

3 Boyutlu Yazıcı ile Üretilen Akrilik Rezinler ve Nanopartikül İlavesi: Derleme

Three-Dimensionally Printed Acrylic Resins and Nanoparticle Addition: Review

ÖZ

Giriş: Sağlık alanındaki son gelişmelerin bir parçası olarak nanoteknoloji, atom ve moleküler seviyede malzemeler geliştirip üretmeyi amaçlamakta ve üstün özelliklere sahip biyomalzemeler sunmaktadır. Diş hekimliği uygulamalarında ve protez kaidelerinin üretiminde konvansiyonel olarak polimetilmetakrilat (PMMA) sıklıkla kullanılmakla birlikte, son yıllarda 3 boyutlu (3B) baskı teknolojisi ve rezinlerinin de kullanımı yaygınlaşmaktadır. Bu teknolojik ilerlemelerin, diş hekimliği alanında materyal biliminin gelişimine önemli ölçüde katkı sunacağı ve hastalara daha dayanıklı, estetik ve fonksiyonel restorasyon seçenekleri sunabileceği öngörülmektedir. Protetik diş hekimliğinde kullanılan akrilik bazlı materyaller ve 3B yazıcı rezinlere nanopartiküllerin ilavesi ile materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi konusu son yıllarda literatürde sıklıkla araştırılmaktadır. Nanopartiküllerin, özellikle titanyum dioksit, gümüş ve zirkonyum gibi metal nanopartiküllerin mekanik avantajlar sağlayarak protetik diş hekimliğinde kullanılan materyallerin gelişimine katkıda bulunabileceği gözlenmektedir.

Sonuç: Bu derleme çalışmasında, nanoteknolojinin ve 3B baskı teknolojisinin diş hekimliği uygulamalarında kullanımları ile birlikte, titanyum dioksit, gümüş, çinko oksit, silikon oksit ve zirkonyum dioksit gibi nanopartiküller ve bu nanopartiküllerin 3B yazıcıda üretilen akrilik rezinlere ilavesinin materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerine olan etkisi anlatılmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Nanopartikül, Nanoteknoloji, PMMA, 3-Boyutlu Yazıcı, 3-Boyutlu Yazıcı Rezinleri.

ABSTRACT

Objective: As part of the latest developments in the field of health, nanotechnology aims to develop and produce materials at the atomic and molecular level and offers biomaterials with superior properties. Although conventional polymethylmethacrylate (PMMA) is frequently used in dental applications and in the production of denture bases, the use of three-dimensional (3D) printing technology and resins has become more widespread in recent years. It is anticipated that these technological advances will significantly contribute to the development of material science in the field of dentistry and provide patients with more durable, aesthetic, and functional dental restoration options. The issue of improving the mechanical and physical properties by adding nanoparticles to acrylic-based materials and 3D printer resins used in prosthetic dentistry has been frequently researched in the literature in recent years. It is observed that nanoparticles, especially metal nanoparticles like titanium dioxide, silver, and zirconium, can contribute to the development of materials used in prosthetic dentistry by providing mechanical advantages.

Conclusion: In this review the use of nanotechnology and 3D printing technology in dental practices as well as the nanoparticles such as titanium dioxide, silver, zinc oxide, silicon oxide and zirconium dioxide and the effect of adding these nanoparticles to acrylic resins produced in 3D printer on the physical and mechanical properties of the materials are explained.

Key Words: Nanoparticle, Nanotechnology, PMMA, 3-Dimensional Printer, 3-Dimensional Printed Resins.

Beşar İZZETAĞA¹

ORCID: 0000-0001-7075-2265

Gaye SAĞLAM²

ORCID: 0000-0002-6102-4933

Ayşegül KÖROĞLU²

ORCID: 0000-0002-0288-6357

¹Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi,
Sağlık Bilimleri Enstitüsü,
Protetik Diş Tedavisi AD
Zonguldak, Türkiye

²Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD.
Zonguldak, Türkiye



Geliş tarihi / Received: 28.05.2024

Kabul tarihi / Accepted: 08.10.2024

İletişim Adresi /Corresponding Address:

Beşar İZZETAĞA

Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi,

Sağlık Bilimleri Enstitüsü,

Protetik Diş Tedavisi AD

Zonguldak, Türkiye

E-posta/e-mail: bashar.e.a@hotmail.com

Polimetilmetakrilat (PMMA) bazlı akrilik rezinler, diş hekimliğinde yaklaşık 70 yıldır kullanılmaktadır. PMMA kullanılarak üretilen protez kaideleri, kolay üretim süreci ve biyouyumluluk gibi özellikleri nedeniyle total ve bölümlü hareketli protezlerde sıklıkla tercih edilmektedir. PMMA, yeterli dayanıklılık, düşük su emilimi, düşük çözünürlük ve düşük toksisiteye sahiptir (1). Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) Şartnamesi No. 12' ye göre, protez kaide rezinleri çeşitli tiplere ve sınıflara ayrılmıştır. Bu şartname, ısı ile sertleşen akrilik (tip 1), otopolimerize olan akrilik (tip 2), ayrıca son yıllarda dental materyallerinin geliştirmek amacıyla yeni üretilen, ışıkla aktive edilen (tip 3) ve mikrodalga ile sertleşen (tip 4) akrilik rezinleri de içermektedir. Polimerizasyon reaksiyonunun aktivasyonuna dayanarak, protez kaide rezinleri: ısı ile, kimyasal yolla, ışık ile ve mikrodalga enerjisi ile sertleşen olmak üzere dört tipe ayrılmaktadır. Bunlar polimerizasyon reaksiyonları ve kompozisyonları açısından birbirinden farklılık göstermektedir (2).

Polimerizasyon Tipi ve Tekniğine Göre

1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Reziner

Konvansiyonel Teknik

Protez kaide materyallerinin üretimi için en yaygın tercih edilen yöntemdir. Bu yöntem, protez boşluğunun mufla içinde hazırlanması, ardından hazırlanan akrilik hamurunun bu boşluğa yerleştirilip basınç altında preslenmesi ve son olarak sıcak suda polimerizasyon işlemini içermektedir (3). Isı ile polimerize edilen PMMA, doldurucusuz ve farklı materyallerin ilavesiyle güçlendirilmiş olmak üzere iki ana kategoriye ayrılır:

- a. Doldurucusuz PMMA akrilik rezinler
- b. Çeşitli materyallerin ilavesiyle güçlendirilmiş akrilik rezinler
- ii. Fiber sistemleri ile güçlendirilmiş akrilik rezinler
- iii. Metal tel ve partikülleri ile güçlendirilmiş akrilik rezinler

Akrilik rezinlerin güçlendirilmesi, yapı içine metaller, cam, karbon, aramid ve polietilen fiberler gibi katkı maddelerinin ilavesiyle gerçekleştirilmektedir. Ayrıca, kimyasal yapının modifikasyonu için, içinde lastik bir faz oluşturularak hazırlanan lastik-PMMA kopolimerleri içeren akrilik rezinler, yüksek darbe dayanımına sahip rezinler olarak adlandırılmaktadır (4).

Enjeksiyon Tekniği

Bu yöntemde akrilik rezin, mufla içinde oluşturulan boşluğa basınçla iletilir. Bu sayede polimerizasyon büzülmesi bir miktar telafi edilebilir. Polimerizasyon işlemi sırasında akrilik rezin, özel mufla içindeki protez boşluğuna enjekte edilir ve polimerizasyon işlemi ısı altında tamamlanır. Enjeksiyon kalıplama tekniğinde, konvansiyonel yöntemlere göre polimerizasyon işleminden sonra kalan artık monomer daha azdır ve boyutsal stabilitesi daha iyi olan homojen bir protez kaidesi elde edilir. Tekniğin dezavantajları; özel muflalar gerektirmesi, enjeksiyon ekipmanları ve yüksek maliyettir (3,5).

2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Reziner

Konvansiyonel Otopolimerizan Reziner

Kimyasal polimerizasyon sürecinde, akrilik rezinlerin polimerize olması için başlangıçta ısı yerine kimyasal bir katalizör kullanılmaktadır. Isı ile polimerize edilen akrilik rezinlere kıyasla bu yöntemde laboratuvar işlemleri daha kısa süreli ve basittir. Polimerizasyonun hızlı gerçekleşmesi nedeniyle artık monomer miktarı artar. Bu, moleküller arası bağların zayıflığına ve sonuç olarak malzemenin su emilim kapasitesinin artmasına ve boyutsal stabilitesinin azalmasına sebep olur (3).

Akışkan Akrilik Reziner

Dökülebilir rezinler, akışkanlık özelliği gösteren ve kimyasal etkileşimle aktive olabilen akrilik bazlı materyallerdir. Bu rezinler, yüksek molekül ağırlığına sahip polimerleri içerdikleri için karıştırma ve dökme işlemleri esnasında viskozitenin artmasını önleyerek işlemlerin daha sorunsuz gerçekleştirilmesini sağlar. Bu teknikte, mufla aşamasında modelin yumuşak dokuyula temas eden ölçü yüzeyi alçıya yerleştirilirken, akrilik dişler hidrokolloid bir materyal (agar) içinde kalacak şekilde hazırlanmaktadır (3,5).

Enjeksiyon Kalıplama Tekniği ile Polimerize Olan Reziner

Kimyasal yolla polimerize olan bazı akışkan rezinlerin şekillendirilmesi, enjeksiyon tekniğinin kalıplama yöntemiyle gerçekleştirilebilmektedir. Bu yöntem özel bir düzeneğin ve teknik ekipmanın kullanılmasını zorunlu kılmaktadır (3).

3. Işık ile Polimerize Olan Akrilik Reziner

Işıkla polimerize olan akrilik rezinler, geleneksel ısı ile polimerize edilen rezinlerle kıyaslandığında, darbeye dayanıklılığı ve sertlik bakımından benzer özelliklere sahiptir. Ancak elastik modülleri belirgin

bir şekilde daha düşüktür. Bu durum, ışıkla polimerize rezinden üretilen protezlerin çigneme kuvvetleri altında ısı ile polimerize rezinlere göre daha fazla elastik deformasyona uğramasına yol açmaktadır. Yüksek molekül ağırlıklı oligomerlerin kullanılmasıyla, ışıkla polimerize olan akrilik rezinler geleneksel yöntemlerle üretilen rezinlere kıyasla daha az polimerizasyon büzülmesi sergilemektedir. Ayrıca ışıkla polimerize olan akrilik rezinlerin artık monomer içermemesi, metilmetakrilat alerjisi olan hastalar için önemli bir avantaj sağlamaktadır (5).

4. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Reziner

Mikrodalga ısıtma, termal iletkenlik prensibine dayalı olarak çalışan bir yöntemdir. Mikrodalga enerjisi ile ısıtmanın, akrilik rezinler termal iletken bir madde olmadıklarından dolayı, etkili olduğu bilinmektedir. Mikrodalga ışınlarının direkt olarak akriliği ısıtması, polimerizasyon için gerekli ısının akrilik rezin kütlesinde daha etkin bir şekilde dağılmasını, bu da monomerlerin hızla polimerize olmasını sağlamaktadır. Mikrodalga içerisindeki elektromanyetik alan metilmetakrilat moleküllerinin hızlı hareket etmesine neden olmaktadır. Bu hareket sürtünme yaratarak ısı üretmekte ve bu ısı akrilik rezinin polimerizasyonunu tetiklemektedir (3).

Klinik uygulamalarda protez kaidelerinin üretiminde yaygın olarak kullanılan PMMA'ın uygulamasını sınırlayan bazı teknik zorluklar vardır. Bu zorluklardan biri, göreceli olarak zayıf mekanik özellikleri olmasıdır. Özellikle, ani düşmelerden kaynaklanan kaide kırıkları veya çigneme aktivitelerinden kaynaklanan gerilmeler nedeniyle oluşan yorulma ciddi problemlerdendir (6,7).

Ek olarak işlem sırasında boyutsal hatalara ve düşük elastik modülüne neden olan düşük termal iletkenlik ve yüksek termal genişleme katsayısı gibi özelliklerden dolayı gelişen düşük stresler bile, kaidelerin hızlı şekil değiştirmesine yol açabilmektedir. PMMA rezinlerinde karşılaşılan sorunların azaltılması ve üretim sürecinin hızlandırılmasında 3 boyutlu (3B) yazıcı sistemleri önemli bir rol oynamaktadır. Günümüzde, modern diş laboratuvarları ve girişimci diş hekimleri tarafından yaygın olarak benimsenen 3B yazıcı teknolojisi, eklemeli imalat olarak tanımlanmakta ve diş hekimliği alanında hızla yaygınlaşmaktadır. 3B yazıcı uygulamaları, özellikle protetik diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiptir ve bu alanda kullanılabilecek çok çeşitli rezin mevcuttur. Bu uygulamalar arasında teşhis modelleri, geçici ve daimi kron köprüler, tam protez kaideleri, kişiye özel ölçü kaşıkları, hareketli bölümlü protezlerin metal iskeletleri ve kron-köprü metal kopingleri yer almaktadır (8). 3B yazıcı sistemleri, katman boyutlarının 20 mikrona (μm) kadar inebilmesi sayesinde, yüzey işlemi gerektirmeden karmaşık geometrilere sahip pürüzsüz parçalar üretme avantajı sunmaktadır (9).

Amerika Uluslararası Malzeme Test Topluluğu (ASTM), çeşitli malzemeler, ürünler, sistemler ve hizmetler için gönüllü fikir birliğine dayalı teknik standartlar oluşturmuştur. ASTM Komitesi, yedi eklemeli üretim kategorisi belirlemiştir. Bunlar Stereolitografi (SLA), malzeme püskürtme, malzeme ekstrüzyonu, bağlayıcı püskürtme, toz yataklı füzyon, tabaka laminasyonu ve yönlendirilmiş enerji biriktirmedir (8). Bu teknolojiler arasındaki temel farklılık, kullanılan malzemeler ve katmanların 3B objeyi oluşturmak için nasıl çalıştığı ile ilgilidir. Vat polimerizasyonu kategorisine ait olan SLA ve DLP gibi dental uygulamalarda en sık kullanılan başlıca 3B yazıcı teknolojileridir (10–12).

3B Yazıcı Üretim Teknikleri

Mevcut olan farklı 3B yazıcı sistemleri, istenilen amaçlarına ve işlevlerine uygun şekilde geliştirilmiştir. Günümüzde 3B yazıcı teknolojilerinin kullanımı, giderek artmaya başlamıştır (13).

Yukarıda belirtilen Amerikan Test ve Materyal Kurumu (American Society for Testing and Materials; ASTM) standardına göre sınıflandırması şu şekildedir:

- Stereolitografi (SLA)
- Malzeme Ekstrüzyonu (Material Extrusion (ME))
- Malzeme Püskürtme (Material Jetting (MJ))
- Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting (BJT))
- Toz Yataklı Füzyon (Powder-Bed Fusion (PBF))
- Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (Directed energy deposition (DED))
- Tabaka Laminasyon (Sheet Lamination (SHL))

Stereolitografi Tekniği (SLA)

Diş hekimliği alanında eklemeli imalat teknikleri arasında Stereolitografi (SLA) bilinen en eski ve en yaygın kullanımlı hızlı prototipleme 3B baskı yöntemlerinden biridir. SLA yazıcı 3B sistemleri Charle Hull tarafından icat edilmiştir. Bu sistem, fotosensitif bir monomer rezinin UV ışığa maruz kalarak polimerleşme ve katılaşması prensibine dayanır. Bir stereolitografi makinesi, rezinli bir tankın içine monte edilen bir yapım platformu (alt tabaka) ve bir UV helyum-kadmiyum veya argon iyon lazeri içermektedir (14). Dijital ışık işleme (DLP) denilen 3B yazıcı sistemin, SLA ile benzer bir üretim sürecine ve yüksek çözünürlüklü parçalar üretebilme kapasitesine sahiptir. Her iki yöntemde de benzer materyaller kullanılmaktadır. Ancak SLA sisteminde bir lazer ışını kullanılırken, DLP yönteminde görünür

ışık kaynağı kullanılmaktadır. Bu teknikte üretim sürecini hızlandırmak adına, SLA'da kullanılan derin tankların aksine daha sığ bir hazne kullanılır. Bu durum, SLA yöntemine kıyasla daha az atık malzeme oluşmasına olanak sağlamaktadır (15). Teşhis modelleri, cerrahi kılavuzlar, kişiye özel kaşıklar, protez kaideleri, ortodontik şeffaf plaklar, geçici ve daimi restorasyonlar ile tüm seramik restorasyonların üretiminde kullanılabilen bir yöntemdir (16). Bu sistemin kullanımının kolay olması, diğer yöntemlere kıyasla yüzey pürüzlülüğünün görece daha az olması, ince detayların daha rahat verilebilmesi ve çözünürlüğünün daha yüksek olması, başlıca avantajları arasındadır. Ancak, bu yöntem seri üretime uygun değildir. Ayrıca, oluşturulan parçanın dayanıklılığının düşük olması, mekanik olarak zayıf yapılar ortaya çıkmasına neden olurken, cihazın lazer bileşeninin yüksek bakım maliyeti de bu yöntemi sınırlayan faktörlerdendir (17).

Malzeme Ekstrüzyonu (Material Extrusion (ME))

Malzeme püskürtme ile eklemeli üretim tekniği, inkjet 3 boyutlu yazıcılar aracılığıyla uygulanmaktadır. Bu yöntemde 3 boyutlu modeller, mürekkep püskürtmeli yazıcılarda kullanılan teknikle benzer bir şekilde üretilmektedir. Temel işleyişte piezoelektrik başlık, sıvı fotopolimer damlacıklarını püskürtür ve bunlar, UV lambaların etkisiyle hemen sertleşir. Piezoelektrik başlık, hareketli bir platformun üzerine konumlandırılmıştır. İlk katmanın tamamlanmasının ardından platform aşağıya iner ve sonraki katman oluşturulur. Bu süreç model tamamlanana kadar devam eder. Inkjet 3B yazıcılarında, özellikle MultiJet gibi modellerde, aynı anda birden fazla parçalı nesnelere üretmek için çeşitli rezinler kullanılabilir. Destek yapı ise, bu süreçte otomatik olarak oluşturulmaktadır (15). Bu teknik, seramik ve metal tozlarının çeşitli termoplastik malzemelerle karıştırılarak kullanılmasına olanak tanır. Böylece, farklı malzemelerin veya DLP gibi farklı yöntemlerin kombinasyonu ile daha çeşitli ve özelleştirilmiş parçalar üretmek mümkün hale gelir (18,19). Ayrıca ME sistemlerin dental modellerin yanı sıra cerrahi kılavuzlar ve şablonların üretiminde de kullanılabilir. Bu sistemin avantajları arasında, makul fiyatlı olması, üretilen nesnelere neme karşı dayanıklılığı ve birden fazla renk seçeneği sunabilmesi yer alır. Ancak, mekanik özelliklerin ve yüzey kalitesinin düşük olması ile kullanılacak termoplastik malzeme çeşitliliğinin sınırlı olması dezavantajları arasında sayılabilir. Ayrıca, SLA ve malzeme püskürtme (MJ) teknolojilerine kıyasla yüzey pürüzlülüğü daha fazladır, doğruluk oranları daha düşüktür ve üretim sonrası her katmanda oluşan çıkıntılar çizgiler oluşturabilir. Bu çizgileri gidermek için cilalama ve zımparalama gibi ek işlemler gerekebilir (20,21).

Malzeme Püskürtme (Material Jetting (MJ))

Malzeme püskürtme teknolojisi, sıvı şeklindeki rezin selektif olarak piezoelektrik başlıktan püskürtülüp UV ışığı ile polimerize edildiği polyjet baskı (PP) olarak da adlandırılabilir. MJ yazıcı sisteminde, UV ışığı kullanılarak polimerizasyon gerçekleştirilir. Platform, bir katman kalınlığı kadar aşağı hareket eder ve tüm cisim oluşana kadar bu işlem sırası tekrarlanır. Ayrıca farklı renk varyasyonları veya farklı özelliklere sahip yapı malzemeleri üretilebilir (8). Bu teknik, karmaşık malzemelerin daha kısa sürede ve daha düşük maliyetle üretilmesini mümkün kılmaktadır. Ancak, üretim sürecinin zorluğu, katmanlar arasındaki yapışmanın korunmasının güç, çözünürlüğün düşük, üretilebilecek objelerin boyutlarının sınırlı olması ve cihazın yüksek maliyeti gibi dezavantajları da bulunmaktadır (20). MJ diş hekimliğinde köprü restorasyonları ve cerrahi kılavuzların üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, model eldesi, ortodontik braketler, seramik alt yapılar, uyku apnesi tedavisinde kullanılan koruyucu plakların üretimi gibi farklı alanlarda da kullanılmaktadır (21,22).

Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting (BJ))

Bağlayıcı püskürtme tekniğinde, toz materyal silindir ile serildikten sonra, mürekkep püskürtülen yazıcılara benzer bir şekilde, hareketli bir başlık aracılığıyla tozu birleştirmek için bağlayıcı uygulanır. Platform, katman oluştuğunda aşağı iner ve obje oluşana kadar bu döngü devam eder. Ayrıca bağlayıcıya çeşitli renkler eklemeye özelliği nedeniyle çok renkli objeler üretilebilir (15). BJ, düşük maliyetli 3B metal baskıdan renkli prototiplemeye ve büyük seramik döküm kalıplarının üretimine kadar birçok alanda kullanılan bir teknolojidir (23). BJ tekniğinin en büyük avantajı, baskı sırasında destek yapısına ihtiyaç duyulmamasıdır (24). Ancak, mevcut doğruluk seviyesi protez uygulamaları için sınırlıdır. Ek olarak, kullanılan toz malzemeleri, parça oryantasyonu, nominal boyutlar, geometrik özellikler ve baskı yatağındaki konum gibi çeşitli faktörler, BJ ile üretilen nesnelere sağlamlığını etkilemektedir (25). Diş hekimliğinde cerrahi kılavuzların üretiminde kullanılmaktadır (26).

Toz Yataklı Füzyon (Powder-Bed Fusion (PBF))

Toz yataklı füzyon tekniğinde lazer ışığı kullanılarak toz halindeki materyaller yüksek ısı ile katman katman eklenerek kaynaştırılır. Seçici lazer sinterleme (SLS- selective laser sintering) ve seçici lazer ergitme (SLM- selective laser melting) gibi lazer bazlı üretim sistemlerinde, istenilen objenin oluşturulması için toz halindeki materyal üzerine

aynalar aracılığıyla yönlendirilen lazerin kullanılması esastır. Bu kalıplama yöntemlerinde ince bir metal tozu tabakası 3 boyutlu verilere dayalı olarak bir lazer ışınıyla seçici olarak sinterlenir. SLS ve SLM yöntemlerinin en dikkat çekici özelliklerinden biri, üretim sonrasında ortaya çıkan artık materyalin geri dönüştürülebilir olmasıdır (27). PBF, diş hekimliğinde kron kopinglerinin yanı sıra, implantoloji alanında potansiyel faydalar sunan modellerin oluşturulmasında ve anatomik dental modellerin üretiminde kullanılabilir (28). Bu sistemin avantajları arasında, dayanımı yüksek malzemeler üretebilmesi, yüksek doğruluk oranı sunması ve karmaşık morfolojileri verimli bir şekilde üretebilme yeteneği bulunmaktadır. Ayrıca, üretim sırasında destek malzemesine ihtiyaç duyulmaması da önemli bir avantajdır. Dezavantajları ise, malzemeye bağlı olarak pörözite ve büzölmeye bağlı boyutsal bozulmaların gözlemlenebilmesi, malzeme yüzeylerinin pürüzlü olması ve katmanlar arası bağlantının sağlanabilmesi için siyanoakrilat gibi bağlayıcı ajanların kullanımının gerekebilmesidir (20).

Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (Directed Energy Deposition (DED))

DED yönteminde, yüksek enerji yoğunluğuna sahip bir ısı kaynağı (lazer, elektron ışını veya plazma) substrat üzerine odaklanır ve küçük bir erime havuzu oluştururken, aynı zamanda erime havuzuna toz veya tel formunda malzeme eş zamanlı olarak aktarılır ve eritilir. Isı kaynağı ilerledikçe, substrat üzerine biriktirilen metal katılaşır ve bir metal izi oluşturur. Bir katman tamamlandıktan sonra biriktirme başlığı ve besleme sistemi bir sonraki katmanı biriktirmek için küçük bir mesafe yukarı doğru hareket eder. Biriktirme işleminden önce, 3B dijital model, dilim kalınlığını, çapraz boşlukları ve her katmandaki biriktirme yolunu belirlemek için yazılım kullanılarak dilimlenir (29). DED tekniği, büyük yapıları hızlı bir şekilde inşa etme avantajına sahiptir. Ayrıca, kullanılan malzemeden bağımsız olarak karmaşık geometrilere sahip tam yoğunlukta 3B parçalar üretilmesi, bu tekniğin önemli bir avantajıdır. Bu özellikler sayesinde DED, mevcut üretim ve onarım yöntemlerine alternatif olarak çeşitli malzemelerle geliştirilmek üzere giderek daha fazla ilgi görmektedir. Metalik malzemeler, makul seviyede kaynaklanabilir oldukları için DED ile kolayca işlenebilmektedir (25). Ancak, DED tekniğinde seramiklerin işlenmesi daha zorlu bir süreçtir, çünkü yalnızca az sayıda seramik malzeme eriyik bir havuz oluşturacak kadar ısıtılabilir. Seramik malzemeler eritilebilse dahi, soğuma sırasında meydana gelen termal şoklar nedeniyle çatlaklar oluşma riski vardır. Bu nedenle, seramikler genellikle DED kullanılarak doğrudan işlenmez, bunun yerine metal matris kompozitlerinin bir parçası olarak endüstriyel sektörde işlenirler (30).

Tabaka Laminasyon (Sheet Lamination (SHL))

Tabakaların birleştirilmesiyle herhangi bir nesnenin tasarlandığı katkı maddesi üretim tekniğidir. Laminated Object Manufacturing (LOM) ve ultrasonik 3B baskı, bu yöntemin örnekleridir ve tam renkli baskılar için maliyet açısından oldukça etkilidir. Ultrasonic Additive Manufacturing (UAM), metal katmanların ultrason kullanılarak birleştirildiği yenilikçi bir yöntemdir. LOM, kesilmiş metal levhaları birleştirmek için yerel bir güç kaynağı kullanır ve ultrasonik dalgalar ile oda sıcaklığında metal levha yığınları üzerinde baskı uygulayarak erime yerine dağılma yoluyla katmanların birleştirilmesini sağlar (31). SHL sistemin, büyük boyutlu malzemeler üretebilmesi, hızlı, doğru ve yüksek dirençli üretim yapabilmesidir. Ancak, üretimin oldukça fazla deneyim ve zaman gerektirmesi nedeniyle karmaşık morfolojiler için önerilmemektedir. Ayrıca, üretilen malzemelerin yüzey kalitesinin ve boyutsal stabilitesinin düşük olması ile üretim sonrası fazla malzemenin uzaklaştırılmasının zorluğu da sistemin dezavantajları arasında yer almaktadır (32).

Protetik diş tedavisinde 3B yazıcı teknolojilerinin kullanım alanları oldukça çeşitlidir ve bunlar arasında metaller, seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler yer almaktadır. Hareketli bölümlü protezlerin iskelet yapıları, metal-seramik restorasyonların altyapıları, implant destekli overdenture protezler için dental barların yapımı, bireysel abutment ve implantların üretimi gibi birçok uygulamada etkin bir şekilde 3B yazıcılar kullanılmaktadır (33). Protetik restorasyonlarda kullanılan materyaller arasında, ışıkla sertleşen rezin, ışığın etkisi altında (lazer, ultraviyole veya görünür ışık) sıvıdan katıya hızlı bir şekilde geçebilen önemli bir polimer malzemedir (34,35). 3B yazıcıların kaide üretimindeki kullanımı, konvansiyonel tekniklerdeki laboratuvar prosedürlerine ve teknisyene bağlı hataları ortadan kaldırarak hata olasılığı azalttığından, daha tercih edilir bir yöntemdir (36,37). Ayrıca doku adaptasyonunun iyileştirilmesi ve mevcut protezlerin kopyalanmasının kolaylığı açısından da avantajlar da sunmaktadır (38). PMMA, 3B baskı rezinlerinden daha düşük maliyetli olmasına rağmen, ikisi de yüksek estetik ve ağız dokularıyla biyolojik uyumluluk gibi bazı avantajları paylaşmaktadır. Bu doğrultuda, total protez kaidelerinin oluşturulmasında 3B yazıcının kullanılması, hem araştırmada hem de klinik uygulamalarda giderek daha popüler hale gelmiştir. Ancak 3B protez kaide rezinleri, geleneksel PMMA ile yapılan protez kaide materyalleri arasında en düşük bükülme dayanımı ve yüzey sertliğine sahiptir (39). Bu dezavantajlar, protez kaidesi üretimi

için 3B yazıcı teknolojisinin uygulanmasını engellemekte ve klinik uygulamalarını sınırlamaktadır (40). Buna ek olarak literatürdeki çalışmalar 3B baskıda, çift bağ dönüşümünün geleneksel akrilik rezinlere göre daha zayıf olduğunu göstermektedir. Son yıllarda yapılan araştırmalar, nanopartiküller gibi çeşitli katkı maddelerinin eklenmesinin 3B rezin baskı malzemelerinin özelliklerini geliştirebileceğini göstermiştir (41,42).

Genellikle "nanoparçacıklar" olarak adlandırılan partiküllerin çapı tipik olarak 1 ila 100 nanometre (nm) arasında değişmektedir (43). Dental materyaller üzerine yapılan nanoteknoloji araştırmaları, temel olarak iki alana odaklanmıştır. Bunlar yeni inorganik nanopartiküllerin hazırlanması ve inorganik nano doldurucu maddeler ile yüzey modifikasyonudur (44). Nanopartiküllerin konsantrasyonu, boyut ve şekli, materyallerin dayanıklılığını ve kırılma direnci etkileyebilir (45). Uygun konsantrasyonda nanopartikül eklenmesinin materyallerin mekanik özelliklerini iyileştirebildiği bildirilmektedir (46). Nanoteknoloji sayesinde dental tedavilerde daha iyi özelliklere sahip yeni materyaller geliştirilebilir. SiO₂, TiO₂, Ag ve ZrO₂ gibi nanopartiküller, diş hekimliğinde özellikle rezin içeren protez kaide materyalleri, kompozitler, dental ölçü materyalleri, simanlar, doku düzenleyiciler, implantlar ve maksilofasiyal protezler gibi dental materyallerin bazı özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (47).

3B Yazıcı Rezine Nanopartikül İlavésinin Fiziksel ve Mekanik Etkileri Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanopartiküller

TiO₂ nanopartiküller, yüksek stabilitesi, katalitik etkisi, kolay elde edilebilirliği, beyaz rengi, verimliliği ve düşük maliyetinden dolayı son zamanlarda önem kazanmıştır (48,49). Ayrıca TiO₂ nanopartikülleri toksik değildir ve kimyasal olarak inerttir. Yüksek kırılma indeksine, korozyon direncine, yüksek sertliğe ve antibakteriyel aktiviteye sahiptir (50).

Sodagar ve ark. (51)'nin TiO₂ nanopartiküllerin akrilik protez kaidésinin fiziksel ve mekanik özelliklerine etkisini inceledikleri araştırmada, TiO₂ nanopartiküllerin düşük konsantrasyonlarda (%0.5, %1) eklenmesinin, protez kaidésinin mikrosertlik ve darbe dayanımını önemli ölçüde arttırdığını gözlemlemiştir. Ancak, aynı çalışma, bu nanopartiküllerin eklenmesinin, bükülme dayanımı üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olduğunu da belirtmiştir. Alrahlah ve ark. (52) TiO₂ nanopartiküllerinin, %1, %2 ve %3 konsantrasyonlarında PMMA matriksine entegrasyonunun, malzemenin sertlik ve elastik modülünde önemli bir artış sağladığını bildirmişlerdir. Aktitiz ve ark. (53) ise, TiO₂ nanopartikülleri farklı konsantrasyonlarda (% 0.25, % 0.5, %1), SLA 3B yazıcı rezin içinde kullandıkları

çalışmalarında SEM, çekme ve darbe dayanımını test etmişlerdir. SEM görüntüleri incelediğinde, TiO₂ nanopartiküllerinin yüzey enerjilerinden dolayı, modifiye edilen rezinlerin yüzeylerinde topaklanma tespit edilmiştir. % 1 oranında modifiye edilen rezinlerde, nanopartiküllerin lazer ışığına karşı geçirimsizliği nedeniyle tam kürlenememesi sonucu, saf rezinlere kıyasla mikroporozite gözlemlenmiştir. Bu mikroporozler, rezin yapıların mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir (54). Ayrıca, çekme ve darbe testleri sonuçlarına göre, TiO₂ nanopartikülleri ile modifiye edilmiş grupların elastik modül değerleri, modifiye edilmemiş gruplara kıyasla daha yüksek rapor edilmiştir.

AlGhamdi ve ark. (55) farklı konsantrasyonlarda (%0, %1, %2) TiO₂ nanopartikül ilave edilmiş 3B yazıcı ile üretilen protez kaide rezinlerinin bükülme özellikleri üzerine kürlenme süresinin etkisini incelemiştir. TiO₂ nanopartiküllerinin etkisi, konsantrasyonlara bağlı olarak incelendiğinde, post-kürlenme süresi arttıkça, örneklerin yüzeyindeki keskin lamellerle düzensizlikler ve çatlaklar gözlemlendiği, ve bükülme dayanımı sonuçlarına bakıldığında en yüksek elastik modül değeri, %0 ve %2 iken 60 dakikada ve %1 iken 90 dakikada bulunmuştur.

Liu ve ark. (56) % 1.5 oranında TiO₂ nanopartiküllerin SLA 3B yazıcı tekniği kullanılarak 3B rezine ilave edilmesiyle materyalin daha iyi mekanik özellikler gösterdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca çekme dayanımı (%51.1), darbe dayanımı (%43.8) ve kopma noktasında uzama oranının (%10.8) yükseldiği görülmüştür. Buna ek olarak çekme kesit morfolojisinde, %1.5 TiO₂ ilavesi ile kesit çatlaklarının daha düzenli olduğu ve belirgin şekilde konkav alanlar bulunduğu ve uygun miktarda TiO₂ eklemenin, rezinin kırılmaya karşı direncini arttırabileceği, baskı doğruluğunu iyileştirebileceği ve materyalin sertliğine olumlu katkı sağlayabileceği belirtilmiştir.

Gümüş (Ag) Nanopartikül

Gümüş (Ag) nanopartiküller, iyi mekanik, optik, elektriksel ve kimyasal özelliklerinin yanı sıra güçlü inhibe edici ve antimikrobiyal etkilerinden dolayı, diğer metal bazlı nanopartiküllere kıyasla daha çok tercih edilmektedir ve Ag nanopartiküllerin rezin matrisine doldurucu olarak eklenmesiyle mekanik ve fiziksel özelliklerde iyileşme göstermesi beklenmektedir (57). Rad ve ark. (58) tarafından yapılan bir *in vitro* çalışmada, PMMA' a ağırlıkça %5 gümüş nanopartikülü ilavesinin, materyalin baskı dayanımı ve termal iletkenliğini önemli ölçüde arttırdığı ve çekme dayanımını ise azalttığı ifade edilmiştir.

Aati ve ark. (59), 3B yazıcı rezinine farklı ağırlık

yüzdelerinde (%0, %0.1, % 0.5, %1.0, %2.0) Ag/MSN (Gümüş/Mezoporöz Silika Nanopartikülleri) eklenmesiyle üretilen modifiye nanobileşiklerin yüzey sertliği ve çatlak ilerlemesine karşı direncinin önemli ölçüde arttığı, bükülme dayanımının ise %1 den yüksek konsantrasyonlarda düşüş göstermekle birlikte, nanopartikül eklenmeyen kontrol grubu ile benzer olduğunu belirtmişlerdir. Aynı çalışmada % 2.0 Ag/MSN li grup dışında, elastik modülünde konsantrasyon ile orantılı bir artış gözlenmiştir. Chen ve ark. (60), CNCs-Ag (Selüloz Nanokristaller-Gümüş) eklenmiş (ağırlıkça %0, %0.05, %0.1, %0.15, %0,2 ve %0,25) DLP 3B yazıcı resininin bükülme dayanımlarının (Özellikle % 0.05 ve %0.1 ağırlık oranında CNCs-Ag ile modifiye edilmiş olanların) anlamlı derecede arttığını bildirmiştir.

Zirkonyum Oksit (ZrO₂) Nanopartikül

Zirkonyum Oksit (ZrO₂) nanopartikülleri ilavesiyle yapılan çalışmalarda, PMMA yada 3B yazıcı resinlerde mekanik ve fiziksel açıdan anlamlı bir iyileşme gözlendiğini bildirilmiştir (61–63).

Alshaiikh ve ark. (64) 3B baskılı resinlere ilave edilen ZrO₂ nanopartiküllerin (% 0.5, % 1, % 3 ve % 5 ağırlık oranlarında) bükülme dayanımı, elastik modülüsü, darbe dayanımı, sertlik ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında ısı ile polimerize edilmiş akrilik rezine kıyasla, 3B baskılı resinlerin mekanik dayanıklılıkları ve yüzey özelliklerinin daha olumsuz olduğu tesbit edilmiştir. SEM analizi, modifiye olmayan ve ZrO₂ nanopartikülle modifiye edilmiş 3B baskılı resinler arasında karakteristik değişiklikler göstermiştir. Düşük konsantrasyonlarda, her iki materyal de resin matrisi içinde nanopartiküllerin homojen ve iyi bir dağılımını sergilemiştir. Ancak yüksek konsantrasyonlarda, partiküllerin bazı kümeleri kırılmış yüzeylerde gözlemlenmiştir.

Çinko Oksit (ZnO) Nanopartikül

Çinko oksit (ZnO) nanopartiküller optik, biyokimyasal, elektriksel, biyolojik özellikleri, düşük maliyetleri, biyoyumlulukları ve toksik olmamalarından dolayı, çok yönlü bir inorganik nanopartikül olarak daha fazla ilgi çekmektedir. ZnO nanopartiküllerinin çeşitli konsantrasyonlarda eklenmesinin akrilik resinin bükülme dayanımını arttırdığı ve aynı zamanda protez kaidesi akriliklerinin bazı fiziksel ve mekanik yönlerini geliştirdiği bildirilmektedir. 3B baskı resinlerine ZnO partikülleri eklendiğinde eklemeli imalatla üretilen malzemenin geleneksele göre basma mukavemetinin daha fazla olduğu belirtilmiştir (65,66).

Priya ve ark. (65) ZnO nanopartiküller içermeyen % 5 ZnO nanopartiküller ile modifiye edilmiş 3B yazıcı resinini kıyasladıkları çalışmalarında, ZnO nanopartikülleri ile modifiye edilmiş 3B yazıcı resinin, yüksek basınç dayanımı değerine sahip olduğunu göstermişlerdir.

Silikon Oksit (SiO₂) Nanopartikül

Silikon oksit (SiO₂) nanopartiküllerin yüksek yüzey enerjileri, geniş yüzey alanları ve polimer ile güçlü bağları nedeniyle PMMA protez kaide resinlerine ilave edilmesi önerilmektedir. Bu nanopartiküllerin PMMA ile birlikte diğer dental materyallerin termal ve fiziksel özelliklerine olumlu katkı sağladığı bildirilmektedir (67). Ayrıca yapılan çalışmalarda, SiO₂ nanopartiküllerin düşük konsantrasyonlarda eklendiğinde materyalin bükülme mukavemetini artırdığı gösterilmiştir (67). PMMA resinlerine eklenen yüksek konsantrasyonlardaki (% 1 ve % 5) SiO₂ nanopartiküllerin, mekanik özellikleri azalttığı ve bu azalmanın konsantrasyona bağlı olduğu bildirilmiştir. PMMA'nın tamir malzemesi olarak kullanıldığında, en düşük SiO₂ konsantrasyonu (% 0.25) ile en yüksek bükülme dayanımının elde edildiği belirtilmiştir (68,69).

Gad ve ark. (70) 3B yazıcı resinine farklı konsantrasyonlarda (%0.25 ve %0.5) ilave edilen SiO₂ nanopartiküllerinin, materyalin bükülme ve darbe dayanımı, yüzey pürüzlülüğü ve sertlik gibi mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Yine farklı bir çalışmada (56), PMMA ve 3B baskılı resinlere SiO₂ nanopartiküller ekledikten sonra, PMMA'nın yüzey sertliği ve pürüzlülüğü hariç çoğu mekanik özelliklerinin önemli ölçüde arttığını bildirmişlerdir.(56)

Özler ve ark. (71) 3B yazıcı resinine farklı konsantrasyonlarda (%0.5, %1, %1.5, %2, %5) SiO₂ nanopartikülleri ilave edilmesinin materyalin konversiyon oranında, bükülme dayanımında ve elastik modülüsünde anlamlı bir artışa yol açtığını bildirmişlerdir.

SONUÇ

Bu derlemede, diş hekimliği uygulamalarında kullanılan PMMA ve güncel 3B yazıcı resinlerine nanopartikül ilaveleri yapıldıktan sonra, bu materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin nasıl etkilendiği incelenmiştir. Araştırmalar, çeşitli metal nanopartiküllerin eklenmesinin, 3B yazıcı resinlerinin bükülme dayanımı, elastik modülü ve kırılma dayanıklılığı gibi mekanik özelliklerinde belirgin iyileşmeler sağladığını göstermektedir. Bu çalışmalar, 3B baskı ve nanopartikül teknolojilerinin diş hekimliği materyalleri üzerindeki etkisini daha iyi anlamamıza yardımcı olmakta ve bu alanlarda daha ileri araştırmalar için bir temel oluşturmaktadır. Ancak, bu materyallerin uzun vadeli biyolojik etkileri ve klinik ortamda performansı üzerine daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir. Gelecekte bu teknolojilerin bir arada kullanılması, diş hekimliği

uygulamalarında standart hale gelerek, hastalara daha dayanıklı, estetik ve fonksiyonel tedavi seçenekleri sunma potansiyeline sahiptir.

KAYNAKLAR

1. Pourhajibagher M, Salehi Vaziri A, Takzaree N, Ghorbanzadeh R. Physico-mechanical and antimicrobial properties of an orthodontic adhesive containing cationic curcumin doped zinc oxide nanoparticles subjected to photodynamic therapy. *Photodiagnosis Photodyn Ther*. 2019;25:239-46.
2. Zafar MS. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate PMMA. *Polymers (Basel)*. 2020;12(10):2299.
3. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 3. bs. C. 1. Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları; 2003. 10-16.
4. Kantar K. Kopolimer yapıda hazırlanan akrilik rezinlerin termal ve reolojik özelliklerinin dinamik mekanik analiz (DMA) ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2005. 16.
5. O'Brien WJ. Denture Base Polymers. In: *Dental materials and their selection*. 3rd ed. O'Brien WJ. Editör. Quintessence Publication Comp. USA. 2002: 377-421.
6. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthet Dent*. 2004;91(3):274-80.
7. Jagger DC, Harrison A. The effect of chopped poly(methyl methacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont*. 1999;12(6):542-6.
8. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*. 2019;28(2):146-58.
9. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*. 2016;32(1):54-64.
10. Revilla-León M, Özcan M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*. 2019;28(2):146-58.
11. Tian Y, Chen CX, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, vd. A Review of 3D printing in dentistry: technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*. 2021;2021:1-19.
12. Mubaraki MQ, Moaleem MM Al, Alzahrani AH, Shariff M, Alqahtani SM, Porwal A, vd. Assessment of Conventionally and Digitally Fabricated Complete Dentures: A Comprehensive Review. *Materials*. 2022;15(11):3868.
13. Alshamrani AA, Raju R, Ellakwa A. Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin. *Biomed Res Int*. 2022;2022:1-9.
14. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. *J Clin Med*. 2021;10(9):2010.
15. Nayar S, Bhuminathan S, Bhat W. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015;7(5):216.
16. Yavuz E, Yılmaz S. Diş hekimliğinde Yeni ve Hızla İlerleyen Üretim Teknolojisi: 3 Boyutlu Yazıcılar. *Akdeniz Med J*. 2021;7(2):197-205.
17. Aral M, Keskin Y. Diş Hekimliğinde 3 Boyutlu - Eklemeli Üretim: Derleme. *Journal of International Dental Sciences*. 2024;10(1):1-11.
18. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32(2):182-92.
19. Lee D, Lee S, Kim H, Park C. A Hybrid Dental Model Concept Utilizing Fused Deposition Modeling and Digital Light Processing 3D Printing. *Int J Prosthodont*. 2020;33(2):229-31.
20. Pragana JPM, Sampaio RFV, Bragança IMF, Silva CMA, Martins PAF. Hybrid metal additive manufacturing: A state-of-the-art review. *Advances in Industrial and Manufacturing Engineering*. 2021;2:100032.
21. Demiralp E, Doğru G, Yılmaz H. Additive Manufacturing (3D PRINTING) Methods and Applications in Dentistry. *Clinical and Experimental Health Sciences*. 2021;11(1):182-90.

22. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2019;9(3):179-85.
23. Rezaie F, Farshbaf M, Dahri M, Masjedi M, Maleki R, Amini F, vd. 3D Printing of Dental Prostheses: Current and Emerging Applications. *J Compos Sci.* 2023;7(2):80.
24. Fiedor P, Ortyl J. A New Approach to Micromachining: High-Precision and Innovative Additive Manufacturing Solutions Based on Photopolymerization Technology. *Materials.* 2020;13(13):29-51.
25. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. *Oper Dent.* 2020;45(1):30-40.
26. Gibson I, Rosen D, Stucker B, Khorasani M, Rosen D, Stucker B, vd. *Additive manufacturing technologies.* 3. bs. Switzerland: Springer; 2021.
27. Crafts TD, Ellsperman SE, Wannemuehler TJ, Bellicchi TD, Shipchandler TZ, Mantravadi A V. Three-Dimensional Printing and Its Applications in Otorhinolaryngology–Head and Neck Surgery. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2016;156(6):999-1010.
28. Harada Y, Ishida Y, Miura D, Watanabe S, Aoki H, Miyasaka T, vd. Mechanical Properties of Selective Laser Sintering Pure Titanium and Ti-6Al-4V, and Its Anisotropy. *Materials.* 2020;13(22):5081.
29. Mangano C, Mangano FG, Shibli JA, Roth LA, D'Addazio G, Piattelli A, vd. Immunohistochemical Evaluation of Peri-Implant Soft Tissues around Machined and Direct Metal Laser Sintered (DMLS) Healing Abutments in Humans. *Int J Environ Res Public Health.* 2018;15(8):1611.
30. Svetlizky D, Das M, Zheng B, Vyatskikh AL, Bose S, Bandyopadhyay A, vd. Directed energy deposition (DED) additive manufacturing: Physical characteristics, defects, challenges and applications. *Materials Today.* 2021;49:271-95.
31. Abioye TE, Medrano-Tellez A, Farayibi PK, Oke PK. Laser metal deposition of multi-track walls of 308LSi stainless steel. *Materials and Manufacturing Processes.* 2017;32(14):1660-6.
32. Rajora A, Kumar R, Singh R, Sharma S, Kapoor S, Mishra A. 3D Printing: A Review On The Transformation Of Additive Manufacturing. *Mater Today Proc.* 2022;35-47.
33. Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2019;9(3):179-85.
34. Cooper LF. The Current and Future Treatment of Edentulism. *J Prosthodont.* 2009;18(2):116-22.
35. Al-Rafee M. The epidemiology of edentulism and the associated factors: A literature Review. *J Family Med Prim Care.* 2020;9(4):1841.
36. Lee DJ, Saponaro PC. Management of Edentulous Patients. *Dent Clin North Am.* 2019;63(2):249-61.
37. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater.* 2020;5(1):110-5.
38. Wu L, Zhao L, Jian M, Mao Y, Yu M, Guo X. EHMP-DLP: multi-projector DLP with energy homogenization for large-size 3D printing. *Rapid Prototyp J.* 2018;24(9):1500-10.
39. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):249-56.
40. Prpić V, Schauerl Z, Čatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials. *J Prosthodont.* 2020;29(6):524-8.
41. Totu EE, Nechifor AC, Nechifor G, Aboul-Enein HY, Cristache CM. Poly(methyl methacrylate) with TiO₂ nanoparticles inclusion for stereolithographic complete denture manufacturing – the future in dental care for elderly edentulous patients? *J Dent.* 2017;59:68-77.
42. Jieun L. Impact Strength of 3D Printed and Conventional Heat-Cured and Cold-Cured Denture Base Acrylics. The University of Texas School of Dentistry at Houston; 2020; 27999468.
43. Gad MM, Fouda SM, Abualsaud R, Alshahrani FA, Al-Thobity AM, Khan SQ, vd. Strength and Surface Properties of a 3D-Printed Denture Base Polymer. *J Prosthodont.* 2022;31(5):412-8.
44. Freitas RA. Nanodentistry. *J Am Dent Assoc.* 2000;131(11):1559-65.

45. Trapalis CC, Keivanidis P, Kordas G, Zaharescu M, Crisan M, Sztatvanyi A, vd. TiO₂(Fe³⁺) nanostructured thin films with antibacterial properties. *Thin Solid Films*. 2003;433(1-2):186-90.
46. Sodagar A, Akhoundi MSA, Bahador A, Jalali YF, Behzadi Z, Elhaminejad F, vd. Effect of TiO₂ nanoparticles incorporation on antibacterial properties and shear bond strength of dental composite used in Orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2017;22(5):67-74.
47. Agnihotri R, Gaur S, Albin S. Nanometals in Dentistry: Applications and Toxicological Implications- A Systematic Review. *Biol Trace Elem Res*. 2020;197(1):70-88.
48. Priyadarsini S, Mukherjee S, Mishra M. Nanoparticles used in dentistry: A review. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2018;8(1):58-67.
49. Xu K, Li Y, Hu J, Li F, Tian J, Xue B, vd. Effect of titanium dioxide nanoparticles on Silkworm's innate immunity and resistance to *Bacillus bombysepticus*. *Sci Adv Mater*. 2016;8(8):1512-22.
50. Pant HR, Pandeya DR, Nam KT, Baek W il, Hong ST, Kim HY. Photocatalytic and antibacterial properties of a TiO₂/nylon-6 electrospun nanocomposite mat containing silver nanoparticles. *J Hazardous Materials*. 2011;189(1-2):465-71.
51. Reijnders L. The release of TiO₂ and SiO₂ nanoparticles from nanocomposites. *Polym Degrad Stab*. 2009;94(5):873-6.
52. Sodagar A, Bahador A, Khalil S, Saffar Shahroudi A, Zaman Kassae M. The effect of TiO₂ and SiO₂ nanoparticles on flexural strength of poly (methyl methacrylate) acrylic resins. *J Prosthodont Res*. 2013;57(1):15-9.
53. Alrahlah A, Fouad H, Hashem M, Niazy AA, AlBadah A. Titanium Oxide (TiO₂) /Polymethylmethacrylate (PMMA) Denture Base Nanocomposites: Mechanical, Viscoelastic and Antibacterial Behavior. *Materials*. 2018;11(7):1096.
54. Aktitiz İ, Aydın K, Topcu A. Characterization of TiO₂ nanoparticle-reinforced polymer nanocomposite materials printed by stereolithography method. *J Mater Eng Perform*. 2021;30(7):4975-80.
55. Aktitiz I, Varol R, Akkurt N, Saraç MF. In-situ synthesis of 3D printable mono- and Bi-metallic (Cu/Ag) nanoparticles embedded polymeric structures with enhanced electromechanical properties. *Polym Test*. 2020;90:106724.
56. Alghamdi MA, Fouda SM, Taymour N, Akhtar S, Khan SQ, Ali MS, vd. Comparative Evaluation of TiO₂ Nanoparticle Addition and Postcuring Time on the Flexural Properties and Hardness of Additively Fabricated Denture Base Resins. *Nanomaterials*. 2023;13(23):3061.
57. Liu Y, Chen J, Ning L, Sun J, Liu L, Zhao K. Preparation and properties of nano-TiO₂-modified photosensitive materials for 3D printing. *E-Polymers*. 2022;22(1):686-95.
58. Ju SP, Chen HY, Shih CW. Investigating mechanical properties of polymethylmethacrylate/silver nanoparticle composites by molecular dynamics simulation. *Journal of Nanoparticle Research*. 2018;20(1):1-17.
59. Hamed-Rad F, Ghaffari T, Rezaii F, Ramazani A. Effect of Nanosilver on Thermal and Mechanical Properties of Acrylic Base Complete Dentures. *J Dent (Tehran)*. 2014;11(5):495.
60. Aati S, Aneja S, Kassar M, Leung R, Nguyen A, Tran S, vd. Silver-loaded mesoporous silica nanoparticles enhanced the mechanical and antimicrobial properties of 3D printed denture base resin. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022;134:105-421.
61. Chen S, Yang J, Jia YG, Lu B, Ren L. A Study of 3D-Printable Reinforced Composite Resin: PMMA Modified with Silver Nanoparticles Loaded Cellulose Nanocrystal. *Materials*. 2018;11(12):24-44.
62. Asopa V, Suresh S, Khandelwal M, Sharma V, Asopa SS, Kaira LS. A comparative evaluation of properties of zirconia reinforced high impact acrylic resin with that of high impact acrylic resin. *Saudi J Dent Res*. 2015;6(2):146-51.
63. Gad MM, Abualsaud R, Rahoma A, Al-Thobity AM, Al-Abidi KS, Akhtar S. Effect of zirconium oxide nanoparticles addition on the optical and tensile properties of polymethyl methacrylate denture base material. *Int J Nanomedicine*. 2018;13:283-92.
64. Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA, Nöpänkangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *Int J Nanomedicine*. 2017;12:3801.
65. Alshaikh AA, Khattar A, Almindil IA, Alsaif MH, Akhtar S, Khan SQ, vd. 3D-printed nanocomposite denture-base resins: effect of ZrO₂ nanoparticles on the mechanical and surface properties in vitro. *Nanomaterials*. 2022;12(14):24-51.

- 66.** Harie Priya M S P, Muthukumar B. 3D Printed denture resin reinforced with porosphere and zinc oxide nanoparticles. *IJCBS*. 2023;23(1):372-8.
- 67.** Vikram S, Chander NG. Effect of zinc oxide nanoparticles on the flexural strength of polymethylmethacrylate denture base resin. *Eur Oral Res*. 2020;54(1):31-5.
- 68.** Cevik P, Yildirim-Bicer AZ. The Effect of Silica and Prepolymer Nanoparticles on the Mechanical Properties of Denture Base Acrylic Resin. *J Prosthodont*. 2018;27(8):763-70.
- 69.** Gad MMA, Abualsaud R, Al-Thobity AM, Almaskin DF, Alzaher ZA, Abushowmi TH, vd. Effect of SiO₂ Nanoparticles Addition on the Flexural Strength of Repaired Acrylic Denture Base. *Eur J Dent*. 2020;14(1):19.
- 70.** Abushowmi TH, AlZaher ZA, Almaskin DF, Qaw MS, Abualsaud R, Akhtar S, vd. Comparative Effect of Glass Fiber and Nano-Filler Addition on Denture Repair Strength. *J Prosthodont*. 2020;29(3):261-8.
- 71.** Gad MM, Al-Harbi FA, Akhtar S, Fouda SM. 3D-Printable Denture Base Resin Containing SiO₂ Nanoparticles: An In Vitro Analysis of Mechanical and Surface Properties. *J Prosthodont*. 2022;31(9):784-90.
- 72.** Özler B. Investigation on the Enhanced Performance of Acrylate Resin Reinforced with SiO₂ Nanoparticles for Dental 3D Printing. *Res Sq*. 2023;1-22.