

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE HIZLI PROTOTİP ÜRETİM TEKNOLOJİLERİ

RAPID PROTOTYPING TECHNOLOGIES IN PROSTHETIC DENTISTRY

Arş. Gör. Dr. Melike Pınar YILDIRIM*

Prof. Dr. Funda BAYINDIR*

Makale Kodu/Article code: 1328

Makale Gönderilme tarihi: 28.09.2013

Kabul Tarihi: 13.11.2013

ÖZET

Hızlı prototipleme konsepti olarak ortaya çıkan teknoloji, günümüzde hızlı ve direkt imalatın geleceği olarak görülmektedir. Protetik diş tedavisinde de kuron ve köprü metal alt yapılarında, hareketli bölümlü protezlerin metal iskeletlerinde, fasiyal protezlerde ve titanyum implantlarda kullanım alanı bulmuştur. Üretilecek olan restorasyonun sanal görüntüsü bilgisayara aktarılmakta ve lazer ışını ile toz halindeki alaşım üzerinde, seçilmiş alanlar sinterlenerek, restorasyon tek aşamada katmanlar halinde üretilmektedir. Bu çalışmada hızlı prototip üretim teknolojileri, çalışma prensibi ve fabrikasyon aşamaları açıklanmıştır.

Anahtar kelimeler: Hızlı prototipleme, lazer sinterleme, metal alt yapılar

ABSTRACT

Emerged as the concept of rapid prototyping technology, nowadays, is seen as the future of quick and direct production. This technology found applications with metal framework of fixed partial dentures, framework of removable partial dentures, facial prostheses and titanium implants in prosthetic dentistry. The virtual image of the restoration is transferred to the computer and the laser beam is sintered the selected areas on the alloy powders and the restoration is produced layer by layer at single stage. In this paper, rapid prototyping technology, operating principle and fabrication process are described.

Key words: Rapid prototyping, laser sintering, metal frameworks

GİRİŞ

Protetik tedavide metal şekillendirme işlemi, 1907 yılında döküm sistemi uygulanıncaya kadar yüzeye uyumlama şeklinde gerçekleştirilmekteydi.¹

Döküm sistemi günümüzde rutin pratikte en çok kullanılan metal şekillendirme yöntemidir ancak detaylı protetik yapılarda ve bazı hassas tutucu türlerinin şekillendirilmesinde ideal sonuçları verememektedir.¹ Gelişen teknolojiyle birlikte metal işleme tekniklerinde de değişiklikler olmuştur. Geleneksel döküm yönteminin dışında, CAD-CAM (Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) teknolojisi sayesinde metal bloktan kazıma yöntemi ve hızlı prototip üretim yöntemleri de protetik tedavilerde kullanılmaktadır.

Hızlı prototip üretim yöntemi 1971 yılında Ciraud'un, Teksas Üniversitesi'ndeki çalışmaları sonucunda ortaya çıkmıştır.² 1977 yılında ise Housholder tarafından Seçici Lazer Sinter (Seçici Lazer Sintering, SLS) ve Seçici Lazer Eritme (Selective Laser Melting, SLM) fikirleri ortaya konulmuştur.³ Bu fikirler doğrultusunda ortaya çıkan ilk makine 1992 yılında DTM şirketinin (Paramount Industries Inc., ABD) yapmış olduğu seçici lazer sinter makinesidir. Sonrasında EOS şirketi (Electro Optical Systems, Almanya) ilk makinenin daha gelişmiş bir versiyonunu ortaya koymuştur. Takip eden yıllarda ise şirketler makinelerin çalışma prensiplerinde değişiklikler yaparak birçok tasarım ortaya koymuşlardır. 2004 yılında ise ticari olarak EOS şirketi; DTM şirketinden, Teksas Üniversitesi'nden ve 3-D sistemlerinden tüm patent haklarını satın alarak

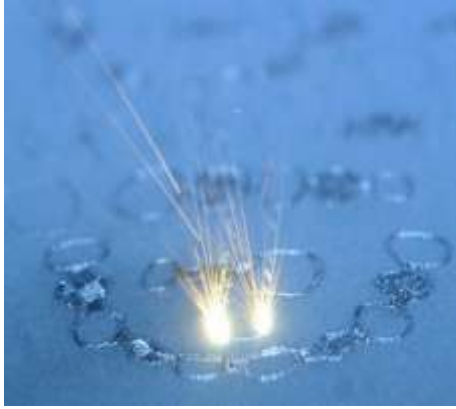
* Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.



seçici lazer sinter prosedürleri konusunda liderliğe oturmuştur.⁴

Hızlı prototip üretim sistemleri genel olarak otomotiv sanayisinde, uzay endüstrisinde ve biyomedikal alanda kullanılmaktadır. Bu teknolojiyle polimerler, metaller ve seramik maddeler işlenebilmektedir. Demir, bakır, titanyum, nikel, kobalt, tungsten, altın gibi birçok metalin lazer sinterleme işlemine tabi tutulması mümkündür.⁵

Bu teknikte, ısıldığında kaynaşabilen toz halindeki hammadde (heat fusible powder), ince ve düzgün bir tabaka halinde yayılır. Ardından yüzeydeki seçilen bölgeler lazer ışınıyla taranır. Işının yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklıkla, toz malzeme kısmen eriyerek ve/veya sinterlenerek temas halinde olduğu diğer toz taneleri ile kaynaşır (Resim 1). Bu işlemden sonra tabanda bulunan platform, bir katman kalınlığı kadar aşağı çekilir. Her katmanın inşası için bu işlemler gerektiği kadar tekrarlandıktan sonra, inşa süresince doğal bir destek görevi üstlenmiş olan serbest tozlar, fırça veya vakum emici ile manuel olarak temizlenerek üretilen parça veya parçalar tezgah tablasından alınır.⁶⁻⁸



Resim 1. Lazer ışınının toz alaşıma uygulanması⁹

Lazer sinterleme prosedürünün dental 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 data doğrultusunda birkaç saat içerisinde istenilen ürünler ortaya çıkar.¹⁰

CAD-CAM tekniklerinin kuron, inley, onley ve sabit bölümlü protez yapımında kullanılmasıyla, olumlu yönde gelişmeler kaydedilmiştir.¹¹⁻¹⁴ Ayrıca, CAD-CAM

ve hızlı prototipleme sistemleri, maksillofasiyal protezlerin hazırlanmasında da kullanılmaktadır.¹⁵⁻²³ Yapılan son çalışmalar, hareketli bölümlü protezlerde CAD-CAM ve hızlı prototipleme yöntemlerinin başarıyla uygulanabileceğini de göstermiştir.²⁴ Hızlı prototipleme tekniğiyle ayrıca üç boyutlu modeller elde edilerek cerrahi öncesi ve sonrası planlamalar, cerrahi stentler de yapılabilmektedir.²⁵⁻²⁸



Resim 2. Hareketli bölümlü protezlerin metal iskeletlerinin hazırlanması²⁹

Seçici lazer sinter ve seçici lazer eritme, partikül düzeyinde metal alaşım tozlarının, lazer kaynağı yardımıyla spesifik derecelerde eritilip birbirleriyle kaynaştırılması işlemleridir. Seçici lazer sinter, kısmi eritme; seçici lazer eritme ise tam eritme prosedürü olarak bilinmektedir. Çünkü kısmi eritme işlemi metal tozunun sadece çevresel kısmı eritilirken, tam eritme işlemi metal tozu bütünüyle eritilmektedir.³⁰

Hızlı prototip üretim teknikleri ana parçadan malzeme uzaklaştırmak yerine, malzemeyi yığarak üretim yapma özelliği ile günümüz CAD-CAM sistemlerine kıyasla maliyetten büyük ölçüde tasarruf sağlamaktadır.³⁰ Bu yöntemlerde üretim; modelaj, tipleme, revetmana alma gibi geleneksel döküm işlemleri uygulanarak veya CAD-CAM sistemlerinde olduğu gibi freze cihazları ile blok halindeki malzeme şekillendirilerek gerçekleştirilmemektedir. SLS tekniğinde; toz halindeki hammaddenin bir tabaka halinde işlem tablasına yayılarak, fiber lazer ışınının yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklıkla toz malzemenin eritilmesi mantığına dayanır. Lazer ışınının yarattığı sıcaklık nedeniyle eriyen toz taneleri temas halinde olduğu diğer toz taneleriyle doğal olarak birleşir ve her katmanda tekrarlanan bu işlem sonrasında parça üretimi tamamlanır.³¹



Resim 3. Döküm yoluyla elde edilen alt yapı³²



Resim 4. Kuron ve köprü metal alt yapılar²⁹

Lazer sinterleme cihazlarının 8 cm x 8 cm, 30 cm x 30 cm, 80 cm x 80 cm ebatlarında tablaları bulunmaktadır. Bu tablolara sığacak şekilde istenilen oranda ürün ortaya koymak mümkündür. Fakat lazer sinter prosedürü, post sinterizasyon sürecine ihtiyaç duyar. Elde edilen ürünler, direkt olarak kullanıma sunulmamaktadır. Üretim sonrasında, fırınlama işlemine tabi tutularak yapısal bütünlüğün tamamlanması sağlanır.¹⁰ Üretici firmanın (EOS, Electro Optical Systems, Almanya), termal stres giderme (Thermal stress relieving) ismini verdiği işlemde, ürünler argon atmosferi içerisinde, atmosferle teması kesilerek ve ısı uygulanarak metal atomlarının birbirine yaklaşması sağlanarak, metal içindeki artık stresler yok edilir.^{33, 34}

SLS / SLM Hızlı Prototipleme Üretim Tekniğinin Avantajları

1)SLS yönteminin iş/zaman oranı oldukça yüksektir. Toz malzeme oldukça kolay ve hassas bir şekilde işlenebildiğinden yöntem verimlidir.

2)SLS yöntemi malzeme olarak; mum, naylon, polikarbonatlar, plastik, metal veya seramik tozları kullanılabileceği gibi bunların karışımlarından oluşan kompozit tozların da dahil olduğu geniş bir ürün yelpazesi sunar.

3)SLS yöntemi ile imal edilmiş model için gerekli bitirme işlemleri minimum seviyededir.

SLS / SLM Hızlı Prototipleme Üretim Tekniğinin Dezavantajları

Bilgisayar ortamında hazırlanmış üç boyutlu tasarımın, Hızlı Prototipleme Üretim (HPÜ) sistemlerine naklini sağlamak için ara yüzeye ihtiyaç duyulmaktadır. HPÜ cihazlarında yaygın kullanılan ara yüzey, STL (Standard Template Library) formatıdır. STL formatı (3D Systems, USA), CAD sistemleri veritabanı tarafından türetilir. STL formatının avantajlarının yanında birçok da dezavantajı vardır. Öncelikle STL formatı çoğu kez orijinal CAD veri dosyasından daha büyük yer kaplar ve çok fazla gereksiz bilgi içermektedir. İkinci olarak STL formatında geometri kusurları bulunmaktadır. Çünkü çoğu ticari CAD sağlayıcısı tarafından kullanılan dönüştürme algoritmaları, günümüzde yetersiz kalmaktadır. Bu üretimi yavaşlatan kusurlar sebebiyle, onarım yazılımına olan ihtiyaç artmaktadır. Son olarak ise, büyük STL dosyalarının dilimlenmesinin (çözümlemesinin) saatler almasıdır.^{35, 36}

On dört üyeli alt yapılara kadar tek parça halinde üretimin yapılabildiği sistemde, tek seferde toplam 90 üye metal alt yapının fabrikasyonu gerçekleştirilebilmekte,^{6, 37} döküm işlemine kıyasla üretim sonrası düzeltmelere daha az gereksinim duyulmakta ve dolaşısıyla zamandan da büyük kazanç sağlanmaktadır.³⁸

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. Bu cihazlar ile metal alaşımlardan karmaşık şekillere sahip objelerin kolaylıkla üretilebilmesi, bölümlü protezlerin alt yapılarının fabrikasyonlarında da kullanılmasını sağlamaktadır.³⁹

Lazer sinterleme ile elde edilen metal alt yapılar ile veneer porseleni arasındaki bağlantı direncinin değerlendirildiği bir çalışmada, bu yeni tekniğin alt yapı üretimi için uygun olduğu belirtilmiş; ancak elde edilen ürünlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerine yönelik çalışmaların devam etmesi gerektiğine değinilmiştir.⁶

Konvansiyonel döküm işlemi ve lazer sinterleme

ile üretilen metal alt yapıların internal uyumlarının kıyaslandığı çalışmada, iki yöntem arasında belirgin bir farklılık gözlemlenmemiş ve lazer sinterleme yönteminin klinik uygulamalar için güvenilir bir yöntem olduğu belirtilmiştir.³⁸

Lazer sinterleme yöntemiyle elde edilen alt yapıların, hızlı prototiplemeyle mum alt yapıların üretilip geleneksel döküm yöntemiyle dökülmesiyle elde edilen alt yapıların ve mum modelaj yapılarak geleneksel dökümle elde edilen alt yapıların marjinal uyumlarının karşılaştırıldığı çalışmada, lazer sinter yöntemiyle elde edilen alt yapılarda (51.78 µm) en düşük marjinal açıklık elde edilmiştir. Hızlı prototipleme yönteminin kullanıldığı alt yapılarda ise ortalama 69.64 µm, geleneksel döküm yöntemiyle elde edilen alt yapılarda ise ortalama 80.39 µm kenar açıklığı elde edilmiştir.⁴⁰

Dört farklı yöntemle elde edilen 32 adet, üç üniteli metal destekli köprünün internal aralıklarının değerlendirildiği çalışmada gruplar; LW (Lost Wax): geleneksel kayıp mum tekniği ile döküm, MW (Milled Wax): mum bloktan kazıma ve geleneksel kayıp mum tekniği ile döküm, MC (Milled Co-Cr): freze metal, DMLS: direkt metal lazer sinterleme şeklinde isimlendirilmiştir. Ölçümler sonucu elde edilen ortalama internal aralık değerleri ise DMLS grubunda 84 µm, MW grubunda 117 µm, LW grubunda 133 µm, MC grubunda ise 166 µm'dir. CAD-CAM grubundaki bu yüksek değerler, kullanılan cihazın hassasiyetine bağlı olduğu bildirilmiştir.⁴¹

Tara ve arkadaşları⁴² yaptıkları *in-vivo* çalışmada lazer sinterleme tekniği ile 60 adet posterior tek üye metal destekli seramik kuron yapmışlar ve ortalama 47 aylık takip sonucunda %98.3 başarı sağlandığını bildirmişlerdir. Lazer sinterleme teknolojisi kullanılarak üretilen posterior tek üye metal-seramik kuronların klinik sonuçlarının umut verici olduğunu bildirmişlerdir.

Hastadan alınan manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (CT) verileri doğrultusunda, hızlı prototip üretim cihazları ile fasiyal protezlerin fabrikasyonları da gerçekleştirilebilmektedir. Böylece ölçü almaksızın defekt bölgesiyle uyumlu, boyut, şekil ve kozmetik olarak tatminkar fasiyal protezler üretilebilmektedir.⁴³⁻⁴⁵ Bunun yanı sıra hastaya ait CT verileri kullanılarak, hızlı prototip üretim cihazları ile hastanın çene modelleri elde edilebilmekte ve çene yüz cerrahisi operasyonlarının planlanmasında kullanılmaktadır. Bu

sayede maksiller sinüs, burun tabanı, mandibuler kanal, mental foramen gibi anatomik oluşumlar göz önünde bulundurularak ve zarar görmeleri önlenerek operasyonun tamamlanması sağlanmaktadır.⁴⁶ Bu modeller rehber alınarak oral implant ameliyatlarında kullanılacak olan cerrahi stentler hazırlanabileceği gibi, stentler hızlı prototip cihazları ile direkt olarak da üretilebilmektedir.⁴⁷

Mangano ve arkadaşları,⁴⁸ yapmış oldukları histolojik çalışmada, lazer sinterleme ile elde edilen implant yüzey topografisine karşı verilen erken kemik cevabını incelemiş ve konvansiyonel implant yüzey topografilerine alternatif olabileceğine değinmişlerdir. SLS ile üretilen titanyum alaşım implantların yüzey özelliği, mikroyapısı, kompozisyonu, mekanik özellikleri ve kırılabilirliği üzerine yapılan çalışmada ise bu şekilde üretilen implantların, kemik dokunun elastik özellikleri ile daha iyi adaptasyon sergilediği belirtilmiştir.⁵

Quante ve arkadaşları⁴⁹ ise yapmış oldukları çalışmalarında, 28 hasta üzerinde lazer sinterleme tekniğiyle kuron protezi çalışmışlardır. 14 hastaya Cr-Co alaşımdan, 14 hastaya da altın-platin alaşımdan kuron yaparak marjinal ve internal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Alaşımların marjinal ve internal uyumu etkilemediğini, lazer sinter teknolojisiyle klinik olarak kabul edilebilir uyumu elde ettiklerini bildirmişlerdir.

SONUÇ

Sahip oldukları geniş malzeme yelpazesi ve ürün çeşitliliği ile diş hekimliğinde gün geçtikçe daha yaygın kullanım alanı bulan hızlı prototipleme üretim teknolojilerinin, protetik tedavide, zaman ve malzemenin tasarruf sağlayarak, CAD-CAM hassasiyeti kazandırdığını ayrıca yüksek yoğunluklu ve mükemmel mekanik özelliklere sahip metallerin direkt yolla üretiminin mümkün olduğu söylenebilir.

KAYNAKLAR

1. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kronlar. 1. Baskı. Ankara, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, 1996: 2-15.
2. Ciraud P. Verfahren und vorrichtung zur herstellung beliebiger gegenstande aus beliebigem schmelzbarem material. 1971.
3. Housholder R. Molding process. 1979.



4. Shellabear M, Nyrhilä O. DMLS – Development History and State of the Art, LANE 2004, 21-24 Eylül 2004, Erlangen, Almanya.
5. 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: 1525-33.
6. 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: 1400-4.
7. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137: 1289-96.
8. Mangano FG, Cirotti B, Sammons RL, Mangano C. Custom-made, root-analogue direct laser metal forming implant: a case report. *Lasers Med Sci*, 2012, 27: 1241-5.
9. <http://www.izmirmillingcenter.com>. 12.11.2013.
10. Liu QB, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2006, 29: 317-35.
11. Yüksel E, Zaimoğlu A. Hızlı prototip üretim teknolojileri ve diş hekimliğinde kullanımı: Olgu sunumu. *Cumhuriyet Dent J*, 2011, 14: 225-9.
12. Mormann WH, Bindl A. The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence Int*, 2000, 31: 699-712.
13. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 557-62.
14. Cho SH, Chang WG. Mirror-image anterior crown fabrication with computer-aided design and rapid prototyping technology: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 2013, 109: 75-8.
15. Bibb R, Brown R. The application of computer aided product development techniques in medical modelling topic: rehabilitation and prostheses. *Biomed Sci Instrum*, 2000, 36: 319-24.
16. Wu G, Zhou B, Bi Y, Zhao Y. Selective laser sintering technology for customized fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent*, 2008, 100: 56-60.
17. Chen LH, Tsutsumi S, Iizuka T. A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. *Int J Prosthodont*, 1997, 10: 467-72.
18. De Crescenzo F, Fantini M, Ciocca L, Persiani F, Scotti R. Design and manufacturing of ear prosthesis by means of rapid prototyping technology. *Proc Inst Mech Eng H*, 2011, 225: 296-302.
19. Jiao T, Zhang F, Huang X, Wang C. Design and fabrication of auricular prostheses by CAD/CAM system. *Int J Prosthodont*, 2004, 17: 460-3.
20. Palousek D, Rosicky J, Koutny D. Use of digital technologies for nasal prosthesis manufacturing. *Prosthet Orthot Int*, 2013.
21. Katase H, Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S. Face simulation system for complete dentures by applying rapid prototyping. *J Prosthet Dent*, 2013, 109: 353-60.
22. Van der Meer WJ, Raghoobar GM, Gerrits PO, Noorda WD, Vissink A, Visser A. Digitally designed surgical guides for placing implants in the nasal floor of dentate patients: a series of three cases. *Int J Prosthodont*, 2012, 25: 245-51.
23. Rotaru H, Stan H, Florian IS, Schumacher R, Park YT, Kim SG, Chezan H, Balci N, Baciut M. Cranioplasty with custom-made implants: analyzing the cases of 10 patients. *J Oral Maxillofac Surg*, 2012, 70: e169-76.
24. Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 85-8.
25. Haverman TM, Karagozoglou KH, Prins HJ, Schulten EA, Forouzanfar T. [Rapid prototyping: a very promising method]. *Ned Tijdschr Tandheelkd*, 2013, 120: 136-41.
26. Murugesan K, Anandapandian PA, Sharma SK, Vasantha Kumar M. Comparative evaluation of dimension and surface detail accuracy of models produced by three different rapid prototype techniques. *J Indian Prosthodont Soc*, 2012, 12: 16-20.
27. Lin Z, He B, Chen J, Z Du, Zheng J, Li Y. [Manufacture method and clinical application of minimally invasive dental implant guide template based on registration technology]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 2012, 30: 402-6, 410.



28. Van der Meer WJ, Vissink A, Raghoobar GM, Visser A. Digitally designed surgical guides for placing extraoral implants in the mastoid area. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27: 703-7.
29. <http://www.eos.info>. 12.11.2013.
30. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools & Manufacture*, 2006, 46: 1459-68.
31. Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont*, 2012, 21: 641-4.
32. <http://www.showdent.com>. 12.11.2013.
33. Çavdar U, Atik E. Geleneksel ve Hızlı Sinterleme Yöntemleri. *CBÜ Soma Meslek Yüksekokulu Teknik Bilimler Dergisi*, 2011, 1.
34. EOS GmbH - Electro Optical Systems, Material data sheet 2009.
35. Ippolito R, Iuliano L, Gatto A. Benchmarking of Rapid Prototyping Techniques in Terms of Dimensional Accuracy and Surface Finish. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 1995, 44: 157-60.
36. Özüğür B. Hızlı Prototipleme Teknikleri ile Kompleks Yapıdaki Parçaların Üretilebilirliklerinin Araştırılması. Makine Eğitimi Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 2006.
37. Castillo-de-Oyague R, Sanchez-Turrion A, Lopez-Lozano JF, Albaladejo A, Torres-Lagares D, Montero J, Suarez-Garcia MJ. Vertical misfit of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported crown copings luted with definitive and temporary luting agents. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2012, 17: e610-7.
38. 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: 253-9.
39. Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent*, 2006, 96: 96-9.
40. Çetinkaya E. Lazer Cusing®, Hızlı Prototipleme ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri İle Oluşturulan Metal Alt Yapıların Marjinal Uyumlarının İn Vitro İncelenmesi. *Protetik Diş Tedavisi*. Doktora Tezi, İstanbul: Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2013.
41. Ortop A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*, 2011, 27: 356-63.
42. Abou Tara M, Eschbach S, Bohlsen F, Kern M. Clinical Outcome of Metal-Ceramic Crowns Fabricated with Laser-Sintering Technology. *International Journal of Prosthodontics*, 2011, 24: 46-8.
43. Feng Z, Dong Y, Zhao Y, Bai S, Zhou B, Bi Y, Wu G. Computer-assisted technique for the design and manufacture of realistic facial prostheses. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2010, 48: 105-9.
44. Ciocca L, Scotti R. CAD-CAM generated ear cast by means of a laser scanner and rapid prototyping machine. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 591-5.
45. Cheah CM, Chua CK, Tan KH, Teo CK. Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas. *Int J Prosthodont*, 2003, 16: 435-41.
46. Curcio R, Perin GL, Chilvarquer I, Borri ML, Ajzen S. Use of models in surgical predictability of oral rehabilitations. *Acta Cir Bras*, 2007, 22: 387-95.
47. Lal K, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part II. A clinical report. *J Prosthodont*, 2006, 15: 117-22.
48. Mangano C, Piattelli A, d'Avila S, Iezzi G, Mangano F, Onuma T, Shibli JA. Early human bone response to laser metal sintering surface topography: a histologic report. *J Oral Implantol*, 2010, 36: 91-6.
49. 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: 1311-5.

Yazışma Adresi

Melike Pınar YILDIRIM
Atatürk Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Erzurum, Türkiye
04422311736

