Mo:5,7,Si < 1	Fe < 0,75,Mn < 1, C < 0,16, Ni < 0,1

Williams ve ark. hareketli bölümlü protezlerin(HBP) iskeletini üretmek üzerine yaptıkları çalışmada Co-Cr alaşımından SLM işlemleri kullanılarak üretilen HBP metal iskeletlerinin; diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan mevcut yöntemlerle üretilenlerle doğruluk, uyum kalitesi ve işlev açısından karşılaştırılabilir olduğu sonucuna varılmıştır(71). Kanazawa ve ark. yaptığı çalışmanın amacı SLM teknolojisi kullanılarak maksiller tam ark için titanyum alaşımli iskeletler üretmek ve bunların sertliklerini ve mikro yapılarını değerlendirmekti. Çalışmanın sonucunda SLM'nin, maksiller tam protezler için titanyum alaşımli metal iskeletlerin üretimini mümkün kıldığını gösterilmiştir. Ek olarak geleneksel döküm yöntemleriyle karşılaştırıldığında üretilen metal iskeletlerde daha az gözenek yer almıştır(72). Lee ve ark. eklemeli üretim yöntemleriyle üretilen HBP'in üzerine yaptıkları klinik bir çalışmada farklı HBP iskelet bileşenleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur ancak farklı Kennedy sınıflandırmalarına sahip katılımcılar arasında hiçbir fark bulunamamıştır(73). Örtrop ve ark.'nın dört farklı teknikle ürettikleri Co-Cr üç üniteli sabit diş protezlerinin uyumu üzerine olan çalışmalarında; en iyi uyum direkt lazer metal sinterleme (DLMS) tekniğinde bulunmuştur(74). En büyük uyumsuzluk tüm örneklerde oklüzal yüzeyde bulunmuştur. Bir benzer çalışma olarak Tamaç ve ark. yaptıkları çalışmada DMLS, CAD/CAM, geleneksel döküm sistemleriyle üretilen metal-seramik kronlar, kabul edilebilir bir aralıkta benzer klinik marjinal adaptasyon sergilemiştir. Lazer sinterleme grubunun ortalama iç boşluk değerleri aksiyo-oklüzal açı noktasında ve oklüzal bölgede anlamlı olarak daha yüksek ve tüm gruplarda oklüzal bölgenin en yüksek siman film kalınlığına sahip olduğu bulunmuştur(75). Wang ve ark'ın farklı üretim teknikleriyle hazırlanan 3 dental Co-Cr alaşımının metal-seramik bağ özelliklerinin değerlendirilmesi üzerine yaptıkları çalışmada; CNC, SLM ve geleneksel döküm üretim tekniklerinde Co-Cr alaşımının oksidasyon yüzey morfolojileri ve kalınlıkları farklıydı. 3 grubunun tümünün bağ kuvveti, ISO 9693 tarafından önerilen minimum kabul edilebilir değer olan 25 Mpa'yı aşıyordu. Bu nedenle SLM teknolojisi ile üretilen dental Co-Cr alaşımı, metal seramik restorasyonlar için umut verici bir alternatif olabileceği söylenmiştir(76). Choi ve ark. yaptıkları çalışmada geleneksel döküm, CAD/CAM ve 3D baskılı lazer sinterleme yöntemlerinin mekanik özelliklerini ve mikroyapısal özelliklerini karşılaştırmışlardır. Elde edilen sonuçlarda tüm gruplar arasında Vickers sertlik değerlerinde önemli farklılıklar bulunmuş ve geleneksel döküm örneklerinde en yüksek değeri (455,88 Hv) gösterirken, CAD/CAM örneklerinde en düşük değeri (243.40

Hv) göstermiştir. En yüksek son çekme dayanımı değeri (1442.949 Mpa) CAD/CAM grubunda , en yüksek akma dayanımı (1136.15 Mpa) seçici lazer sinterlenmiş grupta gözlemlenmiştir(77). Wu BE ve ark. geleneksel döküm ve seçici lazer eritme (SLM) ile üretilen Co-Cr-Mo-W alaşımlarının 4 noktalı bükülme yorulma özelliğini değerlendirmek için bir çalışma yapmışlardır. SLM ile üretilen numunelerin bükülme mukavemeti, geleneksel döküm numunelerinden yaklaşık 1.5 kat daha yüksek; SLM numunelerinin yorulma mukavemeti geleneksel döküm numunelerinin yaklaşık iki katı bulunmuştur(78). Başka bir çalışmada SLM tarafından üretilen 316L paslanmaz çeliğin yoğunluk, gerilme mukavemeti ve yorulma ömrü açısından değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda SLM ile üretilen 316L paslanmaz çeliğin geleneksel olarak üretilenlere göre daha yüksek kopma-gerilme mukavemeti ve yüksek yoğunluğa sahip numuneleri elde etmenin mümkün olduğunu söylenmiştir. Sonuçlar ayrıca lazer gücünün yoğunluk üzerinde en güçlü etkiye sahip olduğunu vurgulamaktadır(79).

Seramik

Eklemeli üretim teknolojilerinde diş hekimliği alanında kullanılan diğer bir materyal seramiklerdir. Seramik dental protetik materyallerinin eklemeli üretim yöntemleriyle üretilmesi temelde uygun yüzey kaplaması, mekanik özellikler, boyutsal doğruluk ile parçaların üretim aşamasındaki zorluklar nedeniyle hala geliştirilme aşamasındadır. Öte yandan kullanılan diğer malzemelere göre daha yüksek erime noktasına ve daha düşük sinterlenebilirliğe sahiptir(38). Galante ve ark. yaptıkları çalışmada 100 mikron kalınlığındaki ince yapılar ve aynı zamanda yüksek şekil doğruluğuna sahip yüksek mukavemetli zirkonyum seramiklerin direkt inkjet baskı ile üretiler olduğu sonucuna varmışlardır(80). Haidong Wu ve ark. farklı parçacık boyutuna sahip parçacıkların SLA ile üretimini ve elde edilen ürünlerin yoğunluğunu incelemiştir(81). Melcher ve ark. alumina seramikleri eklemeli üretim yöntemleriyle üretmişlerdir ve erimiş bakır vakumlu bir ortamda döküm ile seramik yapının gözeneklerine infiltre etmişlerdir. Bu yöntemle düşük büzölmeye sahip yoğun Al_2O_3 / CuO metal/seramik kompozit oluşturmuşlardır(82). Bir başka çalışmada DLP teknolojisi kullanılarak üretilen zirkonyum implantın boyutsal doğruluğunu, yüzey topografisini ve mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlarda DLP teknolojisinin özelleştirilmiş zirkonyum implantlarının yeterli boyutsal doğrulukta üretmek için verimli olduğu kanıtlanmıştır. Hala üretilen nesnelere mikro yapılarını iyileştirmek için 3D yazdırma işlemi parametrelerinin op-

timizasyonuna ihtiyaç vardır(83). Wilkes ve ark. yaptıkları çalışmada zirkonya ve alüminanın SLM olarak üretilmesini deneysel olarak incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara bakılırsa neredeyse tam yoğunluğa sahip seramik nesnelere herhangi bir sinterleme işlemi veya son işlem olmaksızın üretmek mümkündür. Elde ettikleri sonuçlarda eğilme mukavemeti 500 Mpa'dan fazla olan çatlaksız numuneler üretilmiştir(84). SLA teknolojisinde seramik partikülleri birleştirmek için kullanılan ışığa duyarlı geliştirilmiş polimerler ayrıştırma sırasında yapıdan ayrılır. Bu gözenekli yapının oluşmasına sebep olur ve mekanik mukavemetini zayıflatır. Ek olarak üretilen kron protezler çiğneme gerilmelerine maruz kalır buna bağlı yüksek eğilme mukavemeti gerektirir. Bu malzemelerin 3 noktalı bükülme mukavemeti klinik uygulamalar için en az 300 Mpa(ISO 6872:2008) olmalıdır(85). Dehurtevent ve ark bu konuyla ilgili yaptıkları; SLA ile üretilmiş alümina seramiklerin fiziksel ve mekanik özelliklerini eksiltmeli yöntemle üretilmiş seramiklerle karşılaştırmayı amaçladıkları çalışmada SLA üretim yöntemleriyle yeterli yoğunluğa ve uygun fiziksel özelliklere sahip alümina kronların üretiminin mümkün olduğunu göstermişlerdir(86).

Polimerler

Eklenebilir üretim teknolojisinde 2014 yılında medikal alanda satışa sunulan 3D baskı cihazlarının çoğunluğunu oluşturan kısım polimer bazlı baskı ile çeşitli malzeme püskürtme ve fotopolimerizasyon yöntemlerine dayanan sistemlerdir. Bu teknolojilerle üretilen çeşitli polimerik materyaller diş hekimliğinde cerrahi rehberler, abutmentler, kron-köprü protezleri, geçici restorasyonlar, obtüratör protezler gibi farklı alanlarda kullanılıyor. Eklenebilir üretim teknolojisinde kullanılan polimerler; toz, filament, tabaka ve reçine formunda kullanılır. Özellikle; PE(polietilen), PEG(polietil glikon), PDMS(polidimetilsilikson) PLA(polilaktik asit), ABS(akrilonitril bütadien stiren), polieterimid, polikarbonatlar eklenebilir üretim teknolojilerinde yaygın olarak kullanılan polimerlerdir(87). Sürdürülebilir çevre için daha çevre dostu materyallerin üretilmesi mevcut düzen içerisinde talep edilen bir olgudur. PLA, tarımsal mısırlardan veya şeker kamışlarından elde edilen biyolojik bir polimerdir. Doku iskelelerinde eklenebilir üretim teknolojilerinin kullanılması için Patricio ve ark yaptıkları çalışmada PCL ve PCL/PLA karışımlarından yapılmış bir yapı iskelesinin biyolojik davranışlarını incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda PCL yapı iskelelerine PLA eklenmesinin yapıların biyomekanik performansını güçlü bir şekilde iyileştirdiğini ve ayrıca hücre tutunmasını ve çoğalmasını iyileştirdiğini bulmuşlardır(88).

PLA'nın biyolojik özellikleri diğer polimerlere göre daha fazla kullanım alanı bulmasına neden olmuştur. 3D baskılı PLA/HA kompozit yapı iskelelerinin ekstraselüler matriks(ECM) ve dental pulpa hücrelerinin kemik rejenerasyonu üzerine yapılan çalışmada PLA/HA yapı iskelelerinin özellikle ECM ile birlikte kemik doku mühendisliğinde kullanılma potansiyeline sahip olduğu sonucuna varılmıştır(89). PLA, geçmişteki çalışmalarda geçici restorasyonların ve dental implant rehberlerin üretimi için kullanılmıştır(90, 91).

Kullanılan diğer bir polimer olan akrilonitril bütadien stiren (ABS); darbe-ye dayanıklı bir termoplastik ve amorf polimerdir. Yüksek darbe dayanımı, ısı performansı ve yüksek yüzey parlaklığı sebebiyle diş hekimliği ve tıp alanında kullanılır. ABS'ye katkı maddeleri eklenerek mekanik ve biyolojik özellikleri değiştirilebilir. Torrado ve ark. yaptıkları çalışmada ZnO,SrTO₃, alümina gibi çeşitli katkı maddelerini ekleyerek mekanik özelliklerini test etmişlerdir(92). Ayrıca bir başka çalışmada antibakteriyel özelliklerini geliştirmek için ABS'nin gümüş nanopartiküller ile modifikasyonu denenmiştir(93).

Hem ABS hem de PLA oldukça iyi performanslara sahiptir. ABS erimeye karşı daha dayanıklıdır öte yandan PLA'nın işlem esnasında erimesini önlemek için devamlı olarak soğutulması gerekmektedir. ABS baskı işlemi sırasında tahriş edici bir koku üretir öte yandan PLA'nın bozunma ürünü toksik olmayan laktik asittir. Baskı öncesi hazırlık süresi PLA için ABS den daha az olmuştur(94).

PLGA (Poli laktik-Ko-Glikolik Asit); polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asidin (PGA) bir kopolimeridir. Biyoyumluluğu nedeniyle bir dizi terapötik cihazda ve greftlerde yaygın olarak kullanılır. Cao ve ark yaptıkları çalışmada 3D üretilmiş PLGA/TCP ve 3D-TCP yapı iskelelerinin; hücre proliferasyonu, göçü ve osteojenik farklılaşmadaki artışı kolaylaştıran düzenli ve geniş çapta birbirine bağlı gözenekli bir yapı sergilediğini bulmuşlardır(95).

Son yıllarda polieter eter keton(PEEK) materyali oral ve kranio-maksillo-fasiyal cerrahide geniş çapta araştırılmış ve yer bulmuştur(96). Genellikle diş implantları, rekonstrüksiyon plaklar, kafatası implantları gibi alanlarda kullanılmıştır. PEEK materyali 3-4 Gpa'lık bir elastik modüle sahip bir poliaromatik yarı kristal termoplastik bir polimerdir. Han ve ark yaptıkları çalışmada FDM baskılı karbon fiber takviyeli PEEK kompozitlerin mekanik özelliklerini, çekme ve basma testlerini değerlendirmişlerdir(97). Elde edilen sonuçlarda CFR-PEEK (karbon fiber takviyeli polieter eter keton) numunesi saf PEEK'e göre önemli ölçüde geliştirilmiş mekanik özellikleri göstermiştir. FDM teknolojisi, PEEK ve

kompozitlerinin daha tatmin edici mekanik özelliklerini sağlamak için kullanılabilir. Ek olarak PEEK ve CFR-PEEK'in FDM üretim süreci sırasında hiçbir toksik maddenin oluşmadığını açıkça gösterdi(97). Moby ve ark. FDM baskılı PEEK materyallerin üretimi için en uygun baskı parametrelerini belirlemek için yaptıkları incelemede diş restorasyonları için yüksek hazne sıcaklığı(150-200°C) yüksek baskı sıcaklığı(420°C) ve %100 doluluk oranına sahip olması gerektiği sonucuna varmışlardır(98). Yapılan çalışmalarda farklı PEEK çeşitleriyle karşılaştırma yapılması parametrelerin belirlenmesini zorlaştırmaktadır. Limaye ve ark. yaptıkları çalışmada 3D baskılı ve CAD-CAM PEEK malzemelerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır(99). Elde edilen sonuçlarda PEEK'in 3D baskısının CAD-CAM ile üretime göre daha düşük mekanik özelliklere sahip nesnelere ürettiği sonucuna varılabilir. Wu ve ark. yaptıkları çalışmada katman kalınlığının ve raster açısının 3D baskılı PEEK'in mekanik özellikleri üzerindeki etkisini incelemişlerdir(100). Yapılan çalışmada üç farklı katman kalınlığına (200,300 ve 400 µm) ve tarama açalarına (0°, 30° ve 45°) sahip PEEK numuneleri 3D baskı olarak üretilmiş ve numunelerin çekme, basma ve eğilme mukavemetleri değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlarda PEEK'in optimum mekanik özellikleri 300 mikron katman kalınlığında ve 0°/90° raster açısına sahip örneklerde bulunmuştur. Ayrıca 3D baskılı PEEK numunelerinin mekanik özellikleri (çekme, basma, üç noktalı eğilme) 3D olarak basılan ABS numunelerinden daha yüksek bulunmuştur. Başka bir çalışmada dental ve kranio-maksillofasiyal implantlar için FDM üretiminde 3D baskılı PEEK'te osteoblast hücre aktivasyonu test edilmiştir(101). Elde edilen sonuçlarda FDM ile üretilen yüzeylerin anizotropik dokusu, özellikle hücre metabolik aktivitesi ve proliferasyonu açısından PEEK numunelerinin biyokaktivitesi üzerinde uyarıcı bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Tasopoulos ve ark. ağız içi tarayıcıdan elde ettikleri verilerle 3D üretim teknolojisi kullanarak PEEK materyalinden maksiller obtüratör protez tasarlamışlardır(102). Bir başka çalışmada Guo ve ark. 3D baskılı PEEK hareketli bölümlü protezlerin(HBP) mekanik özelliklerini ve uyumunu değerlendirmişlerdir(103). Çalışma sonucunda 3D baskılı hareketli bölümlü protezlerin basınç dayanımının geleneksel olarak üretilmiş numunelerden daha yüksek olduğunu görmüşlerdir. Ayrıca FDM ile üretilen PEEK HBP'lerin mekanik özellikleri ve uyumu esas olarak klinik gereklilikleri karşılamıştır. Zheng ve ark. yaptıkları çalışmada farklı HA (hidroksiapatit) içeriğine ve gözenek boyutlarına sahip 3D baskılı PEEK/HA yapı iskelelerini FDM teknolojisi kullanarak üretmişlerdir(104). Gözenek boyutunun, sıkıştırma yönünün ve HA içeriğinin

mekanik özellikler üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Ulaşılan sonuçlarda PEEK/HA yapı iskelelerinin Young modülü ve gücü, gözenek boyutunu 0,2 mm 'den 2,00 mm'ye çıkararak sırasıyla 624,7-50,6 Mpa ve 35,2-2,2 MPa aralığında ayarlanabilir.

Yaygın olarak kullanılan diğer bir polimer PMMA (polimetil metakrilat)dır. PMMA; düşük maliyeti, işlenme kolaylığı, üstün fizikokimyasal özellikleri, biyouyumluluğu ve estetik özelliklerinden ötürü diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir polimer çeşididir(105). Bunun yanı sıra; ışıkla sertleşme sırasında yüksek büzülme oranı, düşük antibakteriyel etkisi ve zayıf mekanik özellikleri gibi sınırlamalar PMMA'nın geniş çaplı klinik uygulamasını engellemiştir(106, 107). Malzeme ekstrüzyonu teknolojisinde kullanılan temel polimerlerle ilgili FDA tarafından onaylanan sınırlı sayıda polimerlerden biri PMMA'dır. Marin ve ark. PMMA üzerine yaptıkları bir çalışmada SLA teknolojisi ile üretilmiş PMMA polimerleri önceki literatür verilerini takiben; alüminyum nitrür, titanyum oksit ve baryum titanat seramik tozları ile takviye edilmiştir(108). Elde edilen sonuçlar; alüminyum nitrürün E.coli 'ye karşı en etkili olduğunu göstermiştir. Benzer bir çalışmada Mangal ve ark. 3D baskılı PMMA bazlı ağız içi aparatların tribolojik ve antibakteriyel özelliklerine nanoelmasların eklenmesiyle meydana gelen değişiklikleri incelemiştir(109). Elde ettikleri sonuçlarda ağırlıkça %0.1 ND (nanoelmas) kullanılan 3D baskılı PMMA tabanlı cihazlarda sürtünme katsayısı, aşınma direnci ve S.mutans biyofilmine karşı dirençte önemli gelişmelerin gözlemlenebileceğini varsayıyorlar. Charterjee yaptığı bir çalışmada PMMA'nın özelliklerini iyileştirmek için nano TiO₂ kullanmıştır(110). Çalışmanın sonucunda TiO₂'nin ilave edilmesi; PMMA'nın termal ve boyutsal kararlılığını, UV absorpsiyonunu ve mekanik özelliklerini geliştirdiğini söylemişlerdir. Mohajeri ve ark. PMMA' dan 3 farklı yöntemle (geleneksel, CAD-CAM, 3D baskı) elde edilen geçicilerin marjnal uyumunu karşılaştırdıkları çalışmadan edilen sonuçlarda her üç yöntem ile de üretilen geçici restorasyonların marjnal uyumu kabul edilebilir aralıkta bulmuşlardır (111). 3D baskı ile PMMA dan üretilen geçici restorasyonları en düşük marjinal uyumu göstermiştir. Benzer bir çalışmada Kim ve ark. CAD-CAM ,DLP ve SLA teknolojileri kullanarak ürettikleri geçici restorasyonların doğruluğunu karşılaştırmıştır(112). Çalışmadan elde edilen sonuçlar; 3D yazıcı tarafından üretilen SLA ve DLP'nin doğruluğu 120µm'den az ve klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar göstermiştir. Giugovaz ve ark. bir başka çalışmada farklı yöntemlerle üretilmiş yaşlandırılmış ve yaşlandırılmamış PMMA geçici materyallerin eğilme dayanımını incelemiştir.

lerdir(113). Çalışmada CAD-CAM ile üretimde en yüksek eğilme mukavemeti değerlerine ulaşılırken eklemeli üretim ile elde edilen numunelerde en düşük eğilme mukavemeti değerleri görülmüştür. Ayrıca eklemeli üretimde en düşük yüzey pürüzlülüğü görülmüştür.

SONUÇ

Mevcut gelişen teknolojiyle birlikte diş hekimliğinde geçmişten günümüze kullanılan üretim yöntemleri değişiklik göstermektedir. Kullanılan geleneksel yöntemler yerini dijital yöntemlere bırakmaktadır. Eklemeli üretim teknolojisinin en önemli avantajları arasında daha az artık madde oluşturması ve karmaşık şekillerdeki nesnelerin üretilmesine izin vermesi vardır. Diş hekimliğinde eklemeli üretim teknolojisi geniş kullanım alanına sahiptir. Gelecekte geleneksel yöntemlerin yerini alacağı öngörülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. J Dent (Shiraz). 2015;16(1):1-9.
2. Monzón MD, Ortega Z, Martínez A, Ortega F. Standardization in additive manufacturing: activities carried out by international organizations and projects. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. 2015;76(5):1111-21.
3. van Noort R. The future of dental devices is digital. Dental Materials. 2012;28(1):3-12.
4. Nannan GUO MCL. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. Front Mech Eng.215-43.
5. Campbell I, Bourell D, Gibson I. Additive manufacturing: rapid prototyping comes of age. 2012.
6. Gu DD, Meiners W, Wissenbach K, Poprawe R. Laser additive manufacturing of metallic components: materials, processes and mechanisms. International Materials Reviews. 2012;57(3):133-64.
7. Wong K. K.V. Wong, A.Hernandez, "A Review of Additive Manufacturing," ISRN Mechanical Engineering, Vol 2012 (2012), Article ID 208760, 10 pages. ISRN Mechanical Engineering. 2012;2012.
8. Schubert C, van Langeveld MC, Donoso LA. Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. Br J Ophthalmol. 2014;98(2):159-61.
9. Madhav VNV, Daule R. Rapid Prototyping and its Application in Dentistry. Journal of Dental and Allied Sciences. 2013;2(2):57-61.
10. Braian M, Jimbo R, Wennerberg A. Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. Dent Mater. 2016;32(7):853-61.
11. Shahrubudin N, Lee TC, Ramlan R. An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications. Procedia Manufacturing. 2019;35:1286-96.

12. Dizon JRC, Espera AH, Chen Q, Advincula RC. Mechanical characterization of 3D-printed polymers. *Additive Manufacturing*. 2018;20:44-67.
13. Reddy K, Dufera S. ADDITIVE MANUFACTURING TECHNOLOGIES. 2019.
14. Kayacan Y, Ozsoy K, Duman B, Yilmaz N, Kayacan M. A study on elimination of failures resulting from layering and internal stresses in Powder Bed Fusion (PBF) additive manufacturing. *Materials and Manufacturing Processes*. 2019;34:1-9.
15. Saleh Alghamdi S, John S, Roy Choudhury N, Dutta NK. Additive Manufacturing of Polymer Materials: Progress, Promise and Challenges. *Polymers*. 2021;13(5):753.
16. Yakout M, Elbestawi M, Veldhuis SC. A Review of Metal Additive Manufacturing Technologies. *Solid State Phenomena*. 2018;278:1-14.
17. Tran V, Wen X. 4 - Rapid prototyping technologies for tissue regeneration. In: Narayan R, editor. *Rapid Prototyping of Biomaterials*: Woodhead Publishing; 2014. p. 97-155.
18. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*. 2016;32(1):54-64.
19. Yap CY, Chua CK, Dong ZL, Liu ZH, Zhang DQ, Loh LE, et al. Review of selective laser melting: Materials and applications. *Applied Physics Reviews*. 2015;2:041101.
20. Thijs L, Verhaeghe F, Craeghs T, Humbeek JV, Kruth J-P. A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. *Acta Materialia*. 2010;58(9):3303-12.
21. Bozkurt Y, Karayel E. 3D printing technology; methods, biomedical applications, future opportunities and trends. *Journal of Materials Research and Technology*. 2021;14:1430-50.
22. Chua CK, Leong KF, editors. *3D Printing and Additive Manufacturing: Principles and Applications (with Companion Media Pack) - Fourth Edition of Rapid Prototyping* 2014.
23. Attarilar S, Ebrahimi M, Ebrahimi M, Djavanroodi F, Fu Y, Wang L, et al. 3D Printing Technologies in Metallic Implants: A Thematic Review on the Techniques and Procedures. *Int J Bioprint [Internet]*. 2021 2021; 7(1):[306 p.]. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/33585711> <https://doi.org/10.18063/ijb.v7i1.306> <https://europepmc.org/articles/PMC7875061> <https://europepmc.org/articles/PMC7875061?pdf=render>.
24. Wang X, Jiang M, Zhou Z, Gou J, Hui D. 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering*. 2017;110:442-58.
25. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 2015;219(11):521-9.
26. Negi P, Jaikaria A, Kukreja S. *Rapid Prototyping in Dentistry*. vol.4:113-6.
27. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials*. 2016;32(1):54-64.
28. Park S-I, Rosen DW, Choi S-k, Duty CE. Effective mechanical properties of lattice material fabricated by material extrusion additive manufacturing. *Additive Manufacturing*. 2014;1:12-23.
29. Garg A, Bhattacharya A, Batish A. On surface finish and dimensional accuracy of FDM parts after cold vapor treatment. *Materials and Manufacturing Processes*. 2016;31(4):522-9.
30. Mohamed OA, Masood SH, Bhowmik JL. Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. *Advances in manufacturing*. 2015;3(1):42-53.

31. Catros S, Fricain J-C, Guillotin B, Pippenger B, Bareille R, Remy M, et al. Laser-assisted bioprinting for creating on-demand patterns of human osteoprogenitor cells and nano-hydroxyapatite. *Biofabrication*. 2011;3(2):025001.
32. Guillemot F, Guillotin B, Fontaine A, Ali M, Catros S, Kériquel V, et al. Laser-assisted bioprinting to deal with tissue complexity in regenerative medicine. *Mrs Bulletin*. 2011;36(12):1015-9.
33. Hull CW. The birth of 3D printing. *Research-Technology Management*. 2015;58(6):25-30.
34. Crivello JV, Reichmanis E. Photopolymer materials and processes for advanced technologies. *Chemistry of Materials*. 2014;26(1):533-48.
35. 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.
36. Mai H-N, Lee K-B, Lee D-H. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118(2):208-15.
37. Daule V. Rapid prototyping and its application in dentistry. *Journal of Dental & Allied Sciences*. 2013;2(2):57-61.
38. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dental materials*. 2019;35(6):825-46.
39. Melchels FP, Feijen J, Grijpma DW. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomaterials*. 2010;31(24):6121-30.
40. Zhang P, To AC. Transversely isotropic hyperelastic-viscoplastic model for glassy polymers with application to additive manufactured photopolymers. *International Journal of Plasticity*. 2016;80:56-74.
41. Chaput C, Chartier T, editors. *Fabrication of ceramics by stereolithography*. RTejournal-Forum für Rapid Technologie; 2007.
42. Liacouras P, Garnes J, Roman N, Petrich A, Grant GT. Designing and manufacturing an auricular prosthesis using computed tomography, 3-dimensional photographic imaging, and additive manufacturing: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;105(2):78-82.
43. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative dentistry*. 2020;45(1):30-40.
44. Lim SH, Ng JY, Kang L. Three-dimensional printing of a microneedle array on personalized curved surfaces for dual-pronged treatment of trigger finger. *Biofabrication*. 2017;9(1):015010.
45. Kadry H, Wadnap S, Xu C, Ahsan F. Digital light processing (DLP) 3D-printing technology and photoreactive polymers in fabrication of modified-release tablets. *European Journal of Pharmaceutical Sciences*. 2019;135:60-7.
46. Jasveer S, Jianbin X. Comparison of different types of 3D printing technologies. *International Journal of Scientific and Research Publications (IJSRP)*. 2018;8(4):1-9.
47. George E, Liacouras P, Rybicki FJ, Mitsouras D. Measuring and establishing the accuracy and reproducibility of 3D printed medical models. *Radiographics*. 2017;37(5):1424.
48. Yağın B, Ergene B. Endüstride yeni eğilim olan 3-D eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*. 2017;9(3):65-88.

49. Bozkurt Y, Gülsoy H, Karayel E. Eklemeli imalat teknolojilerinin tıbbi ekipmanların üretiminde kullanımı. *El-Cezeri*. 2021;8(2):962-80.
50. Konda Gokuldoss P, Kolla S, Eckert J. Additive manufacturing processes: Selective laser melting, electron beam melting and binder jetting—Selection guidelines. *materials*. 2017;10(6):672.
51. Sireesha M, Lee J, Kiran ASK, Babu VJ, Kee BB, Ramakrishna S. A review on additive manufacturing and its way into the oil and gas industry. *RSC advances*. 2018;8(40):22460-8.
52. Gibson I, Rosen D, Stucker B. Additive manufacturing technologies: rapid prototyping to direct digital manufacturing. Deakin University; 2010.
53. Wong K. Kv wong, a. hernandez, “a review of additive manufacturing,” *isrn mechanical engineering*, vol 2012 (2012), article id 208760, 10 pages. *ISRN Mechanical Engineering*. 2012.
54. Geschke R. Ceramic gap-fills for ceramic restoration. *The conservator*. 2004;28(1):74-83.
55. Ramya A, Vanapalli SL. 3D printing technologies in various applications. *International Journal of Mechanical Engineering and Technology*. 2016;7(3):396-409.
56. Ngo TD, Kashani A, Imbalzano G, Nguyen KT, Hui D. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*. 2018;143:172-96.
57. Venkatesh KV, Nandini VV. Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(4):389-92.
58. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(4):303-12.
59. Dimitriadis K, Foteinidis G, Kosarli M, Moschovas D, Paipetis AS, Agathopoulos S. Microstructure and Mechanical Properties of Co-Cr Alloy Fabricated by Selective Laser Melting Technology for Removable Partial Denture Frameworks. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2022:1-10.
60. Al Jabbari Y, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials*. 2014;30(4):e79-e88.
61. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dental materials*. 2008;24(10):1400-4.
62. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dental Materials*. 2008;24(10):1311-5.
63. Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T, Joko N, Nomura N, Tsutsumi Y, et al. Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;21:67-76.
64. Pohl H, Simchi A, Issa M, Dias HC, editors. Thermal stresses in direct metal laser sintering. 2001 International Solid Freeform Fabrication Symposium; 2001.
65. Dalgarno K, Childs T, Rowntree I, Rothwell L, editors. Finite element analysis of curl development in the selective laser sintering process. 1996 International Solid Freeform Fabrication Symposium; 1996.

66. Mantrala KM, Das M, Balla VK, Rao CS, Kesava Rao V. Additive manufacturing of Co-Cr-Mo alloy: influence of heat treatment on microstructure, tribological, and electrochemical properties. *Frontiers in Mechanical Engineering*. 2015;1:2.
67. Zeng L, Xiang N, Wei B. A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(5):1217-24.
68. Donachie MJ. *Titanium: a technical guide*: ASM international; 2000.
69. Murr L, Esquivel E, Quinones S, Gaytan S, Lopez M, Martinez E, et al. Microstructures and mechanical properties of electron beam-rapid manufactured Ti-6Al-4V biomedical prototypes compared to wrought Ti-6Al-4V. *Materials characterization*. 2009;60(2):96-105.
70. Revilla-León M, Meyer MJ, Özcan M. Metal additive manufacturing technologies: literature review of current status and prosthodontic applications. *Int J Comput Dent*. 2019;22(1):55-67.
71. Williams R, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(2):96-9.
72. Kanazawa M, Iwaki M, Minakuchi S, Nomura N. Fabrication of titanium alloy frameworks for complete dentures by selective laser melting. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1441-7.
73. Lee J-W, Park J-M, Park E-J, Heo S-J, Koak J-Y, Kim S-K. Accuracy of a digital removable partial denture fabricated by casting a rapid prototyped pattern: A clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;118(4):468-74.
74. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, von Steyern PV. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dental Materials*. 2011;27(4):356-63.
75. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):909-13.
76. Wang H, Feng Q, Li N, Xu S. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabrication techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(6):916-23.
77. Choi Y-J, Koak J-Y, Heo S-J, Kim S-K, Ahn J-S, Park D-S. Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milled techniques. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*. 2014;52(2):67-73.
78. Wu M, Dong X, Qu Y, Yan J, Li N. Analysis of microstructure and fatigue of cast versus selective laser-melted dental Co-Cr alloy. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;128(2):218. e1-. e7.
79. Liverani E, Toschi S, Ceschini L, Fortunato A. Effect of selective laser melting (SLM) process parameters on microstructure and mechanical properties of 316L austenitic stainless steel. *Journal of Materials Processing Technology*. 2017;249:255-63.
80. Ebert J, Özkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss Ö, Koops U, et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *Journal of dental research*. 2009;88(7):673-6.

81. Wu H, Cheng Y, Liu W, He R, Zhou M, Wu S, et al. Effect of the particle size and the debinding process on the density of alumina ceramics fabricated by 3D printing based on stereolithography. *Ceramics International*. 2016;42(15):17290-4.
82. Maleksaedi S, Eng H, Wiria F, Ha T, He Z. Property enhancement of 3D-printed alumina ceramics using vacuum infiltration. *Journal of Materials Processing Technology*. 2014;214(7):1301-6.
83. Osman RB, van der Veen AJ, Huiberts D, Wismeijer D, Alharbi N. 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2017;75:521-8.
84. Wilkes J, Hagedorn YC, Meiners W, Wissenbach K. Additive manufacturing of ZrO₂-Al₂O₃ ceramic components by selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*. 2013.
85. Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dental Materials*. 2003;19(7):662-9.
86. Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez J-C, Thuault A, Deveaux E, Béhin P. Stereolithography: a new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental materials*. 2017;33(5):477-85.
87. Dong Y, Milentis J, Pramanik A. Additive manufacturing of mechanical testing samples based on virgin poly (lactic acid)(PLA) and PLA/wood fibre composites. *Advances in Manufacturing*. 2018;6:71-82.
88. Patricio T, Domingos M, Gloria A, Bártolo P. Characterisation of PCL and PCL/PLA scaffolds for tissue engineering. *Procedia Cirp*. 2013;5:110-4.
89. Gendviliene I, Simoliunas E, Alksne M, Dibart S, Jasiuniene E, Cicenav V, et al. Effect of extracellular matrix and dental pulp stem cells on bone regeneration with 3D printed PLA/HA composite scaffolds. *European cells and materials*. 2021;41:204-15.
90. Molinero-Mourelle P, Canals S, Gómez-Polo M, Fernanda Solá-Ruiz M, del Río Highsmith J, Celemín Viñuela A, et al. Polylactic Acid as a Material for Three-Dimensional Printing of Provisional Restorations. *International Journal of Prosthodontics*. 2018;31(4).
91. Khorsandi D, Fahimipour A, Abasian P, Saber SS, Seyedi M, Ghanavati S, et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta biomaterialia*. 2021;122:26-49.
92. Torrado AR, Shemelya CM, English JD, Lin Y, Wicker RB, Roberson DA. Characterizing the effect of additives to ABS on the mechanical property anisotropy of specimens fabricated by material extrusion 3D printing. *Additive Manufacturing*. 2015;6:16-29.
93. Ziąbka M, Dziadek M, Pielichowska K. Surface and structural properties of medical acrylonitrile butadiene styrene modified with silver nanoparticles. *Polymers*. 2020; 12(1):197.
94. Yang L, Grottkau B, He Z, Ye C. Three dimensional printing technology and materials for treatment of elbow fractures. *International Orthopaedics*. 2017;41:2381-7.
95. Cao S, Han J, Sharma N, Msallem B, Jeong W, Son J, et al. In vitro mechanical and biological properties of 3D printed polymer composite and β -tricalcium phosphate scaffold on human dental pulp stem cells. *Materials*. 2020;13(14):3057.

96. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(1):12-9.
97. Han X, Yang D, Yang C, Spintzyk S, Scheideler L, Li P, et al. Carbon fiber reinforced PEEK composites based on 3D-printing technology for orthopedic and dental applications. *Journal of clinical medicine*. 2019;8(2):240.
98. Moby V, Dupagne L, Fouquet V, Attal J-P, François P, Dursun E. Mechanical Properties of Fused Deposition Modeling of Polyetheretherketone (PEEK) and Interest for Dental Restorations: A Systematic Review. *Materials*. 2022;15(19):6801.
99. Limaye N, Veschini L, Coward T. Assessing biocompatibility & mechanical testing of 3D-printed PEEK versus milled PEEK. *Heliyon*. 2022;8(12):e12314.
100. Wu W, Geng P, Li G, Zhao D, Zhang H, Zhao J. Influence of layer thickness and raster angle on the mechanical properties of 3D-printed PEEK and a comparative mechanical study between PEEK and ABS. *Materials*. 2015;8(9):5834-46.
101. Han X, Sharma N, Xu Z, Scheideler L, Geis-Gerstorf J, Rupp F, et al. An in vitro study of osteoblast response on fused-filament fabrication 3D printed PEEK for dental and cranio-maxillofacial implants. *Journal of clinical medicine*. 2019;8(6):771.
102. Tasopoulos T, Chatziemmanouil D, Kouveliotis G, Karaiskou G, Wang J, Zoidis P. PEEK maxillary obturator prosthesis fabrication using intraoral scanning, 3D printing, and CAD/CAM. *Int J Prosthodont*. 2020;33(3):333-40.
103. Guo F, Huang S, Liu N, Hu M, Shi C, Li D, et al. Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures. *Dental Materials Journal*. 2022;41(6):816-23.
104. Zheng J, Zhao H, Dong E, Kang J, Liu C, Sun C, et al. Additively-manufactured PEEK/HA porous scaffolds with highly-controllable mechanical properties and excellent biocompatibility. *Materials Science and Engineering: C*. 2021;128:112333.
105. Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2012;100(5):1444-50.
106. de Castro DT, Valente ML, Agnelli JAM, da Silva CHL, Watanabe E, Siqueira RL, et al. In vitro study of the antibacterial properties and impact strength of dental acrylic resins modified with a nanomaterial. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(2):238-46.
107. Ajaj-ALKordy NM, Alsaadi MH. Elastic modulus and flexural strength comparisons of high-impact and traditional denture base acrylic resins. *The Saudi dental journal*. 2014;26(1):15-8.
108. Marin E, Mukai M, Boschetto F, Sunthar TP, Adachi T, Zhu W, et al. Production of antibacterial PMMA-based composites through stereolithography. *Materials Today Communications*. 2022;32:103943.
109. Mangal U, Min YJ, Seo J-Y, Kim D-E, Cha J-Y, Lee K-J, et al. Changes in tribological and antibacterial properties of poly (methyl methacrylate)-based 3D-printed intra-oral appliances by incorporating nanodiamonds. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020;110:103992.
110. Chatterjee A. Properties improvement of PMMA using nano TiO₂. *Journal of applied polymer science*. 2010;118(5):2890-7.

111. Mohajeri M, Khazaei S, Vafae F, Firouz F, Gholiabad SG, Shisheian A. Marginal fit of temporary restorations fabricated by the conventional chairside method, 3d printing, and milling. *Frontiers in Dentistry*. 2021;18.
112. Kim M-s, Kim W-G, Kang W. Evaluation of the accuracy of provisional restorative resins fabricated using dental 3D printers. *Journal of Korean society of Dental Hygiene*. 2019;19(6):1089-97.
113. Giugovaz A, Pérez-Giugovaz MG, Husain NA-H, Barmak AB, Özcan M, Revilla-León M. Flexural strength of aged and nonaged interim materials fabricated by using milling, additive manufacturing, and a combination of subtractive and additive methods. *The journal of prosthetic dentistry*. 2022;128(3):513. e1-. e11.