

Protetik Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Üretim Tekniklerinde Güncel Gelişmeler

Recent Advances In Metal Manufacturing Techniques Used In Prosthetic Dentistry

Gheyath Munadhil Azeez, Işıl Çekiç Nagaş

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

ÖZET

Kayıp mum tekniği geçmişte dental teknolojinin merkezinde yer almasına karşın, günümüzde bilgisayar destekli üretim teknikleri ile farklı ağırları kombine olarak kullanan yeni üretim teknikleri mevcuttur. Metal üretim tekniklerinin avantaj ve limitasyonlarını bilmek, klinisyenin en iyi üretim tekniğini seçmesine olanak sağlamaktadır. Bu derlemede, metal üretim teknikleri ve bu alandaki güncel gelişmeler anlatılmıştır. Aynı zamanda, bu tekniklerin uygun olarak kullanıldığı protetik uygulamalar da tartışılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Metal üretim teknikleri, bilgisayar destekli tasarım ve üretim, protetik diş hekimliği.

ABSTRACT

Although, dental technology was centred on lost-wax casting technology in the past, new fabrication systems combining computer-assisted fabrication systems (dental CAD/CAM) with various networks are now available. Awareness of the advantages and limitations of metal manufacturing techniques provides clinician to select the best manufacturing technique. In this review, metal manufacturing techniques and the recent developments in this field have been criticized. The prosthetic applications suitable to these techniques have also been discussed.

Keywords: Metal manufacturing techniques, computer-aided design and manufacturing, prosthetic dentistry.

GİRİŞ

Her alanda olduğu gibi diş hekimliği alanında da artan teknolojik olanaklar ile ürün geliştirme sürecinin kısalmaya devam ettiği gözlenmektedir. Materyaller ve üretim alanlarındaki gelişmelerle birlikte ortaya konan CAD-CAM (Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim) teknolojisi, tasarlanan ürünün hızlı bir şekilde üretilmesini sağlamaktadır.¹ Bu teknoloji; endüstriyel tasarımda, sağlık alanında, mimarlık alanında ve daha birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. 1970'lerin başında Francois Duret tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır.² Bunun yanı sıra, diş hekimliğinde döküm yöntemi ile başlayan metal üretim tekniklerinin yerini, 90'lı yılların başında gelişmeye başlayan hızlı prototipleme çalışmaları almıştır. Üretimin her aşamasında hızla yerini alan bu tekniklerden, seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitme (SLM) sistemleri geliştirilerek metal tozlarından direkt parça imalatına geçilmiştir.³

Metal alt yapı şekillendirme teknikleri

1. Döküm

Günümüzde metal alt yapıların üretiminde sıklıkla kullanılan kayıp mum tekniği, geleneksel üretim yöntemlerinden biridir. Rutin pratikte en çok kullanılan metal şekillendirme yöntemidir. Diğer döküm tekniklerine göre detayları daha iyi kaydettiğinden ve düşük maliyetli olduğundan daha çok tercih edilmektedir. Bu teknikle döküm alaşım elde edebilmek için, öncelikle dişlerde preparasyon yapılarak ölçü alınmaktadır. Laboratuvarında alçı model hazırlanmasını takiben, mum örnekler hazırlanmaktadır. Elde edilen mum örnek, manşete taşınarak, revetmana alınmakta ve döküm işlemi gerçekleştirilmektedir. Elde edilen örnek çıkarılarak temizlenmekte, tesviye ve polisajı yapılmaktadır.^{4,5}

Döküm işlemleri teknik hassasiyet gerektirmektedir. Marjinal uyum problemleri oluşabilmektedir. Metallerin yüksek sertlik değerleri bitirme işlemlerini zorlaştırmaktadır. Bunların yanı sıra, porselen uygulanması ve fırınlama işlemleri sırasında ya da sonrasında görülebilecek komplikasyonlar; porselende çatlakların oluşması, porselenin metal altyapıdan ya da opak tabakadan ayrılması, metal ile seramik arasında istenen bağın oluşmaması, metale bağlı olarak porselende renklenmenin olması şeklinde sıralanabilir.⁶ Bunun yanı sıra, detaylı protetik yapılarda ve bazı hassas tutucu türlerinin şekillendirilmesinde ideal sonuçları verememektedir.⁷ Tüm bu dezavantajlar nedeniyle, döküm yöntemine alternatif olabilecek yeni metal alt yapı üretim teknikleri geliştirilmiştir.

Dental alaşımlarda kullanılan metaller

Dental restorasyonlarda, metalik elementler alaşım oluşturarak kombine olarak kullanılmaktadır. Bunun nedeni, metalik elementlerin tek başına uygun özelliklere sahip dental yapılar oluşturamamasıdır. Dental alaşımlar, yüksek soy (en az %60 soy metal ve %40 altın içeren) (Au-Ag-Pt ve Au-Cu-Ag-Pd), soy metal (en az %25 soy metal içeren) (Au-Cu-Ag-Pd, Au-Ag-Pd, Pd-Cu-Ga ve Ag-Pd) ve baz metaller (%25 ten az soy metal içeren) (Ni-Cr, CoCr ve Ti) olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadır.⁸ Bunun yanı sıra dental alaşımlar, ANSI/ADA Spesifikasyon No.5 'e göre kullanım alanları esas alındığında yumuşak, orta, sert ve çok sert olmak üzere dört grupta incelenmektedir.⁹

1980'lerin başında, altın fiyatlarındaki artıştan dolayı, nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, özellikle kuzey Avrupa ülkelerinde metal alerjisinin büyük bir problem haline gelmesinden dolayı, alerjik reaksiyona neden olmayan titanyumun kullanımı düşünülmüştür. Ancak titanyum dökümündeki zorluklardan dolayı, Andersson ve ark.¹⁰, titanyum kopinglerinin, ilk defa kıvılcım erozyon ve CAD-CAM teknolojisi ile üretimi için girişimde bulunmuşlardır.

2. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM)

CAD ve CAM, 3 kısımdan oluşmaktadır: 1. Görüntünün, bilgisayar tarafından üretilebilecek bir bilgiye çevrilmesini sağlayan tarayıcı, 2. Uygulama alanına göre bilgilerin oluşturulacağı yazılım, 3. İstenilen verilere göre ürünün oluşturulacağı üretim birimi.¹¹ Elde edilen veri, farklı formatlarda kaydedilmektedir. Kullanılan veri formatı, genellikle standart transformasyon dili (STL) şeklindedir.

CAD-CAM ile üretim yöntemleri

CAD-CAM (Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) teknolojisi ile birlikte metal bloktan

kazıma ve hızlı prototip üretim yöntemleri protetik tedavilerde kullanılmaya başlanmıştır.¹² CAD/CAM ile restorasyonların üretilme aşamasında; genel olarak 2 farklı yöntem kullanılmaktadır (Şekil 1). Bloktan eksiltme (kazıma, subtractive) yöntemi ile yapılabileceği gibi tabakalı üretim şeklinde (ekleme, additive) de gerçekleştirilebilmektedir.¹³

2.1. Kazıma (Eksiltme) yöntemi

Bilgisayar destekli freze ve aşındırma cihazlarından oluşmaktadır Restorasyonun aşındırılması için kullanılan bloklar üzerinde, bilgisayar destekli nümerik kontrol cihazında (CNC) kazıma işlemi gerçekleştirilmektedir. Bilgisayar destekli üretim yazılımı; tasarım modelini CNC makinesine yönlendirmektedir. Bu alet; çok eksenli kazıma parçaları içermektedir.¹⁴ Kazıma yöntemleri, kopya milledme ve kıvılcım erozyon (spark erozyon) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır.¹⁵

2.1.1. Kopya milledme yöntemi:

Kopya-milledme (Kopya freze) yöntemi, metal alt yapı üretiminde kullanılan hızlı bir üretim sistemidir.¹⁶ Üç eksenli milledme cihazı, üretimi 3 eksen doğrultusunda gerçekleştirilmektedir. Böylece mil sadece X, Y ve Z değerleri ile tanımlanan yönlere hareket etmektedir. Dental alanda kullanılan tüm üç eksenli cihazlar, restorasyonun iç kısmının ya da dış kısmının üretiminde parçayı 180° çevirebilmektedir (Ör: inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon Brain (Degu Dent)). Dört eksenli milledme cihazı, komponentin çok çeşitli yönlere döndürülebilmesini sağlamaktadır (Ör: Zeno (Weiland Imes)). Beş eksenli milledme cihazı ise, açılı dayanak dişlerin bulunduğu köprüler gibi daha karmaşık yapıların üretilmesini sağlamaktadır (Ör: Everest Engine (KaVo), HSG Milling Device (etkon), Yenadent).¹¹ Celay sistemi de ilk kez Zürih Üniversitesi'nde uygulanan kopya/freze tekniğine dayanan bir sistemdir.

Kullanım alanları

Co-Cr gibi ağır metaller, titanyum gibi döküm prosedürü problemleri olan metaller, PMMA ve seramik işlenebilmektedir.¹⁷

Avantajları:

- 1) Geleneksel yöntemlerle elde edilemeyecek birçok malzeme, bu yöntemle üretilirken zamandan da tasarruf sağlanmaktadır.
- 2) Karmaşık iç yapılar ve andırkat sahaları gibi ince detaylar kolaylıkla üretilmektedir.

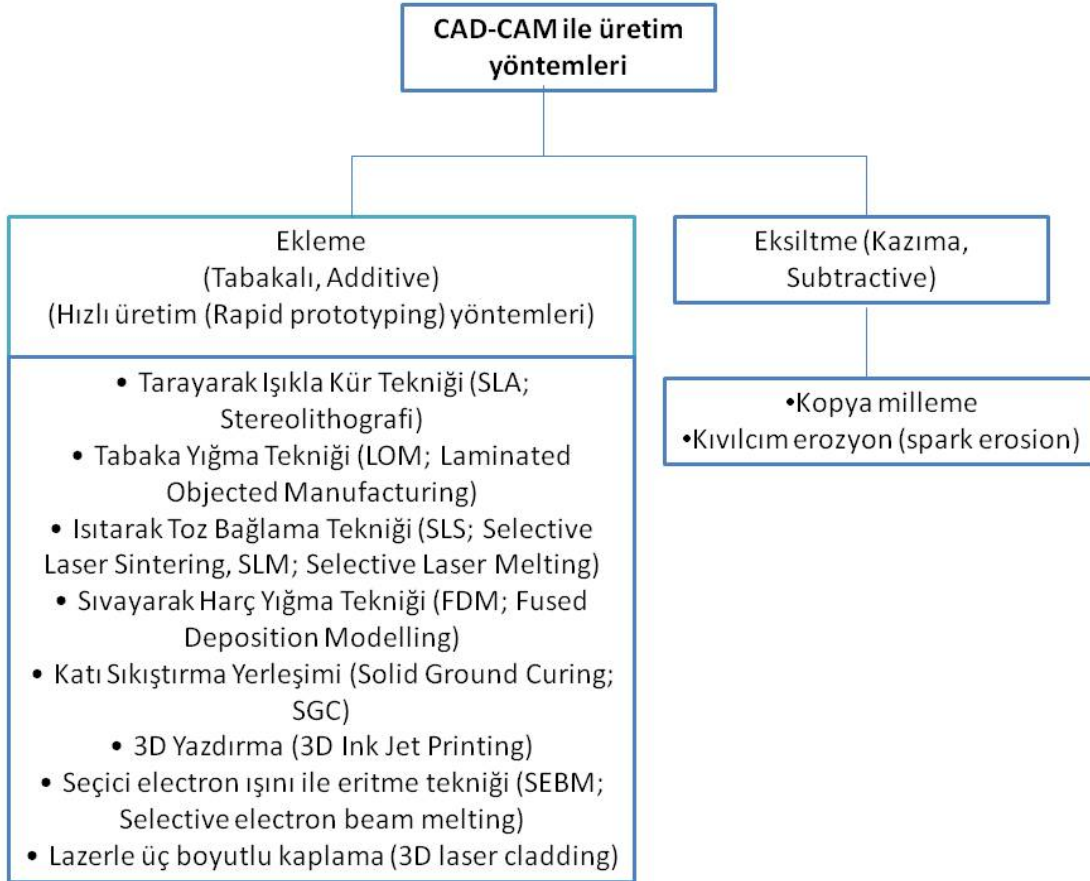
Dezavantajları:

- 1) Bir restorasyonun üretilmesi için kullanılan bloğun %90'lık bir kısmından yararlanılamamaktadır.¹⁴

2.1.2. Kıvılcım erozyon (Spark erosion, Electric discharge machining) yöntemi

18. yy da Sir Joseph Priestly, ilk defa bu işlemi ve bunun metal üzerine etkilerini araştırmıştır. 2. Dünya savaşından sonra, Rus Lazerenko kardeşler, ilk erozyon aparatlarını geliştirmişlerdir. Kıvılcım erozyon tekniği, geleneksel laboratuvar prosedürlerinden daha ideal ve hassas olan üretimi gerçekleştirmek amacı ile geliştirilmiştir. Elektrik akımı ile metal aşındırmayı esas alan CAD-CAM kazıma

yöntemlerinden biridir.¹⁸ Kısa-devre impulsları kullanılarak, yağa benzer bir yalıtkan ortam yaratılarak, metalin şekillendirildiği bir süreçtir. Bu işlem, 1940'ların başlarında endüstride yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Materyali aşırı ısıtmadan, saniyede 250.000 defa elektriksel deşarj ederek hassas metali uzaklaştırmaktadır. Kablo ve prob olmak üzere iki tipi mevcuttur ve prob ucu diş hekimliğinde kullanılmaktadır.^{19,20}



Şekil 1. CAD-CAM ile üretim yöntemleri.

Kullanım alanları

Günümüzde; hassas tutuculu hareketli parsiyel protezler, sabit protezler, titanyum kronlar, teleskobik protezlerde, implant tutuculu overdenturelarda ve metal-rezin bağlantısının geliştirilmesinde kullanılmaktadır.^{21,22} Soylu alaşımlardan ziyade, temel metal alaşımlı kaideli iskeletlerin uyumunun geliştirilmesi için geliştirilen bir yöntemdir.

Avantajları

1) Restorasyonların pasif uyumu sağlanır.

- 2) Termal bir işlem olduğu için, metal sertliğinin etkisi olmaksızın üç boyutlu kompleks yapılar şekillendirilebilmektedir.
- 3) Mekanik kuvvetlerin yarattığı distorsiyonlar olmadan son derece ince işçilik yapılabilir.
- 4) Soğutma işlemine bağlı olarak stres daha az görülmektedir.
- 5) Restorasyonun bitimi pürüzsüz olarak oluşturulmaktadır.
- 6) İşlem boyunca metallerin oksidasyonu azalmıştır. Bu durum özellikle titanyum-porselen bağlantısında önemlidir.

7) Hızlı ve verimli bir işlemdir.²²

8) Porselen kronlar ile birlikte yapılan iskelet dökümlerinde, yalıtkan ortamın soğutulması işlemi sayesinde, porselende hiçbir stres oluşturmaz.

Dezavantajları

- 1) Erozyon, titanyumun aşınma direncini etkileme eğilimindedir.
- 2) Becerikli personel ve özelleşmiş laboratuvar ekipmanı zorunludur.
- 3) Tekniğin yüksek maliyeti, kullanımını kısıtlamaktadır.
- 4) Kullanılan elektrod aşınabilmektedir.^{19,20}

2.2. Tabakalama (Ekleme) yöntemi

Metaller için tabakalı üretim tekniklerinin temeli, 1971 yılında lazer giydirme üretiminin patentini alan Ciraud ve 1977'de seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitme (SLM) sistemlerini tanımlayan Housholder ile atılmıştır.^{3,23} Deckard 1986'da geliştirdiği sistemi, ilk olarak nesnelerin seçici sinterleme ile tabaka şeklinde oluşturulması (Part Generation by Layerwise Selective Sintering, PGLSS) olarak adlandırmış, ardından bu ismi seçici lazer sinterleme (SLS) olarak değiştirmiştir. SLS sistemini ilk kullanan EOS makinesi, 1994 yılında Electrolux firması ile işbirliği yaparak EOS GmbH optik sistemleri tarafından üretilmiştir. 1995 yılında, MCP Teknolojileri firmasında çalışan Fockele ve Schwarze tarafından MCP Realizer adı verilen ve SLM prensibi ile çalışan sistem geliştirilmiştir. 2004 yılında ise EOS GmbH firması lazer sinterizasyon ile ilişkili üç boyutlu sistemlerin tüm patent haklarını elde etmiştir.^{3,23}

Tabakalı üretim yöntemlerinin avantajları

- 1) Birim maliyetlerin azalması.
- 2) Kısa sürede çok fazla sayıda nesnenin üretilmesi.
- 3) Kullanımın kolay olması.
- 4) Üretilen parçaların netliği.
- 5) Artmış mekanik özellikler (daha dayanıklı).
- 6) Üstün biyolojik özellikler (azalmış iyon salınımı ve artmış biyouyumluluk).
- 7) Üstün kimyasal özellikler (yüksek korozyon direnci ve kimyasal stabilite).
- 8) Üretilen objenin ölçüsünü almaya gerek olmaması ve sarf malzeme giderlerinin düşmesi.
- 9) Pörözitesiz üretim.²⁴

Tabakalı üretimde kullanılacak materyaller

Sıvı ve toz halinde bulunan tüm materyaller, tabakalı üretim için kullanılabilir. Bu amaçla, birçok farklı sektörde bugüne kadar kullanılmış malzemeler; demir, bakır, paslanmaz çelik, titanyum alaşımı, nikel esaslı alaşımlar, kobalt esaslı alaşımlar ve alüminyum gibi metaller; farklı biyopolimerler, polikarbonat, akrilik

stiren, naylon, termoplastik elastomer ve döküm mumu gibi materyaller ve silika, alümina, zirkonyum ve zirkonyum silikat gibi seramikler olarak sıralanabilmektedir. Üretim aşamasında kullanılacak bu malzeme çeşitliliği sayesinde, uçak sanayisinden medikal alana kadar malzemenin kullanıldığı tüm sektörlerde tabakalı üretim yöntemi kullanılabilir.²⁵

Hızlı üretim teknolojisinin ticari olduğu ilk yıllarda bu yöntem, sadece hızlı model ve prototip imalatı için kullanılmaktaydı. Malzemenin gözlemlenmesi ve iletişim yoluyla elde edilen bilgilerle, polimerden üretilen prototipler sıklıkla kullanılırdı. Ancak daha sonraki yıllarda, metal ve seramikten direkt olarak fonksiyonel parçaların üretimi yaygınlaşmıştır.^{26,27}

Hızlı üretim yöntemleri

Hızlı üretim teknolojisi, nesnelerin kısa sürede üretimi esasına dayanmaktadır.²⁶ Bunun yanı sıra; malzemelerin sıvı, toz veya katı halde, lazer ve diğer yöntemlerle foton veya ısı uygulayarak bilgisayar kumandası ile şekillendirilmesi olarak açıklanmaktadır.²⁷

Tabakalı üretim yapan tüm sistemlere, serbest katı form üretim sistemleri de denilmektedir. Hızlı üretim yapan cihazlar katmanlama tekniklerine göre sınıflandırıldıklarında 8 ana grup elde edilir (Şekil 1).^{14,17,24,28,29}

1. Tarayarak ışıkla kür tekniği (SLA; Stereolithografi)
2. Tabaka yığma tekniği (LOM; Laminated objected manufacturing)
3. Isıtılarak toz bağlama tekniği (SLS; Selective laser sintering, SLM; Selective laser melting)
4. Sıvı olarak harç yığma tekniği (FDM; Fused deposition modelling)
5. Katı sıkıştırma yerleşimi (Solid ground curing; SGC)
6. Üç boyutlu mürekkepli yazdırma (3D ink jet printing)
7. Seçici elektron ışını ile eritme tekniği (SEBM; Selective electron beam melting)
8. Lazerle üç boyutlu kaplama (3D laser cladding)

Metal altyapı üretim teknolojisinde kullanılanlar; tabaka yığma, ısıtılarak toz bağlama, seçici elektron ışını ile eritme ve lazerle üç boyutlu kaplama tekniğidir.

Tabaka yığma tekniği (Laminated object manufacturing - LOM)

Laminasyon, yassılaştırılmış objelerden üretim anlamına gelmektedir. Bir katman önce inşa edilmiş yüzeye bir yüzeyi yapışkan olan diğer tabaka yapıştırılmakta ve sınırları lazer (CO₂) ile kesilmektedir. Katmanların yapıştırılması esnasında, katmanlar üzerinde gezen ısıtılmış merdane ağırlığının ve ısının etkisi ile katmanların birbirlerine yapışması kolaylaşmaktadır.

Sınırlarından kesilen katmanın dışında kalan kısımlar, oluşturulan parçaya destek olarak işlev görmektedir. Parça son halini alınca bu destek eleman parçadan koparılmaktadır. Düşük maliyetli plastikler, kompozitler, seramikler ve metaller bu üretim sürecinde kullanılabilir. LOM sistemi, büyük kütleli ve geniş hacimli karmaşık yapıdaki malzemelerin üretilmesinde avantaj sağlamaktadır.^{27,28}

Isıtarak Toz Bağlama Tekniği (Laser Melting / Laser Sintering)

Bu yöntemde; ısıtıldığında kaynaşabilen toz halindeki bir hammadde ince ve düzgün bir tabaka halinde yayılmakta ve seçilmiş bölgeler üzerine uygulanan lazer ışını, hammaddeleri ısı etkisiyle sinterleyerek birbirine bağlamaktadır.²⁹ Lazer ışınının taradığı bölgede oluşan ısı ile toz malzeme kısmen eriyerek temas halinde olduğu diğer toz tanelerine yapışmaktadır. Daha sonra işlemi biten katman, kesit kalınlığı kadar aşağıya inmekte ve yeni toz tabakasına aynı işlemler uygulanmaktadır. Destek görevi gören tozlar, işlem bittikten sonra fırça ya da vakum yardımı ile uzaklaştırılmaktadır. Lazerin tozları daha az enerji ile daha hızlı kaynaştırabilmesi için inşa yüzeyi, harici ısıtıcılarda sıcak tutulmaktadır. Ayrıca, metal tozları kullanıldığında kaynaşmayı engelleyecek oksit problemini ortadan kaldırmak için ortam oksit giderici farklı bir gazla doldurulmaktadır (argon ya da nitrojen).¹³

SLS ve SLM, partikül düzeyinde metal alaşım tozlarının lazer kaynağı yardımıyla spesifik derecelerde eritilip birbirleriyle kaynaştırılması işlemleridir. SLS, kısmi eritme; SLM ise tam eritme prosedürü olarak bilinmektedir. Çünkü kısmi eritme işleminde metal tozunun sadece çevresel kısmı eritilirken, tam eritme işleminde metal tozu bütünüyle eritilmektedir.¹³ SLS teriminin sadece metaller alanında kullanımı, direkt metal lazer sinterleme (DMLS) olarak adlandırılmaktadır. Bu tekniğin kullanımı, bronz materyallerden çelik materyallere kadar geniş bir aralıkta metal seçimini sağlamıştır ve aynı zamanda tabaka kalınlığı 100µm'dan 20 µm'a düşürülmüştür.²⁶

Seçici lazer sinterleme (SLS) sistemi

Lazer enerjisi kullanılarak gerçekleştirilen tabakalı üretim tekniklerindedir. Bu yöntemde, lazer enerjisi kullanarak toz haline getirilmiş materyaller birleştirilerek, üç boyutlu katı nesnelere oluşturulmaktadır. Mühendislik alanında kullanılan plastikler, termoplastik elastomerler, metaller ve seramikler gibi farklı materyal sistemlerinin üretiminde kullanılmaktadır.³⁰

Diş hekimliğinde en sık kullanılan tabakalı üretim tekniğidir ve bu alanda kullanılması, CAD-CAM

teknolojilerinin gelişmesiyle beraber başlamıştır. Temelde lazer sinterleme, bir CAD-CAM sistemidir. Tarayıcı sayesinde bilgisayar ortamına aktarılan modellerin tasarımı dijital ortamda yapılır, elde edilen veri doğrultusunda birkaç saat içerisinde istenilen ürünler ortaya çıkmaktadır.³¹ Diş hekimliğinde üretilen parçalar oldukça küçük olduğu için bu alanda kullanılan makinelerde, katman kalınlığı 20 µm olacak şekilde ayarlanmıştır. Alaşım tozu hammaddesi, bir tabaka halinde işlem tablasına yayılmakta ve fiber lazer ışınının yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklıkla toz malzeme eritilmektedir. Üç boyutlu obje tamamlanana kadar bu siklus termal ve mekanik aşamalarla devam etmektedir. Lazer demetinin taramadan geçmesi ile arta kalan toz, gevşek bir biçimde kalmakta ve üretilen parçaya desteklik sağlamaktadır.¹⁵ Üretim yapıldığı kafes kapalıdır ve işlem oksidasyonu önlemek amacı ile inert bir atmosferde (nitrojen ya da argon) gerçekleştirilmektedir. SLS'de yoğunluğu %60'ı geçen parçalar üretebilmek amacı ile hazırlanmış özel toz karışımları kullanılmaktadır.²⁸ İşlem sonrasında, post sinterizasyon sürecine ihtiyaç duyulmaktadır. Elde edilen ürünler, direkt olarak kullanıma sunulmamaktadır. Üretim sonrasında, fırınlama işlemine tabi tutularak yapısal bütünlüğün tamamlanması sağlanmaktadır.¹²

SLS, ısı uygulandığında sinterlenmeye ya da birleşmeye uygun olan toz şeklinde neredeyse bütün malzemelerin kullanımına uygun bir yöntem olduğundan en sık kullanılan hızlı üretim tekniğidir. Lazer ışınının yarattığı ısı nedeniyle eriyen toz taneleri, temas halinde oldukları diğer toz taneleriyle doğal olarak birleşmekte ve her katmanda tekrarlanan bu işlem sonrasında parça üretimi tamamlanmaktadır. Düşük kaynaşma ya da sinterlenme özellikleri gösteren malzemelere bağlayıcı bir ajan ilave edilmektedir.³² Parçaların üretim esnasındaki yoğunlaşma mekanizmaları sıvı faz sinterizasyonudur. Erime; ıslanma ya da sıvı akışı ile karakterizedir. Tek bileşenli toz içeren durumlarda parçacıkların yüzey erimesi ve sıvı akışı sebebiyle sıvı faz sinterlenmesi gerçekleşmektedir. Sinterleme ya da infiltrasyondan sonra lazerle sinterlenmiş parçaların mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için üretim sonrası süreç gerekmektedir.¹³

Diş hekimliğinde kullanım alanları

Kullanım alanları; kranial implantlar, dental implantlar, hareketli bölümlü protez metal iskeletleri, sabit protezlerde metal alt yapılar, implant üstü sabit restorasyon, hibrit restorasyonlar, dental modellerin oluşturulması şeklinde sıralanabilir.^{30,31} SLS (Selective

laser sinterization) sisteminde; çelik, titanyum, titanyum alaşımları ve Co-Cr alaşımları gibi çok çeşitli metaller kullanılmaktadır.¹⁷

Avantajları

- 1) Yüksek doğruluk düzeyinde parçalar üretilebilmektedir.
- 2) Lazer sinterleme cihazları ile üretilen metal alt yapılarda, döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülme ortadan kalkmakta, sahip oldukları boyutsal stabilizasyon sayesinde çok üyeli restorasyonlar, destek dişler üzerine pasif olarak yerleşmektedir.
- 3) Üretim sonrası süreç kolaydır.
- 4) Üretim esnasında destek yapıya ihtiyaç duyulmamaktadır.
- 5) Yüzey özellikleri ve mekanik özellikleri çok iyi olan parçalar üretilebilir ve parçalar tabaka tabaka üretildiklerinden, döküm ya da milledme gibi yöntemlerle üretilemeyen küçük parçaların da üretimi gerçekleştirilebilir.
- 6) SLS ile döküm işlemlerindeki gibi özel malzemelerin kullanımına gerek olmadan üretim yapılabilir.
- 7) SLS yönteminin iş/zaman oranı oldukça yüksektir.
- 8) Toz malzeme oldukça kolay ve hassas bir şekilde işlenebildiğinden yöntem verimlidir.
- 9) SLS yöntemi ile imal edilmiş model için gerekli bitirme işlemleri minimum seviyededir.^{33,34}

Dezavantajları

- 1) Bilgisayar ortamında hazırlanmış üç boyutlu tasarımın, hızlı prototipleme üretim sistemlerine naklini sağlamak için ara yüzeye ihtiyaç duyulmaktadır. Cihazlarda yaygın kullanılan ara yüzey, STL (Standard Template Library) formatıdır. STL formatı çoğu kez orijinal CAD veri dosyasından daha büyük yer kaplar ve çok fazla gereksiz bilgi içermektedir.
- 2) STL formatında geometri kusurları bulunmaktadır.
- 3) Çoğu ticari CAD sağlayıcısı tarafından kullanılan dönüştürme algoritmaları, günümüzde yetersiz kalmaktadır. Üretimi yavaşlatan bu kusurlar sebebiyle, onarım yazılımına olan ihtiyaç artmaktadır.
- 4) Büyük STL dosyalarının çözülmesi için uzun zamana ihtiyaç vardır.^{33,34}

Seçici lazer ergitme (SLM) sistemi

SLM, kullanılan teçhizat yönünden seçici lazer sinterleme yöntemine benzemektedir. Ancak, seçici lazer ergitmede kullanılan yüksek enerji, tozun tamamen ergimesine neden olmaktadır. Bu nedenle, seçici lazer ergitmede yoğunluğu daha yüksek parçalar üretilebilmektedir.¹¹ SLM teknolojisi, Concept Laser tarafından geliştirilmiştir ve "LaserCusing" ismiyle patentlenmiştir. Lazer

mikrosinterleme sürecinde de aynı SLS gibi toz serilmesi ve tozlar arasında bölgesel ergime sağlanmaktadır.³⁵ SLS ve SLM benzer ekipmanlar içermektedir, fakat SLM'de çok daha yoğun bir enerji ile tozların tümünün erimesi sağlanmaktadır. Böylece parçaların yoğunluğu, teorik yoğunluğuna daha yakın olmaktadır. Piyasada SLM kullanan cihazlar, Trumaform LM 250, MCP Realizer ve LUMEX 25C'dir.

Avantajları

- 1) SLM ile yüzey özelliği ve mekanik özellikleri çok iyi olan parçalar üretilebilmektedir.
- 2) Döküm veya milledme yöntemi ile üretilemeyen düşük ağırlıklı hücresel yapıların da üretimi gerçekleştirilebilmektedir.³⁶

Dezavantajı

- 1) Diğer sistemlere göre daha pahalı ekipmana gereksinim duyulmaktadır.³⁶
- 2) SLM yöntemi ile tam yoğunlukta parçalar üretilebilmektedir fakat doğru işlem kontrolü sağlanmadığında, üretilen parçalarda yüksek iç gerilimler ve zayıf yüzey bitimi meydana gelmektedir. Bunun sebebi; işlem esnasında oluşan yüksek sıcaklık değişimleridir.³⁷

Kullanım alanları

Bu cihazlar; titanyum, çelik, bronz ve diğer metallerden oluşan tam yoğunlukta metal parçaların üretiminde kullanılmaktadır.

Hızlı üretim teknolojisinde lazer kullanımı:

Lazer sistemlerinin endüstride ilk kullanımı, lazer kaynak ve lazer kesme cihazlarıdır. Üreticiler tarafından lazer kaynak tekniği, metallerin lehimlenmesi için yeni, hızlı, ekonomik ve güvenilir bir teknik olarak önerilmiştir. İşlem direkt olarak model üzerinde gerçekleştirildiği için, dökümden kaynaklanan distorsiyon elimine edilmektedir. Tüm metallerde, özellikle titanyumda kullanılabilir ve yüksek dayanıma sahip bağlantı bölgeleri oluşturulabilmektedir.³⁸

Hızlı üretimde ve kaynak işleminde kullanılan lazer tipleri; CO₂ ve Nd-YAG lazerlerdir. Güç olarak kullanım aralığı 50- 500W'tır, ancak CO₂ lazerde güç 18kW'a kadar çıkabilmektedir. CO₂ lazerler ile Nd-YAG lazerler arasındaki en belirgin fark dalga boylarıdır. Nd-YAG lazerin dalga boyu 1.06µm iken, CO₂ lazerin dalga boyu 10.6µm'dur.¹³ Seçilen lazer tipi kullanılan malzemeden bağımsız olmamalıdır. Lazerin dalga boyu, enerjisi ve güç özellikleri, üretilen parçaların yoğunlukları ve yüzey özellikleri üzerinde etkilidir.³² Lazerin dalga boyu azaldıkça, pek çok

metalin soğrulması artmaktadır. Nd-YAG lazer kullanarak aynı yoğunluğa sahip tozlarda daha büyük erime derinliği elde edilebilmektedir. Daha yüksek absorpsiyonla birlikte daha iyi bağlantı gerçekleşmektedir. Nd-YAG lazerin bir diğer avantajı ise, ışına rehberlik edecek bir optik tablonun kullanılabilir olmasıdır. Pek çok ticari firma; Nd-YAG lazerlerde metallerin absorpsiyon gücünün daha fazla olmasına rağmen, CO2 lazer kullanmaktadır. Çünkü CO2 lazerler, daha yüksek etkinliğe ve daha düşük maliyete sahiptir. Ayrıca Nd-YAG lazerlerle kıyaslandıklarında bakımları daha kolaydır.¹³ Diod lazerler, CO2 ve Nd-YAG lazerlerden daha yüksek maliyetlidir ve düşük ışın kalitesine sahiptir. Bu nedenlerle, lehimleme ve kaynak gibi uygulamalarda yüksek güçte diod lazer kullanılmasına rağmen, hızlı üretimde diod lazeri kullanılmamaktadır.^{13,25}

Seçici electron ışını ile eritme tekniği (SEBM; Selective electron beam melting)

Bu sistem, metal üretiminde kullanılan bir tabakalı üretim tekniğidir. Sıvı olarak harç yığıma tekniği, plastik üretiminde kullanılırken, bu tekniğin metal üretimi için geliştirilmiş olan şekli seçici elektron ışını ile eritme tekniğidir.¹⁷ Bu teknolojiye, yüksek vakumda elektron ışını kullanılarak metal tozları tabakalama yöntemi ile eritilmektedir. Elektron akımı, tungsten filamanın ısıtılması ile oluşturulmakta ve manyetik alana yönlendirilmektedir.

Avantajları

- 1) Diğer metal üretim tekniklerinden farklı olarak; üretilen parçalar, yoğun, boşluksuz ve çok sağlamdır.
- 2) Üretim için lazer ışını veya herhangi bir gaz kullanımı gerekmemektedir.

Dezavantajları

- 1) Üretimde oluşturulan metalin büyük bir kısmı kullanılmayıp atılmaktadır.
- 2) İşlem süresi uzundur.
- 3) Pahalı takım gerektirmektedir.²⁵

Kullanım alanları

Ortopedide, maksillofasial cerrahide ve kişisel implant üretiminde kullanılmaktadır. Kemik yapısına uygun porözitede yapılar oluşturabildiği için, kemiğe adaptasyonu mümkün olabilmektedir. Bunların yanı sıra, Ti-6Al-4V, Co/Cr ve Ni esaslı alaşımların üretiminde kullanılmaktadır.³⁹

Lazerle üç boyutlu kaplama (3D laser cladding):

Lazerle kaplama, farklı yüzeylere sahip yapıları kaplama ve tamir etmek amacıyla kullanılmaktadır. Lazer ışını ile toz, materyalin yüzeyine yayılmaktadır. Bu teknikte, kaplama materyali ile substrat arasındaki bağlantının

dayanıklı olması amacıyla, substrat yüzeyinde çok ince bir tabaka eritilmektedir.⁴⁰ Bu işlem aynı zamanda, lazer ile tasarlanmış ağ şekillendirme (LENS) olarak da adlandırılmaktadır.

Elektroforez (Electroforming, Elektrikle şekil verme)

Elektrikle şekil verme, ilk olarak bir Alman profesör olan, Litvanya Riga'da eğitim vermiş Profesör Moritz H. von Jacobi tarafından bulunup geliştirilmiştir. Madalya imalatı ve sanat işlerinde kullanılan bu metoda galvanoplasti adını vermiştir. Günümüzde elektrikle şekil verme (electroforming) olarak bilinmektedir. Elektroforez tekniği, döküm tekniğine alternatif olarak üretilmiş bir tekniktir. Diş hekimliğinde, 1840 yılında ilk defa dayaların oluşturulmasında kullanılmıştır. 24 ayar altın direk olarak day üzerinde biriktirilir, koping kalınlığı çok incedir (0.2 mm) ve yüksek biyouyumluluğa sahiptir.⁴¹ Elektrokaplama ve elektroforez arasındaki fark, yüklenen metal kalınlığıdır.⁴²

Kullanım alanları

Porselen inley ve kron altyapılarının oluşturulmasında kullanılan bir sistemdir. Teleskobik protezlerde metal alt yapı üretiminde kullanılabilir.

Avantajları

- 1) Altyapının altın olması sebebiyle estetikdir.
- 2) Koping kalınlığı azalmıştır.
- 3) Kullanımı kolaydır ve küçük seramik laboratuvarlarında kullanılabilir.
- 4) Kole uyumu iyidir.

Dezavantajları

- 1) Uzun işlem süresi vardır.
- 2) Kırılabilirlik, oksidasyon ve iç stresler nedeni ile materyal kısıtlamaları (bakır, altın, demir ve nikel kullanımı) bulunmaktadır.
- 3) Homojen olmayan kalınlık oluşabilmektedir.⁴³
- 4) Porselen-metal bağlantı problemleri görülebilmektedir.
- 5) Koping dayanımı, döküm ile üretilen kopingten düşüktür.⁴²

Metal alt yapı üretim teknolojilerinin kullanım alanları:

Sabit protetik restorasyonların üretiminde kullanımı
Hızlı üretim teknikleri; ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma özelliği ile günümüz CAD/CAM sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır.⁴⁴ Bu teknikler ile döküm işlemleri esnasında meydana gelen büzülme ortadan kalkmaktadır. Bunun yanı sıra, sahip oldukları boyutsal stabilizasyon sayesinde çok üyeli

restorasyonlar, destek dişler üzerine pasif olarak yerleşmektedir.^{12,45}

Metal alaşımlarında lazer ile lehimleme işleminin kullanımı

1990'dan beri Nd-Yag dental lazerler ticari olarak kullanılmaktadır. Üreticiler, lazer ile lehim tekniğini; metal lehim için kullanılabilir yeni, ekonomik, hızlı ve doğru bir yöntem olarak tanıtmıştır.

Avantajları

- 1) Lazer cihazı, ticari bir laboratuvarında zamandan kazanç sağlar, çünkü tüm lehim işlemi direkt olarak ana model üzerinde gerçekleştirilmektedir.
- 2) Ana modelden rövetmana alınma sırasında ve ısı distorsiyonu sonucunda görülen hata riski azaltılmaktadır.
- 3) Özellikle titanyum alaşımları olmak üzere, potansiyel olarak tüm metaller birleştirilebilmektedir.
- 4) Lazer kaynak işlemi ile birleştirilen tüm metaller, alaşım yüzeyiyle uyumlu olacak şekilde yüksek dayanıma sahip olmaktadır.³⁸

Bölümlü protez uygulamalarının üretiminde kullanımı

CAD/CAM teknolojisi ile kazıma işlemi, geleneksel hareketli bölümlü protezlerin tutucularının karmaşık, ince formunun ve proksimal plaklarının işlenmesinde yetersizdir. Bu amaçla geliştirilen hızlı üretim tekniği ile hareketli bölümlü protezlerin iskeletlerinin üretiminde, geleneksel metoda kıyasla daha kısa sürede, kusursuz üretim gerçekleştirilebilmektedir.⁴⁶

Çene-yüz protezlerinde kullanımı

Hastadan alınan manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (CT) verileri doğrultusunda, hızlı prototip üretim cihazları ile yüz protezlerinin üretimi de mümkün olabilmektedir. Bu sayede, defekt bölgesiyle uyumlu, boyut, şekil ve kozmetik olarak uygun yüz protezleri üretilebilmektedir.¹²

2014 yılında yapılan bir çalışmada, obtüratör iskeletleri tasarlamak için hızlı üretim tekniğinin kullanımının fonksiyonel etkileri araştırılmıştır. Hızlı üretim tekniğinin kullanımının rezeksiyondan sonra palatal defektin kapatılmasında tatmin edici sonuçlar sağladığı bildirilmiştir.⁴⁶

İmplantoloji alanında kullanımı

1990'dan beri SLS ile üretilen implantlar; polimer, polimer/seramik kompozit ve seramik araştırmalarının temelindeyken, SLM ile üretim, son zamanlarda yaygınlaşmaya başlamıştır. Titanyum ve titanyumun tüm alaşımlarından SLM ile sert doku implantı üretiminin gelişimi, hızla devam etmektedir. Yapılan bir çalışmada, SLM ile üretilen bireysel yapılandırılmış Ti-6Al-4V'nin yapısal, mekanik ve in vitro karakteristikleri

araştırılmıştır. İn vitro deneyler sonucunda; SLM ile üretilen Ti-6Al-4V'nin, canlı insan osteoblastlarının yayılmasına ve büyümesine izin verdiği gözlenmiştir.⁴⁷ İmplant üstü restorasyonlarda, bar yapımı esnasında ya da metal destekli seramik restorasyon üretirken, dökümden kaynaklanan büzülme ve uyumsuzlukları engellemek ve pasif uyumu sağlamak amacıyla metal bloklar kullanılmaktadır.⁴⁸ Geçmişten beri kullanılan geleneksel metal blokların yanı sıra güncel bir materyal olan sinterlenen metal bloklar da son zamanlarda piyasada yerini almıştır. Bu bloklar %63,3 kobalt, %28,5 krom içeriğine sahip olup, elastisite modülü 165 GPa'dır. Bu bloklardan restorasyonların üretilmesi, zirkonya esaslı bloklardan restorasyon üretim süreci ile benzerlik göstermektedir. Kısmi sinterlenmiş metal bloklar sinterlendikten sonra gösterdikleri büzülme miktarı göz önünde bulundurulduğunda, %110 oranında daha büyük freze edilmektedirler. Freze edilen restorasyonlar, argon gazlı ortamda sinterlenerek, mekanik özellikler ve boyut bakımından son haline ulaşmaktadır.⁴⁹

Cerrahi alanda kullanımı

Hızlı prototip üretim tekniğiyle, üç boyutlu modeller elde edilerek cerrahi öncesi ve sonrası planlamalar, implant cerrahisi için cerrahi stentler de yapılabilmektedir.⁵⁰

Metal alt yapı üretim teknolojileri kullanılarak üretilen protetik yapılarla ilgili çalışmalar

İmplantoloji alanında çalışmalar

Mangano ve ark.⁵¹ 2011 ve 2013 yılları arasında, SLS yöntemi ile üretilmiş implantların kullanıldığı hastalarda, 8 haftalık iyileşme süresi sonunda, mini implantlar ve kemik arasında yakın bir temas oluştuğunu göstermişlerdir. Bunun yanı sıra, implantların kişiye özel olarak üretilebildiğini göstermişlerdir. Bir diğer çalışmada, SLS yöntemi ile üretilmiş dar çaplı tek parça implantlar ile yaptıkları çalışmanın 2 yıllık takibi sonunda, implantların başarılı sonuçlar ortaya koyduğunu göstermişlerdir.⁵² 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada, aynı şekilde üretilmiş implantları implant üstü overdenture restorasyon dayanağı olarak kullanmışlar ve güvenilir ve başarılı sonuçlar bildirmişlerdir.⁵³ Mangano ve ark.⁵⁴ yaptıkları bir diğer çalışmalarında, DMLS titanyum implantların başarılı sonuçlar gösterdiğini, ancak DMLS implantların geleneksel implantlarla kıyaslandığında daha üstün özellikler gösterdiğini ispatlayacak çalışmalara ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir. 2015 yılında yaptıkları bir çalışmada, splintlenmeden overdenture desteği olarak kullanılan DMLS titanyum mini-implantların başarısını

değerlendirmişler ve başarılı bir tedavi olduğunu bildirmişlerdir.⁵⁵ 2011 yılında yapılan sistematik bir derlemede; farklı implant altyapı materyal ve üretim tekniklerinin doğruluğunun değerlendirildiği çalışmalar taranmıştır.⁵⁶ Yapılan değerlendirmede, soy metal döküm altyapıların uyumunun başarılı olduğu, temel metal alaşımlarının kabul edilebilir seviyede uyum göstermediği belirtilmiştir. Bunun yanı sıra, kıvılcım erozyon ve CAD-CAM yöntemleri ile üretimin implant alt yapılara uyumu arttırdığını bildirilmiştir.

Traini ve ark.⁵⁷, SLS yöntemi ile titanyum dental implant üretmişlerdir. Yaptıkları mekanik testlerin sonucunda; bu yöntem ile üretilen implantların, kemiğin elastik özelliklerine daha yakın, boşluğu daha az ve daha kompakt yapıya sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Benzer şekilde; yapılan bir çalışmada SLM tekniği ile kök formunda implantlar üretmişler ve bilgisayarlı tomografi analizi sonucunda, birinci yıl takip muayenesinde, mükemmel fonksiyonel ve estetik uyum gösterdiğini bildirmişlerdir.⁵⁸

Marjinal uyum çalışmaları

Lazer sinterize yapıların marjinal ve iç uyumlarının, döküm yöntemleri ile in vivo olarak karşılaştırıldığı ve porselen fırınlama sikluslarının restorasyonun uyumuna etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, lazer ergitme teknolojisi kullanıldığında, üretimin geleneksel yöntemler ile kıyaslanabilir bir başarı gösterdiği belirtilmiştir.⁵⁹ Bir diğer çalışmada, DMLS ile elde edilen metal altyapıların marjinal ve iç uyumu değerlendirilmiş, uyumun döküm yöntemi ile elde edilen kronlarla karşılaştırılabilir olduğu, hatta SLS yönteminin daha üstün özellikler gösterdiği belirtilmiştir.⁶⁰ Kronların iç uyumunun farklı yöntemlerle in vitro olarak değerlendirildiği bir çalışmada; lazer sinterize kronların uyumunun kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir.⁶¹ Geleneksel döküm işlemi ve lazer sinterleme ile üretilen metal alt yapıların iç uyumlarının kıyaslandığı başka bir çalışmada, iki yöntem arasında belirgin bir farklılık olduğu gözlenmiştir. Ayrıca, DMLS yöntemi ile üretilen alt yapıların, klinik uygulamalar için kabul edilebilir marjinal açıklığa sahip olduğu belirtilmiştir.⁶²

Bağlanma dayanımı çalışmaları

Yapılan bir çalışmada, lazer sinterleme ve döküm yöntemi kullanılarak elde ettikleri CoCr ve NiCr altyapıların porselen bağlantılarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada karşılaştırılan grupların bağlanma dayanımları açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır.⁶³

Döküm, milled ve lazer sinterleme ile üretilen metal alt yapılar ile veneer porseleni arasındaki bağlantı

dayanımının değerlendirildiği bir çalışmada, gruplar arasında bağlantı açısından fark görülmemiştir.⁶⁴

Kırılma dayanımı çalışmaları

Geleneksel döküm, CAD-CAM ve DMLS yöntemi ile üretilen postların kırılma dayanımının karşılaştırıldığı bir çalışmada, geleneksel döküm ve DMLS yöntemi ile üretilen postların kırılma dayanımı benzer değerler sergilerken, CAD-CAM ile üretilen postlar daha yüksek değerler göstermiştir.⁶⁵ Suleiman ve ark.'nın⁶⁶ yaptığı bir çalışmada, döküm ve lazer sinterleme ile elde edilen CoCr kopinglerin kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır ve gruplar arasında istatistiksel fark gözlenmemiştir.

Metal iyon salınımı konusundaki çalışmalar

Luchetti ve ark.'nın⁶⁷ yaptıkları bir çalışmada, farklı yöntemlerle (geleneksel döküm, CAD-CAM ve lazer sinterleme) üretilen CO-Cr alaşımlarının iyon salınımı değerlendirilmiş ve gruplar arasında anlamlı fark gözlenmemiştir.

İmplant tedavisinde kemik ogmentasyonu için membran olarak özel yapım titanyum malzeme üzerine bir çalışma yapılmış ve seçici lazer eritme (SLM) ile üretilen titanyum ürünlerin doğruluğu değerlendirilmiştir.⁶⁸ Numunelerin boyutları, hızlı üretim ve bir SLM makinesi kullanılarak ayarlanmıştır ve saf titanyum tozu kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda; özel yapım titanyum ürünlerinin yüksek kalitede ve çeşitli morfolojilerde üretilmesinde SLM tekniğinin kullanılabilceği tespit edilmiştir. Yapılan bir tez çalışmasında; lazer sinterize yapıların korozyon direnci, iki farklı yöntem kullanılarak, elektrokimyasal impedans spektroskopisi ve potansiyodinamik polarizasyon testleri ile değerlendirilmiştir. Elektrokimyasal korozyon sonuçları, lazer sinterizasyon yönteminin alaşımın korozyon direncini arttırdığını ve iyon salınımını azalttığını göstermiştir. NiCr disklerin yerleştirildiği hücrelerin ortalama canlılık yüzde değerinin kontrol grubuna oranla istatistiksel açıdan anlamlı şekilde daha düşük olduğu belirtilmiş, ancak döküm CoCr ve lazer sinterize CoCr alaşımlarının kontrol grubu ile kıyaslandığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı gösterilmiştir.⁶⁹

SONUÇLAR:

Dental protezlerin, özel aletler ve insan aracılığı olmadan, çeşitli üretim teknikleriyle direkt olarak bir bilgisayar modelinden kolayca ve hızlıca üretilmesi, devrim niteliği taşıyan bir yeniliktir. Bunun yanı sıra, halen daha iyi kalitede, doğrulukta, daha hızlı ve farklı yapılarda üretimin gelişmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Metal esaslı malzemeler ve üretim teknikleri üzerinde çalışmalar devam etmektedir.

Son yıllarda yeni üretim yöntemleri kullanılarak yapılmış çalışmaların sayısı artmış olmakla birlikte, kanıt değeri yüksek, randomize ve kontrollü uzun dönem klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Çekiç Nagaş I, Ergün G. Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. GÜ Diş Hek Fak Derg 2008; 25: 51.
2. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. Curr Opin Dent 1991; 1: 150-154.
3. Delikanlı K, Sofu MM, Bekci U. Üretim sektöründe hızlı direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi. Mak Teknol Elektr Derg 2005; 4: 33-39.
4. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 4. baskı. Chicago: Quintessence Pub; 2008.
5. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. Aust Dent J 2011; 56 Suppl 1: 97-106.
6. Von Fraunhofer JA. Dental materials at a glance. 2. baskı. UK: Wiley Blackwell; 2013.
7. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 1. baskı. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi; 1996.
8. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's Restorative Materials 13. baskı. PA: Elsevier Mosby; 2012.
9. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment: Revised ANSI/ADA Specification No. 5 for dental casting alloys, J Am Dent Assoc 1989; 118: 379.
10. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergmann B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. J Prosthet Dent 1996; 76: 187-193.
11. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J 2008; 204: 505-511.
12. Yıldırım MP, Bayındır F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg 2013; 23: 430-435.
13. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. Int J Mach Tools 2006; 46: 1459-1468.
14. Kesmezacar BA, Gaucher H. Are the methods of fabricating partial dentures changing from stone age to the digital age? Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics 2015; 1: 53-59.
15. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-Fillings of the future? Int Dent J 1997; 47: 247-258.
16. Açıklın A, Budak EN, Uçar Y. Geleneksel döküm ve kopya milled yöntemleri ile hazırlanan metal altyapıların iç uyumlarının karşılaştırılması. Acta Odont Turc 2011; 28: 169.
17. Van Noort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater 2012; 28: 3-12.
18. Jacob Jo L. Spark erosion process: An overview. J Dent Imp 2011; 1: 2-6.
19. Berger JC, Driscoll CF. Rehabilitation of a spark erosion prosthesis: a clinical report. J Prosthodont 2006; 15: 113-116.
20. Rübelling G. New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. Quintessence Int 1999; 30: 38-48.
21. Janda R, Roulet JF, Latta M, Damerau G. Spark erosion as a metal- resin bonding system. Dent Mat 2007; 23: 193-197.
22. Roedel Ned BV. Electric discharge machining in dentistry. Int J Prosthodont 1992; 5: 114-121.
23. Rosen D. Design for additive manufacturing: Past, present, and future directions. J. Mech Des 2014; 136: 1-2.
24. Chua C, Teh S, Gay R. Rapid prototyping versus virtual prototyping in product design and manufacturing. Int J Adv Manuf Tech 1999; 15: 597-603.
25. Levy GN, Schindel R, Krut JP. Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives. CIRP Ann-Manuf Techn 2003; 52: 589-609.
26. Lind JE, Hanninen J, Kotila J, Nyrhila O, Syvanen T. Rapid manufacturing with direct metal laser sintering. Mat Res Soc Symp Proc Vol 2003: 758; 17-22.
27. Sofu MM, Delikanlı K. Hızlı direkt imalat yöntemleri ve uygulamaları. TİMAK-Tasarım İmalat Analiz Kongresi. 2006: 194-200.
28. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. Int J Adv Manuf Tech 2006; 29: 317-335.
29. Kruth J-P, Leu MC, Nakagawa T. Progress in additive manufacturing and rapid prototyping. CIRP Ann-Manuf Techn 1998; 47: 525-540.
30. Apak S, Özüğür B, Korkut İ, Şeker U, Dündar K. Farklı hızlı prototipleme cihazlarında üretilen

- parçaların üretim zamanı ve maliyet açısından karşılaştırılması. 2. Ulusal tasarım imalat ve analiz kongresi. 11-12 Kasım 2010-Balıkesir. 2010; 354-363.
31. Simchi A. Direct laser sintering of metal powders: Mechanism, kinetics and microstructural features. *Mater Sci Eng: A* 2006; 428: 148-158.
 32. Kruth J-P, Wang X, Laoui T, Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. *Ass Autom* 2003; 23: 357-371.
 33. Ippolito R, Iuliano L, Gatto A. Benchmarking of rapid prototyping techniques in terms of dimensional accuracy and surface finish. *CIRP Ann-Manuf Techn* 1995; 44: 157-160.
 34. Özüğür B. Hızlı prototipleme teknikleri ile kompleks yapıdaki parçaların üretilebilirliklerinin araştırılması. Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Eğitimi Anabilim Dalı, Ankara, 2006, Doktora Tezi.
 35. Beaman JW, Barlow DL, Bourell RH, Crawford HL, Marcus KP, McAlea KP. *Solid Freeform Fabrication: A New direction in manufacturing*. 1. baskı. New York: Kluwer Academic Publishers; 1997.
 36. Strano G, Hao L, Everson RM, Evans KE. Surface roughness analysis, modelling and prediction in selective laser melting. *J Mater Proc Technol* 2013; 4: 589-597.
 37. Tolochko NC, Mozzharov SE, Yadroitsev IA, Laoui T, Froyen L, Titov VI, Ignatiev ve ark. Balling processes during selective laser treatment of powders. *Rapid Prototyping J* 2004; 10: 78-87.
 38. Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to the non precious dental alloys procedure and results. *Br Dent J* 2001; 190: 255-257.
 39. Heintl P, Müller L, Körner C, Singer RF, Müller FA. Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting. *Acta Biomater* 2008; 4: 1536-1544.
 40. Plati A, Tan JC, Golosnoy IO, Persoons R, Van Acker K, Clyne TW. Residual stress generation during laser cladding of steel with a particulate metal matrix composite. *Adv Eng Mat* 2006; 8: 619-624.
 41. Raigrodski AJ, Malcamp C, Rogers WA. Electroforming technique. *J Dent Technol* 1998; 15: 13-16.
 42. Vence BS. Electroforming technology for galvanoceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 444-449.
 43. McGeough J, Leu MC, Rajurkar KP, De Silva AKM, Liu Q. Electroforming process and application to micro/macro manufacturing. *CIRP Ann-Manuf Techn* 2001; 50: 499-514.
 44. Yüksel E, Zaimoğlu A. Hızlı prototip üretim teknolojileri ve diş hekimliğinde kullanımı: Olgusu. *Cumhuriyet Dent J* 2011; 14: 225-229.
 45. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent (Shiraz)* 2015; 16: 1-9.
 46. Kim MS, Jeong-Yol L, Sang-Wan S. Fabricating an obturator using rapid prototyping to design the framework: a case report. *Int J Prosthodont* 2014; 27: 439-41.
 47. Hollander DA1, von Walter M, Wirtz T, Sellei R, Schmidt-Rohlfing B, Paar O, ve ark. Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. *Biomaterials* 2006; 27: 955-963.
 48. Mehl C, Harder S, Byrne A, Kern M. Prosthodontics in digital times: A case report. *Quintessence Int* 2013; 44: 29-36.
 49. Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comp Dent* 2013; 16: 173-181.
 50. Lal K, White G, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. *J Prosthodont* 2006; 15: 51-58.
 51. Mangano F, Bazzoli M, Tettamanti L, Farronato D, Maineri M, Macchi A, ve ark. Custommade, selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. *Lasers Med Sci* 2013; 28: 1241-1247.
 52. Mangano F, Pozzi-Taubert S, Zecca PA, Luongo G, Sammons RL, Mangano C. Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: a 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. *Implant Dent* 2013; 22: 388-393.
 53. Mangano F, Luongo F, Shibli JA, Anil S, Mangano C. Maxillary overdentures supported by four splinted direct metal laser sintering

- implants: a 3-year prospective clinical study. *Int J Dent* 2014; 2014: 1-9.
54. Mangano F, Chambrone L, van Noort R, Miller C, Hatton P, Mangano C. Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature. *Int J Biomater* 2014; 2014: 1-11.
55. Mangano FG, Caprioglio A, Levrini L, Farronato D, Zecca PA, Mangano C. Immediate loading of mandibular overdentures supported by one-piece, direct metal laser sintering mini implants: a short-term prospective clinical study. *J Periodontol* 2015; 86: 192-200.
56. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2011; 24: 207-220.
57. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater* 2008; 24: 1525-1233.
58. Figliuzzi M, Mangano F, Mangano C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Max Surg* 2012; 41: 858-862.
59. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater* 2008; 24: 1311-1305.
60. Tamaç E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 909-913.
61. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 253-259.
62. Park JK, Lee WS, Kim HY, Kim WC, Kim JH. Accuracy evaluation of metal copings fabricated by computer-aided milling and direct metal laser sintering systems. *J Adv Prosthodont* 2015; 7: 122-128.
63. Akova T, Uçar Y, Alper T. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater* 2008; 24: 1400-1404.
64. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 600-605.
65. Bilgin MS, Erdem A, Dilber E, Ersoy İ. Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *J Prosthodont Res* 2016; 60: 23-28.
66. Suleiman SH, Vult Von Steyern S. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odont Scand* 2013; 71: 1280-1289.
67. Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, De Vittori E, Giampaoli S, Papetti P, ve ark. Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 602-608.
68. Otawa N, Sumida T, Kitagaki H, Sasaki K, Fujibayashi S, Takemoto M, ve ark. Custom-made titanium devices as membranes for bone augmentation in implant treatment: Modeling accuracy of titanium products constructed with selective laser melting. *J Cranio-Maxillofacial Surg* 2015; 43: 1289-1295.
69. Açıklan A. Lazer sinterize alaşımların biyoyumluluklarının döküm alaşımları ile karşılaştırılması. Çukurova Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Adana, 2014, Doktora Tezi.

Yazışma Adresi:

Doç. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi AD, Ankara, Türkiye
isilcekic@gazi.edu.tr