

# PROTETİK ALANINDA ULUSLARARASI ÇALIŞMALAR

EDİTÖR **DOÇ. DR. İDRİS KAVUT**



**Genel Yayın Yönetmeni / Editor in Chief • C. Cansın Selin Temana**

**Kapak & İç Tasarım / Cover & Interior Design • Serüven Yayınevi**

**Birinci Basım / First Edition • © MART 2026**

**ISBN • 978-625-8671-38-4**

**© copyright**

Bu kitabın yayın hakkı Serüven Yayınevi'ne aittir.

Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin almadan hiçbir yolla çoğaltılamaz. The right to publish this book belongs to Serüven Publishing. Citation can not be shown without the source, reproduced in any way without permission.

**Serüven Yayınevi / Serüven Publishing**

**Türkiye Adres / Turkey Address:** Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak

Ümit Apt No: 22/A Çankaya/ANKARA

**Telefon / Phone:** 05437675765

**web:** [www.seruvenyayinevi.com](http://www.seruvenyayinevi.com)

**e-mail:** [seruvenyayinevi@gmail.com](mailto:seruvenyayinevi@gmail.com)

**Baskı & Cilt / Printing & Volume**

Sertifika / Certificate No: 47083

# PROTETİK ALANINDA ULUSLARARASI ÇALIŞMALAR

EDİTÖR **DOÇ. DR. İDRİS KAVUT**



# İÇİNDEKİLER

## BÖLÜM 1

### TAM PROTEZ ÜRETİM TEKNİKLERİNDE GÜNCEL DURUM

*Kübra Nur SÖNMEZ YILMAZ* .....1

## BÖLÜM 2

### DİŞ HEKİMLİĞİNDE CAD/CAM VE 3D PRİNER

*Emin Can ÜNLÜ* .....29

*İdris KAVUT* .....29

## BÖLÜM 3

### PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE LASERİN KULLANIM ALANLARI

*Mahmut Sertaç ÖZDOĞAN* .....51

## BÖLÜM 4

### DİŞ PROTEZLERİNDE KATMANLI (3D) ÜRETİM: GÜNÜMÜZ VE GELECEK PERSPEKTİFİ

*Zeynep ŞEN YILMAZ* .....71

## BÖLÜM 5

### RESTORATİF VE PROTETİK DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA

*Kübra Nur SÖNMEZ YILMAZ* .....91

*Hayrunnisa Canan BURAL ALAN* .....91





# Bölüm 1

## TAM PROTEZ ÜRETİM TEKNİKLERİNDE GÜNCEL DURUM



*Kübra Nur Sönmez Yılmaz<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Protetik Diş Tedavisi Uzmanı, Araştırma Görevlisi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul, Türkiye. ORCID:0009-0002-7896-1250

Gelişen teknoloji ve yükselen yaşam standartları sonucunda ortalama yaşam süresi ve buna bağlı olarak yaşlı nüfus oranında artış gözlenmektedir. Birçok ülkede diş kaybı prevalansının azaldığı belirtilse de yaşlı nüfus artışı ve yaşla birlikte diş kaybı hızındaki artış sebebiyle tam dişsiz bireylerin sayısı aynı kalmakta veya artmaktadır (D. J. Lee & Saponaro, 2019). Güncel nüfus projeksiyonlarına dayanarak, önümüzdeki yıllar içerisinde tam dişsizlik prevalansının azalmasına rağmen nüfusun artışı nedeniyle tam dişsiz hastaların sayısının artacağı öngörülmekte ve bu nedenle diş hekimlerinin tam dişsiz hastaların tedavilerine devam edeceğini düşündürmektedir (Bural, Geckili, Erdogan, Bektas-Kayhan, & Dayan, 2021; o, 2024b).

Tam dişsizlik tedavi seçeneklerinde her zaman ilk seçenek olarak implant üstü sabit veya implant üstü hareketli protezler tercih edilse de; ileri yaş, sistemik kontraendikasyon ve ekonomik kısıtlamalardan dolayı tam protez tedavi seçeneği güncelliğini korumaktadır (D. J. Lee & Saponaro, 2019). Tam protezler tüm dişlerin ve üst çene ya da alt çenedeki ilişkili yapıların yerini alan hareketli diş protezleri olarak tanımlanmaktadır (“The Glossary of Prosthodontic Terms 2023: Tenth Edition,” 2023). Tam protez üretim teknikleri geleneksel ve dijital üretim teknikleri olarak ikiye ayrılmaktadır.

Geleneksel üretim teknikleri arasında uzun yıllardır başarıyla sürdürülen basınçla kalıplama tekniği günümüzde de halen en sıklıkla tercih edilen üretim tekniğidir. Geleneksel yöntemle üretilen tam protezlerin klinik iş akışında öncelikle metal dişsiz kaşık ve aljinat ölçü materyali kullanılarak anatomik ölçü alınmakta ve elde edilen model üzerinde bireysel kaşık hazırlanmaktadır. Bireysel kaşık üzerinde stenç materyali kullanılarak kenar şekillendirmesi yapıldıktan sonra çinko oksit ojenol ölçü materyali kullanılarak fonksiyonel ölçü alınmaktadır. Elde edilen modeller üzerinde kaide plağı ve mum duvar hazırlandıktan sonra hastanın dikey boyutu ve interokluzal kayıtları alınmaktadır. Alınan kayıtlar artikülatöre aktarılarak diş dizimi yapılmakta ve hasta üzerinde yapılan dişli provanın onaylanması sonucunda protezin üretim sürecine geçilmektedir (S, 2010). Basınçla kalıplama tekniğinde mufladaki alçı kalıp boşluğuna hamur olarak yerleştirilen polimetil metakrilat (PMMA) daha sonradan ısı uygulanarak polimerize edilmekte ve protezin üretim süreci tamamlanmaktadır. PMMA 1937 yılında kullanıma sunulmuştur ve günümüze kadar halen en yaygın olarak kullanılan protez kaide reçine materyali olarak yerini korumaktadır (S, 2010; Sakaguchi R., 1997).

Tam protez üretiminde dijital teknolojilerin kullanımı, ilk olarak Maeda ve arkadaşlarının 1994 yılında hızlı prototipleme yöntemiyle fotopolimerizan reçine kullanarak tam protez üretimini tanımlamasıyla başlamış; 1997’de Kawahata ve arkadaşlarının eksiltmeli üretim teknolojisiyle mevcut protezleri duplike etmesiyle gelişim göstermiştir (Bidra, Taylor, & Agar, 2013). Takip eden yıllarda eksiltmeli ve eklemeli (3B baskılama, hızlı prototipleme) üretim

teknolojilerinin entegrasyonu ile dijital iş akışı; ölçü, tasarım ve üretim aşamalarını kapsayacak şekilde sistematik hale gelmiştir.

Dijital tam protezler, geleneksel yöntemle kıyasla daha az klinik seans gerektirmekte ve laboratuvar süreçlerini belirgin biçimde kısaltmakta; ayrıca dijital veri kaydı ve arşivleme sayesinde protezin yeniden üretimi kolaylaşmakta, teknisyen kaynaklı değişkenlik azalmakta ve üretim süreci daha standardize hale gelmektedir (Infante, Yılmaz, McGlumphy, & Finger, 2014; Janeva et al., 2018; Yılmaz, Azak, Alp, & Ekşi, 2017; Yu, 2023). Ancak bu kazanımların klinik olarak öngörülebilir sonuçlara dönüşebilmesi, dijital tam protez üretiminin belirli bir teknik protokol ve sistematik iş akışı doğrultusunda, her aşaması kontrollü ve planlı biçimde yürütülmesini gerektirmektedir.

### **Tam Protez Üretiminde Dijital Üretim Tekniği ve İş Akışı**

Dijital tam protez üretiminde firmaların iş akışlarına bağlı olarak bazı farklı prensipler bulunmaktadır. Genel hatlarıyla değerlendirildiğinde, dijital tam protez iş akışı; hastanın anatomik ve fonksiyonel verilerinin toplanarak sanal ortama aktarılması, bu veriler kullanılarak üç boyutlu (3B) dijital model oluşturulması, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yapılması ve bilgisayar destekli üretim (CAM) yöntemleri ile protezin üretilmesi basamaklarından oluşmaktadır.

#### **1-Verilerin Toplanması**

Tam dişsiz vakaların dijital ortama aktarılması dijital tam protez üretimindeki tüm iş akışının doğruluğunu ve protezin kullanılabilirliğini doğrudan etkilemektedir. Direkt dijital ölçüde anatomik veriler intraoral tarayıcılar ile doğrudan ağız içinden elde edilmekte, optik sistemler ardışık küçük görüntü alanlarını yakalayarak bu verileri yazılım algoritmaları yardımıyla birleştirip üç boyutlu dijital modeli oluşturmaktadır.

Tam dişsiz vakalarda dijital ölçü yalnızca sabit anatomik bölgeleri değil değil kret ile dudak yanak mukozası sınırındaki mukobukkal birleşim ve fonksiyonel sınırları da içermelidir. Ancak tam dişsiz arkların direkt intraoral tarama ile güvenilir ve öngörülebilir biçimde kaydedilmesinde birtakım klinik ve teknik zorluklar bulunmaktadır (O, 2024a; Zhou, Sun, & Wang, 2021). Veri birleştirme algoritmaların referans alabileceği belirgin anatomik noktaların yetersizliği, geniş ve homojen alanlarda gerçekleştirilen taramalarda veri birleştirme (stitching) hatalarına yatkınlık, mukobukkal birleşim bölgesindeki hareketli yumuşak dokuların optik sistemler tarafından stabil ve tekrarlanabilir biçimde kaydedilememesi ve fonksiyonel sınırların dijital modele doğru şekilde yansıtılmamasından kaynaklanmaktadır (Kahya Karaca & Akca, 2024; Nguyen, Srinivasan, & Naveau, 2025; Patzelt, Vonau, Stampf, & Att, 2013; Zhou et al., 2021). Tarama esnasında tarama cihazının mukozaya temas etmesi ve ekarte ederken farklı çekme kuvvetleri ve yönü

sebebiyle taramada stitching zorluğuna çözüm amacıyla ekartörler geliştirilmiştir (Fang, An, Jeong, & Choi, 2018; Lo Russo, Ciavarella, Salamini, & Guida, 2019). Fakat yine de alt çenede dil ve tükürük varlığı, hareketli alveolar mukozanın fazlalığı, vestibüler kas aktivitesi ve daha sınırlı retansiyon alanı sebebiyle üst çeneye kıyasla ölçüde daha fazla sapma gözlenmektedir (Al-Hamad & Al-Kaff, 2023; Goodacre & Goodacre, 2018; Hack et al., 2020; Nguyen et al., 2025).

Tam protezlerin klinik başarısı yalnızca kaide ile mukozal yüzey arasındaki statik temasla değil, aynı zamanda fonksiyonel hareketler sırasında şekillenen kenar sınırlarının sağladığı periferik sızdırmazlık ve hermetik kapama ile de ilişkilidir. İntraoral tarayıcılar tarama esnasında uygulanan basıncı kontrol edememekte ve konvansiyonel ölçüde gerçekleştirilen kenar şekillendirme etkisini simüle edememektedir. Güncel çalışmalar, optik ölçülerin mukostatik anatomik detayları yeterli doğrulukta kaydedebildiğini; ancak fonksiyonel sınırların güvenilir biçimde yansıtamadığını bildirmektedir (Garcia et al., 2024; Goodacre & Goodacre, 2018; Hong et al., 2019; Kim, Kim, & Shim, 2017; Mai & Lee, 2020; Matsuda, Goto, Yagi, Kashiwabara, & Ichikawa, 2016; Nguyen et al., 2025).

Direkt intraoral taramanın tam dişsizlikte fonksiyonel ölçü gereksinimlerini tek başına karşılayamaması, dijital tam protez üretiminde full dijital iş akışını sınırlamaktadır. Bu nedenle konvansiyonel ölçü prensiplerinin dahil edildiği indirekt tarama metodları (hibrit yaklaşımlar) uygulanmaktadır (Hong et al., 2019; Mai & Lee, 2020; Nguyen et al., 2025; Park, Yun, Park, & Yun, 2024). Bu kapsamda anatomik veriler konvansiyonel veya dijital yöntemlerle kaydedildikten sonra bireysel kaşık, geleneksel ya da bilgisayar destekli üretim teknikleri ile hazırlanmakta; hazırlanan bireysel kaşık kullanılarak fonksiyonel ölçü tamamlanmaktadır. Elde edilen fonksiyonel ölçü veya bu ölçüden üretilen ana model, masaüstü optik tarayıcılar aracılığıyla dijitalleştirilerek 3B model elde edilmektedir (Goodacre, Goodacre, Baba, & Kattadiyil, 2016; Punj & Fisselier, 2020). Bir diğer yaklaşımda hastanın mevcut eski protezleri kullanılarak fonksiyonel ölçünün alınması sonrasında protezlerin 360° taranarak dijital model elde edilmektedir (O, 2024a; Punj & Fisselier, 2020). Model elde etmenin yanında bir diğer önemli aşama vertikal dikey boyut ve interokluzal kayıtların dijital ortama aktarılmasıdır. Üst ve alt çenenin vertikal ve horizontal ilişkileri; geleneksel kaide ve mum duvar ile elde edilen interokluzal kaydın taranması, hem fonksiyonel ölçü hem de dikey boyut belirleme amacıyla tasarlanmış özel kaşık sistemlerinin kullanılması, mevcut eski protezin vertikal dikey boyutu ideal durumda ise protezlerin interokluzal kayıt pozisyonunda taranması, dijital kayıt blokları ile entegre sistemlerin kullanılması ya da yüz tarama verilerinin analizine dayalı yöntemler aracılığıyla dijital ortama aktarılabilir (Punj & Fisselier, 2020; Thu, Molineiro-Mourelle, Yeung, Abou-Ayash, & Lam, 2024). Bu veriler CAD yazılımına

aktarıldığında sanal artikülasyon süreci başlatılmakta ve üst alt çene ilişkisi 3B ortamda görülmektedir.

## 2- Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) Süreci

Gerekli veriler toplandığında yüz tarama verileri ya da yüz fotoğrafları ile STL (Standard Triangle Language) veriler eşleştirilerek sanal hasta oluşturulmaktadır. İnterokluzal kayıt esnasında belirlenen anatomik referans noktası olarak kullanılan burun kanatları hizasından mum duvar üzerine dik çizilen çizgiler ve üst dudağın alt sınırını takip eden gülüş hattı referans alınarak, CAD yazılımı içerisindeki diş kütüphanelerinden uygun diş boyutu ve formu seçilmektedir. Ardından yazılımın otomatik yerleştirme algoritmaları ile diş dizimi gerçekleştirilmektedir. Otomatik yerleşen diş dizimi üzerinde estetik ve fonksiyonel ihtiyaçlara göre manuel düzeltmeler yapılabilmektedir. Diş dizimi tamamlandıktan sonra kaide sınırları sanal ortamda çizilerek belirlenmektedir. Ayrıca geleneksel yöntemde model üzerinde uygulanan rölyef ve postdam alanında model kazıma işlemlerini simüle etmek amacıyla rölyef bölgelerinde negatif offset, postdam alanında pozitif offset uygulaması yapılmaktadır. Bilgisayar ortamında yapılan bu kontrollü hacim artırma ve azaltma işlemleri geleneksel yöntemde göre daha kontrollü ve tekrarlanabiliridir.

Dişler ve kaide üretimi tamamlandığında, yapay dişler kaide üzerinde belirlenen girintili kısımlara yapıştırılmaktadır. Yapıştırma esnasında dişlerin yükselmesinin önüne geçmek amacıyla kaide tasarım aşamasında dişler ile kaide arasında offset değeri girilmesi gerekmektedir (M, 2024; Yamamoto, Kanazawa, Iwaki, Jokanovic, & Minakuchi, 2014). Bu aşamalardan sonra dijital tasarım tasarımın son hali STL dosya formatına dönüştürülerek üretime hazır hale getirilmiş olur.

## 3- Bilgisayar Destekli Üretim (CAM) Süreci

CAM sürecinde eksiltmeli (kazıma, frezeleme) ve eklemeli (3B baskılama, hızlı prototipleme) üretim yöntemi olarak günümüzde 2 farklı teknoloji mevcuttur.

Eksiltmeli üretim yöntemi: Eksiltmeli üretim tekniği, ön polimerize edilmiş PMMA bloktan kontrollü olarak materyal frezeleme yöntemiyle şekillendirme esasına dayanmaktadır (Dawood, Marti Marti, Sauret-Jackson, & Darwood, 2015; H., 2019; van Noort, 2012). CAD verileri bilgisayar sayısal kontrol (CNC) sistemleri aracılığıyla frezeleme ünitesine aktarılmaktadır (Ferencz JL, 2018; Strub, Rekow, & Witkowski, 2006). Yazılım, tasarlanan ürünün üretilebilirliğini simüle ederek uygun takım yollarını oluşturmada ve ardından frezeleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan eksiltmeli üretim sistemleri; 3, 4 veya 5 eksenli frezeleme ünitelerinden oluşmaktadır. 3 eksenli sistemde x, y ve z eksenleri boyunca hareket sağlarken; 4 eksenli sistemde bunlara ek olarak x eksenini etrafında rotasyonel

hareket, 5 eksenli sistemde ise ilave olarak x ve y eksenleri etrafında rotasyonel hareket sağlanmaktadır. Eksen sayısının artmasıyla daha karmaşık geometrilerin işlenebilmesi mümkün olmaktadır (Abduo, Lyons, & Bennamoun, 2014; Alghazzawi, 2016; Ferencz JL, 2018; H., 2019; Strub et al., 2006). Ayrıca sistemler ıslak veya kuru kazıma modlarında çalışabilmektedir ve ıslak kazıma genellikle sert materyaller için tercih edilirken kuru kazıma daha düşük sertlikteki materyallerde kullanılmaktadır (Ferencz JL, 2018). Eksiltmeli üretim yüksek doğruluk, standartlaştırılmış üretim süreci, etkin kalite kontrol ve hızlı üretim gibi avantajlarıyla geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla öne çıkmaktadır (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008; Davidowitz & Kotick, 2011; H., 2019). Bunların yanında, yüksek başlangıç maliyeti, üretim sırasında oluşan fazla materyal israfı ve morfolojik detayların kullanılan frez çapı ile sınırlı olması, kullanılan frezlerin aşınmaya uğraması sonucu nihai üründe çatlaklar oluşabilmesi yöntemin başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır (Alghazzawi, 2016; Beuer et al., 2008; Miyazaki & Hotta, 2011; Strub et al., 2006; van Noort, 2012).

Tasarlanan protezin eksiltmeli yöntemle üretiminde ilk aşamada, ön polimerize edilmiş PMMA bloğun uygun boyut ve renk seçimi yapılmaktadır. Seçilen blok tipine göre, kaide ve dişlerin tek parça olarak frezlendiği monoblok yapılar üretilebildiği gibi, kaide ve dişlerin ayrı ayrı frezlenerek rezin siman ya da üreticiye özgü adeziv sistemlerle birleştirildiği sistem de uygulanabilmektedir. Dijital tasarımın CAM yazılımına aktarılmasının ardından protezin blok içerisindeki konumu materyal verimliliği ve yüzey doğruluğu açısından optimize edilmekte ve blok, tutucu pinler aracılığıyla sabitlenmektedir. Frezeleme sürecinde öncelikle geniş çaplı frezlerle kaba materyal uzaklaştırılmakta, ardından daha küçük çaplı frezlerle anatomik ince detaylar oluşturulmakta ve son aşamada yüzey düzgünlüğünü artırmaya yönelik bitirme işlemi gerçekleştirilmektedir. Üretim tamamlandıktan sonra protezin blokla bağlantılı bölgeleri kontrollü şekilde kesilerek uzaklaştırılmakta, gerekli tesviye işlemleri yapıldıktan sonra geleneksel yöntemle benzer şekilde cila işlemleri uygulanarak protez teslim için hazır hale getirilmektedir.

Eklemlenilen üretim yöntemi: CAD yazılımında tasarlanan proteze üretim öncesinde destek yapıları eklenmekte ve model katmanlar halinde dilimlenerek 3B yazıcıda baskıya hazır hale getirilmektedir. (Ferencz JL, 2018; H., 2019; Yu, 2023). Kullanılan reçine PMMA'dan farklı olarak üretilen dimetakrilat (UDMA)'tır. UDMA tek başına kullanılabildiği gibi Bis-GMA ve TEGDMA gibi diğer monomerlerle birlikte de kullanılabilmektedir (Barszczewska-Rybarek, 2009). Yüksek molekül ağırlığına ve rijit yapıya sahip olması nedeniyle UDMA, polimerizasyon sonrası yoğun çapraz bağlanma oluşturarak sert ve dayanıklı bir polimer matriksi meydana getirmektedir. Reçinenin işlenebilirliğini artırmak ve viskozitesini düşürmek amacıyla TEGDMA veya daha düşük molekül ağırlıklı monomer olan üretilen metakrilat (UMA) ilave edilmek-

tedir (Dickens, Stansbury, Choi, & Floyd, 2003; Rosentritt, Huber, Strasser, & Schmid, 2021). TEGDMA genellikle seyreltici monomer olarak kullanılmakta ve dönüşüm derecesini artırmaya katkı sağlamaktadır (Lin, Lin, Lai, & Lee, 2020). Buna karşılık, formülasyondaki UMA oranının artması materyalin esnekliğini artırmaktadır (Rosentritt et al., 2021).

Tam protez üretiminde yaygın olarak kullanılan eklemeli üretim yöntemlerinden biri olan ışıkla kütleme teknolojisinde, fotopolimerizan reçine belirli dalga boyundaki ışık kaynağı aracılığıyla katmanlar halinde kontrollü olarak polimerize edilerek üç boyutlu yapı oluşturulmaktadır. (Dawood et al., 2015; Pillai et al., 2021; Tian et al., 2021). Işığın uygulanma biçimi ve sistem konfigürasyonuna göre stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP) ve fotojet (PJ) olarak üç ana gruba ayrılmaktadır (Alharbi, Wismeijer, & Osman, 2017; Dawood et al., 2015; Ferencz JL, 2018; Pillai et al., 2021). SLA'da lazer ışını her katmanı noktasal olarak tarayarak kürelerken, DLP sisteminde projeksiyona bağlı ışık kaynağı ile tüm katman tek seferde polimerize edilmekte ve bu durum üretim süresini kısaltmaktadır. PJ teknolojisinde ise fotopolimeran reçine püskürtülerek eş zamanlı kütleme yapılı ve çoklu materyal kullanımı ile farklı mekanik özelliklere sahip yapılar üretilebilmektedir (Alharbi et al., 2017; Radi & F, 2023; Tian et al., 2021).

Fotopolimerizan reçinenin katmanlı polimerizasyonuna dayanan üretimde, materyale mekanik kuvvet uygulanmamakta ve eksiltmeli üretime özgü frez aşınması, gürültü ve ısı kaynaklı yüzey hasarı gibi dezavantajlar ortadan kalkmakta (Abduo et al., 2014; Ferencz JL, 2018); ayrıca hazır blok boyutu ve frez geometrisi kaynaklı boyutsal kısıtlamalar olmadan daha karmaşık ve büyük boyutta nesnelere baskılanabilmektedir (Abduo et al., 2014; Berman, 2012; Beuer et al., 2008; Ferencz JL, 2018; Yu, 2023). Baskılama işlemi tamamlandıktan sonra desteklerin uzaklaştırılması, yıkama, kütleme ve yüzey bitim işlemleri uygulanarak nihai ürün elde edilmektedir. Eklemeli üretimde materyal israfının minimum düzeyde olması ve sanal yazdırma tablasına birden fazla modelin yerleştirilebilmesi, tek üretim döngüsünde birden fazla ürün elde edilmesine olanak sağlamaktadır (Abduo et al., 2014; Dawood et al., 2015; H., 2019; Vaezi, Chianrabutra, Mellor, & Yang, 2013; Yu, 2023). Dezavantaj olarak katmanlı üretim prensibi sebebiyle yüzeyde merdiven etkisi oluşabilmekte, bu etki özellikle eğimli ve kavisli alanlarda daha belirgin gözlenmektedir. Katman kalınlığının azaltılmasıyla bu etki sınırlandırılabilir de üretim süresi uzamaktadır (Masood, Rattanawong, & Iovenitti, 2003). Ayrıca baskılama sonrası destek yapıların uzaklaştırılması ve kütleme işlemleri eksiltmeli üretime kıyasla ilave işlem basamakları gerektirmekte ve boyutsal doğruluğu etkilemektedir (Alghazzawi, 2016; H., 2019; Unkovskiy et al., 2018). Bunların yanında mevcut sistemlerde tek tip reçine kullanılması nedeniyle tam protez uygulamalarında dişler ve kaidenin ayrı ayrı üretilecek sonrasında birleştirilmesi ilave laboratuvar aşamasına sebep olmaktadır.

(Anadioti, Musharbash, Blatz, Papavasiliou, & Kamposiora, 2020; Goodacre & Goodacre, 2022; Wagner & Kreyer, 2021).

Kullanılan teknolojiden bağımsız olarak üretim sonrasında materyalin genel kalite ve performansını arttırmak amacıyla baskılama sonrası uygulanması gereken prosedürler vardır. Baskılama sonrasında yüzeyde kalan kürlenmemiş reçine, genellikle izopropil alkol (IPA) gibi organik çözücülerle yıkama işlemiyle uzaklaştırılmaktadır. Yıkama, üretici firmanın önerileri doğrultusunda belirlenen sürelerde; solüsyona daldırma veya ultrasonik banyo gibi yöntemlerle gerçekleştirilebilmektedir. Yıkama sonrası ürün hava spreyi ile kurutulmakta ve yine kullanılan fotopolimerizan reçinenin üretici talimatlarına uygun şekilde post-kürleme işlemine tabi tutulmaktadır. Kürleme tamamlandıktan sonra destek yapılar uzaklaştırılmakta ve son aşamada tesviye ile polisaj işlemleri uygulanarak yüzey bitim işlemleri tamamlanmaktadır.

Tam protez üretimi amacıyla piyasada çok sayıda ön polimerize PMMA blok, fotopolimerizan reçine, frezeleme cihazı ve üç boyutlu yazıcı sistemi bulunmaktadır. Bununla birlikte, bu bölümde tüm üretici firmalara yer verilmemiş; yalnızca klinik ölçü ve kayıt aşamalarını standardize etmek amacıyla özel ölçü kaşığı ve entegre kayıt aparatları geliştirmiş, kendine özgü iş akışı prensibine sahip ticarileştirilmiş dijital tam protez sistemleri ele alınmıştır.

### 1- AvaDent Digital Dentures

Klinik iş akışı genellikle üç randevuda tamamlanmaktadır. İlk randevuda referans protezin taranması, doğrudan ağız içi tarama veya AvaDent-Wagner EZ rehber protokolü aracılığıyla ölçü ve interokluzal kayıtlar tamamlanmaktadır. Wagner EZ protokolünde firmaya ait termoplastik ölçü kaşıkları yaklaşık 70°C sıcaklıktaki suda yumuşatıldıktan sonra ağıza yerleştirilerek kenar şekillendirme yapılmakta ve polivinilsiloksan (PVS) ile fonksiyonel ölçü tamamlanmaktadır. Ayrıca AMD (Anatomic Measuring Device) özel kaşıkları kullanılarak dikey boyut ve interokluzal kayıt elde edilebilmektedir. İkinci randevu opsiyoneldir. Firma tarafından oluşturulan sanal tasarım hekimle paylaşılır ve gerekirse deneme protezi hazırlanır. Deneme protezi yaklaşık 45 °C sıcaklıktaki suda bekletilerek ağıza adapte edilmekte; dikey boyut, estetik parametreler ve fonetik değerlendirmeler kontrol edilmekte ve gerekli ise interokluzal kayıt güncellenmektedir. Üçüncü randevuda frezelenmiş nihai protez teslim edilmektedir. Üretim aşamasında monoblok sistemler veya kaide ile dişlerin ayrı frezelenip adeziv sistemlerle birleştirildiği bonded sistemler tercih edilebilmektedir. Ayrıca estetik gereksinimlere bağlı olarak monokromatik diş içeren XCL1 bloklar veya polikromatik diş yapısına sahip XCL2 bloklar gibi farklı materyal seçenekleri kullanılabilir.

## 2- Baltic Denture System

Baltic Denture System (BDS), dijital tam protez üretimini iki randevuda tamamlamaya olanak tanıyan bir sistem olarak geliştirilmiştir. Sistem, dişlere sahip maksiller ve mandibular kayıt kaidelerinden oluşan ve BD Keys olarak adlandırılan özel ölçü kaşıklarını içermektedir. Farklı damak genişlikleri ve diş boyutlarına uyum sağlayabilmesi amacıyla sekiz farklı kombinasyonda üretilen dişli kaşıklar, ilk randevuda hem fonksiyonel ölçünün alınmasına hem de estetik parametrelerin değerlendirilmesine olanak tanımaktadır. Maksiller kaşığa entegre edilen yüz arkı sayesinde yüz orta hattı, interpupiller hat ve Camper düzlemi kaydedilmekte; çeneler arası ilişki ise BD Key Lock adı verilen özel bir mekanizma ile belirlenmektedir. Kaşık üzerinde gerçek boyutlu dişlerin bulunması, dudak desteği, diş dizimi ve interoklüzal mesafenin aynı seansta değerlendirilmesini sağlayarak aslında deneme protezi işlevi görmektedir. Alınan kayıtlar dijital ortama aktarıldıktan sonra eksiltmeli sistem kullanılarak nihai protez elde edilmektedir.

## 3- Dentca- Whole You Nexteeth Denture System

Uygun boyutta özel ölçü kaşığı seçimi ile başlamaktadır. Ölçüler PVS ölçü materyali ile fonksiyonel kenar şekillendirme yapılarak alınır. Dikey boyut, mandibular kaşığa entegre edilen pin aracılığıyla ayarlanmakta; sentrik ilişki kaydı ise maksiller kaşığa yerleştirilen Whole You EZ Tracer sistemi ile belirlenmektedir. İki kaşık arasında ısırma kaydı alındıktan sonra estetik parametreler Whole You Lip Ruler kullanılarak ölçülmektedir. Elde edilen tüm klinik kayıtlar laboratuvara gönderilerek sanal tasarım süreci başlatılmakta; isteğe bağlı prova aşamasının ardından nihai protez eksiltmeli veya eklemeli sistemle üretilmektedir.

## Dijital Yöntemle Üretilen Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri

### 1-Mekanik Özellikler

Tam protezlerde mekanik özellikler; çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç gösterebilme, fonksiyon sırasında oluşan stresleri tolere edebilme ve yapısal bütünlüğü uzun dönemde koruyabilme açısından klinik başarımın temel belirleyicilerindedir. Mekanik performansın yetersiz olması; protez kaidesinde çatlak oluşumu, kırık gelişimi ve buna bağlı erken fonksiyon kaybı ile sonuçlanabilmektedir.

Eksiltmeli üretim ile elde edilen kaide materyallerin eklemeli ve konvansiyonel üretim yöntemlerine göre en yüksek eğilme dayanımı gösterdiği bildirilmektedir (Freitas et al., 2023; Zeidan et al., 2023). Bu durum, endüstriyel koşullarda yüksek ısı ve basınç altında polimerize edilen blokların daha homojen yapıya, daha düşük poroziteye ve daha yüksek çapraz bağ yoğunluğuna sahip olmasıyla açıklanmaktadır (O. Steinmassl, Offermanns, et al., 2018; Zeidan et al., 2023). Bununla birlikte eksiltmeli ve konvansiyonel üretim tek-

niklerinin karşılaştırıldığı çalışmada eğilme dayanımı açısından istatistiksel olarak iki grup arasında anlamlı fark bulunmadığı da bildirilmiştir (Freitas et al., 2023) . Sistematik analizde ise iki yöntem arasında yüksek heterojenite olduğu ve toplam etkinin istatistiksel olarak sınırdaki kaldığı belirtilerek; bu durumun, marka farklılıkları ve test protokollerinin sonuçlar üzerinde etkili olduğunu bildirilmektedir (de Oliveira Limírio et al., 2022).

Konvansiyonel ısı ile polimerize edilen PMMA materyallerin mekanik performansı ise polimerizasyon siklusu ve laboratuvar uygulama protokolüne bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir (Freitas et al., 2023; S, 2010). Uygun koşullarda üretildiğinde klinik olarak kabul edilebilir eğilme dayanımı sağlamakta; ancak işlem basamaklarının operatöre bağlı olması nedeniyle standardizasyon düzeyi dijital sistemlere kıyasla daha düşüktür (de Oliveira Limírio et al., 2022).

Eklmeli üretim ile elde edilen kaidelerde ise eğilme dayanımının diğer üretim yöntemlerine göre daha düşük olduğu bildirilmektedir (de Oliveira Limírio et al., 2022; Freitas et al., 2023; Zeidan, Abd Elrahim, Abd El Hakim, Harby, & Helal, 2022). Bu durum; katmanlı üretim yapısına bağlı olarak katmanlar arasında bağlanma zayıflıkları ve üretim parametrelerinin mekanik performans üzerindeki etkisi ile açıklanmaktadır (Chen, Cheng, Huang, & Lin, 2021; Freitas et al., 2023; Hague, Mansour, Saleh, & Harris, 2004). Elastik modül açısından değerlendirildiğinde de eksiltmeli sistemle üretilen kaidelerin daha rijit davranış sergilediği; buna karşılık eklmeli sistemle üretilen kaidelerin daha düşük mekanik stabilite gösterdiği belirtilmektedir (de Oliveira Limírio et al., 2022; Freitas et al., 2023). Eklmeli üretim tekniğinde kullanılan kaide reçinelerinin mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla nanopartikül ilave edilerek yapılan çalışmalarda; düşük konsantrasyonda  $TiO_2$  ilavesinin mekanik dayanımı iyileştirdiği (Altarazi, Haider, Alhotan, Silikas, & Devlin, 2023) yüksek konsantrasyonda  $TiO_2$  ilavesinin ise mekanik dayanımı düşürdüğü (Altarazi et al., 2023; Benu Buket Yel, 2025), %0,5 konsantrasyonda ilave edilen  $ZnO$  ve  $ZrO_2$ 'nin mekanik dayanımı arttırdığı (Benu Buket Yel, 2025) bildirilmektedir.

Genel olarak mevcut literatür, eksiltmeli üretimin mekanik açıdan daha öngörülebilir ve stabil sonuçlar sunduğunu; konvansiyonel yöntemin uygun laboratuvar protokolleri ile benzer performans gösterebildiğini; eklmeli üretimde ise mekanik başarının büyük ölçüde üretim parametreleri ve reçine kompozisyonuna bağlı olduğunu ortaya koymaktadır. Bu nedenle eklmeli üretimde kullanılan kaide reçinesi özelliklerinin optimize edilmesi amacıyla reçine içeriği, üretim ve post-kürleme parametrelerine yönelik çalışmalar sürmektedir.

## 2- Üretim Doğruluğu ve Kaide Adaptasyonu

Tam protezlerde üretim doğruluğu ve kaide adaptasyonu; retansiyon, stabilite, fonksiyon ve hasta konforunu doğrudan etkileyen temel belirleyicilerdir. Güncel literatür, dijital üretim tekniklerinin konvansiyonel yöntemlere kıyasla çoğu durumda benzer ya da daha iyi adaptasyon sağlayabildiğini göstermektedir (Chaturvedi, Addas, Alqahtani, Al Ahmari, & Alfarsi, 2021; Maniewicz et al., 2024; Wang, Shi, Xie, & Wu, 2021; H. I. Yoon, Hwang, Ohkubo, Han, & Park, 2018; S. N. Yoon, Oh, Lee, Han, & Yoon, 2020; Zandinejad, Floriani, Lin, & Naimi-Akbar, 2024; Zupancic Cepic et al., 2023). Hem eksiltmeli hem de eklemeli üretim, üretim doğruluğu ve ölçü yüzeyi uyumu açısından klinik kabul sınırları içinde değerlendirilmektedir; uyumsuzlukların daha çok posterior palatal seal ve mukobukkal birleşim alanlarında yoğunlaştığı bildirilmektedir (Wang et al., 2021; S. N. Yoon et al., 2020).

Dijital üretim yöntemleri kendi içinde değerlendirildiğinde, adaptasyon doğruluğunun homojen bir dağılım göstermediği; anatomik bölgeye bağlı olarak değişkenlik sergilediği görülmektedir. Eksiltmeli üretim, özellikle doku temas yüzeyi ve primer yük taşıyan alanlarda daha öngörülebilir ve tutarlı bir adaptasyon sağlarken (Charoenphol & Peampring, 2023; Goodacre et al., 2016; Hsu, Yang, Wang, & Lin, 2020; Kalberer, Mehl, Schimmel, Müller, & Srinivasan, 2019); eklemeli üretim periferik sınırlar ve posterior palatal seal bölgesinde avantaj gösterebilmektedir (Hwang, Lee, Park, & Yoon, 2019; Kalberer et al., 2019; H. I. Yoon et al., 2018). Bununla birlikte bazı çalışmalarda eklemeli sistemlerin hem genel doğruluk hem de intaglio yüzey adaptasyonu açısından daha üstün sonuçlar verebildiği de rapor edilmiştir (Hwang et al., 2019; S. N. Yoon et al., 2020). Bu bulgular, dijital yöntemler arasında tek bir üstün teknikten söz etmenin güç olduğunu ve performansın büyük ölçüde değerlendirilen anatomik bölgeye bağlı olarak değiştiğini göstermektedir.

Geleneksel yöntemler uzun yıllardır klinik olarak güvenle uygulanmakla birlikte, bazı bölgelerde polimerizasyon büzülmesi, termal genişleme ve soğuma kaynaklı boyutsal değişimler, muflalama ve basınç kontrolündeki değişikliklere bağlı olarak dijital tekniklere kıyasla daha fazla uyumsuzluk gösterebilmektedir (Hsu et al., 2020; S. Lee et al., 2019). Buna karşın ince anatomik detayların reproduksiyonunda enjeksiyon kalıplama yönteminin dijital üretim tekniklerine göre daha yüksek çözünürlük sağlayabildiği ifade edilmektedir (S. Lee et al., 2019; H. I. Yoon et al., 2018).

Genel olarak, dijital üretim teknikleri tam protez kaidelerinde klinik olarak güvenilir ve kabul edilebilir düzeyde adaptasyon sağlamaktadır; ancak eksiltmeli ve eklemeli üretim arasında tüm anatomik bölgeler için geçerli tek bir üstünlükten söz edilmemektedir. Geleneksel yöntemler ise klinik olarak geçerliliğini korumakla birlikte, üretim sürecine bağlı distorsiyon riski nedeniyle bazı bölgelerde daha değişken adaptasyon sergileyebilmektedir. Bu çer-

çevede üretim tekniği seçimi, anatomik özellikler ve klinik öncelikler doğrultusunda bireyselleştirilmelidir.

### 3- Kimyasal Özellikler

Tam protez kaidelerinin kimyasal performansı, polimerizasyon kinetiği, çapraz bağlanma yoğunluğu ve oluşan polimer ağ yapısının homojenliği ile doğrudan ilişkilidir. Geleneksel ısı ile polimerize kaideler, ısı ile aktive edilen serbest radikal polimerizasyonu sonucunda metakrilat monomerlerindeki karbon-karbon (C=C) çift bağlarının açılarak karbon-karbon (C-C) tek bağlarına dönüşmesi ve bunun sonucunda PMMA zincirlerinin oluşması prensibine dayanmaktadır (Barron, Rueggeberg, & Schuster, 1992; S, 2010; Sakaguchi R., 1997). Bu dönüşüm ne kadar fazlaysa monomerden polimere dönüşüm oranı ve polimerizasyon derecesi o kadar yüksektir (Bartoloni, Murchison, Wofford, & Sarkar, 2000; Sürer, Ünal, Gül Aygün, & Ucar, 2023). FTIR analizleri, uzun sikluslu termal polimerizasyon, hızlı kaynatma ve mikrodalga ile polimerizasyon tekniklerinde dönüşüm derecelerinin %90'ın üzerinde olduğunu ve uzun sikluslu termal polimerizasyonda yaklaşık %92-93 düzeyinde polimerizasyon sağlandığını göstermektedir (Bartoloni et al., 2000). Tamamlanmamış dönüşüm sonucu belirli miktarda rezidüel metil metakrilat (MMA) matriks içinde kalabilmekte ve bu durum su absorpsiyonu, plastikleşme ve potansiyel biyolojik irritasyon açısından risk oluşturmaktadır (Marta, Wenceslao, Wael, & Vinayak, 2021; Sakaguchi R., 1997; Sürer et al., 2023).

Eksiltmeli üretimde kullanılan ön polimerize PMMA bloklar ise endüstriyel koşullarda yüksek ısı ve basınç altında polimerize edildiklerinden dolayı daha yüksek dönüşüm derecesi, daha homojen polimer ağı ve dolayısıyla minimal rezidüel monomer içeriği ile karakterizedir; bu durum kimyasal stabilite ve biyouyumluluk açısından daha inert bir yapı sağlamaktadır (Goodacre et al., 2016; Srinivasan et al., 2018; O. Steinmassl, Dumfahrt, Grunert, & Steinmassl, 2018).

Ekleme üretim sistemlerinde kullanılan UDMA esaslı fotopolimerizan reçineler, ışık aktivasyonu ile katmanlı olarak polimerize olmaktadır. Bu sistemlerde dönüşüm derecesi, 3B yazıcı teknolojisine, baskılama parametrelerine, kütleme ünitesinin tipine, UV ışığın frekansına ve yoğunluğuna, pozlama süresine, fotopolimerizan reçinenin bileşimine ve rengine bağlı olduğuna dair birçok çalışma mevcuttur (Bayarsaikhan et al., 2021; Hardiman, 2019; Katheng, Kanazawa, Iwaki, & Minakuchi, 2021; Dohyun Kim et al., 2020; Kirby, Pesun, Nowakowski, & França, 2024; Li, Lambart, Stawarczyk, Reymus, & Spintzyk, 2021; Lim, Lee, Gu, Jin, & Kim, 2022; Reymus, Lümckemann, & Stawarczyk, 2019; Reymus & Stawarczyk, 2021; Unkovskiy et al., 2018). Yüksek polimerizasyon derecesi, matriks içinde daha düşük miktarda artık monomer bulunması anlamına gelmektedir (Sürer et al., 2023). Bu durum

yalnızca kimyasal stabiliteyi artırmakla kalmaz; aynı zamanda biyouyumluğun iyileşmesine, mekanik ve fiziksel özelliklerin gelişmesine, su absorpsiyonunun azalmasına ve renk stabilitesinin artmasına katkı sağlar (Bartoloni et al., 2000; Hardiman, 2019; D. Kim et al., 2020; Layani, Wang, & Magdassi, 2018; Revilla-León, Meyers, Zandinejad, & Özcan, 2019; Sürer et al., 2023; Unkovskiy et al., 2018). Buna karşılık, post-kürleme sürecinin yeterince optimize edilmediği durumlarda matriks içinde reaksiyona girmemiş bileşenler kalabilmekte; bu durum rezidüel komponent salınımının artmasına ve polimer ağ yapısında heterojenlik oluşmasına yol açabilmektedir (Reymus & Stawarczyk, 2021; Unkovskiy et al., 2018).

Tüm veriler birlikte değerlendirildiğinde, kimyasal açıdan en yüksek polimerizasyon derecesi ve en düşük rezidüel monomer düzeyi eksiltmeli sistemlerde gözlenirken, geleneksel yöntemler uygun laboratuvar koşulları sağlandığında klinik olarak kabul edilebilir performans sunmakta; eklemeli sistemler ise çok sayıda üretim ve kürleme parametresinin kontrolüne bağlı olarak daha değişken kimyasal özellikler sergilemektedir (Bartoloni et al., 2000).

#### 4- Yüzey Özellikleri

Tam protez kaidelerinde yüzey özellikleri; yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği, hidrofiliği ve serbest yüzey enerjisi gibi parametreleri kapsamakta olup, bu özellikler plak retansiyonu, mikrobiyal adezyon, renk stabilitesi ve uzun dönem klinik başarı üzerinde doğrudan etkilidir (O. Steinmassl, Dumfahrt, et al., 2018; Verran et al., 2014; Yoshijima et al., 2010). Özellikle yüzey pürüzlülüğü, protez kaynaklı mikrobiyal kolonizasyonda önemli bir faktör olup, bu kontaminasyon hem mukozal enfeksiyonlara hem de yaşlı bireylerde aspirasyon pnömonisine katkıda bulunabilmektedir (Müller, 2015; Srinivasan, Kamnoedboon, et al., 2021).

Geleneksel yöntemle üretilen kaidelerde yüzey topografisi büyük ölçüde polimerizasyon sürecine ve cilalama aşamalarına bağlıdır; ayrıca polimerizasyon sırasında oluşabilecek gaz poroziteleri yüzey düzensizliklerine yol açabilmektedir (S, 2010; O. Steinmassl, Dumfahrt, et al., 2018).

Eksiltmeli yöntemle üretilen kaideler daha homojen ve düşük poroziteli bir yapı sunsa da mukozal yüzeyde oluşabilen frezeleme olukları biyofilm tutunması ve temizlenebilirlik açısından dikkat gerektirmektedir (O. Steinmassl, Dumfahrt, et al., 2018). Ayrıca, frezeleme izlerinin kaide yüzeyinde bölgesel olarak farklı konfigürasyonlar sergilediği gösterilerek; yüzey kalitesinin yalnızca nicel pürüzlülük parametreleriyle değil, tüm morfoloji ile birlikte analiz edilmesi gerektiği belirtilmektedir (O. Steinmassl, Dumfahrt, et al., 2018). Eksiltmeli yöntemle üretilen protezlerin konvansiyonel ve eklemeli yöntemlere kıyasla daha düşük yüzey pürüzlülüğü (Alharethi, 2024; Zeidan et al., 2022) ve daha yüksek yüzey sertliği (Srinivasan, Kalberer, et al.,

2021; Srinivasan, Kamnoedboon, et al., 2021; O. Steinmassl, Dumfahrt, et al., 2018; P. A. Steinmassl et al., 2017; Zeidan et al., 2022) gösterdiğini bildiren çalışmalar mevcuttur. Eksiltmeli yöntemin bu avantajı, endüstriyel polimerizasyonun sağladığı yüksek dönüşüm oranı ve kompakt polimer matriksi ile açıklanmaktadır.

Eklemlerle üretimde ise yüzey topografisi, fotopolimerizasyon reçinesinin katmanlı polimerizasyon doğası nedeniyle üretim parametrelerine daha duyarlıdır. Katman kalınlığı, baskı yönü, kullanılan yazıcı sistemi ve post-polimerizasyon protokolü yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde etkileyebilmektedir (Alharbi, Osman, & Wismeijer, 2016; Revilla-León et al., 2019). Aynı reçinenin farklı yazıcılarda basılmasıyla farklı pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi, yüzey özelliklerinin yalnızca materyale değil üretim sistemine de bağlı olduğunu göstermektedir (Srinivasan, Kalberer, et al., 2021). Meta-analizler, artmış yüzey pürüzlülüğünün renk stabilitesi ve mikrobiyal adezyon ile ilişkili olduğunu; özellikle 0,2 µm üzerindeki değerlerin bakteri kolonizasyonunu artırabileceğini bildirmektedir (Alharethi, 2024; Srinivasan, Kamnoedboon, et al., 2021).

Sonuç olarak, tam protez kaidelerinde yüzey kalitesi açısından en öngörülebilir ve stabil performans eksiltmeli yöntemle sağlanırken, konvansiyonel yöntem uygun laboratuvar protokolü ve dikkatli cilalama işlemleriyle klinik olarak kabul edilebilir yüzey özellikleri sunabilmekte; eklemeli üretimde ise klinik başarı büyük ölçüde kullanılan sistemin ve üretim protokolünün standardizasyonuna bağlı görünmektedir.

### 5- Biyolojik özellikler

Tam protez kaidelerinin biyolojik performansı; rezidüel monomer miktarı, sitotoksikite, yüzey pürüzlülüğü, mikrobiyal adezyon ve doku cevabı gibi parametreler üzerinden değerlendirilmektedir ve üretim yöntemi bu değişkenleri doğrudan etkilemektedir (Chander & Mahajan, 2024; Dinescu et al., 2025; W. J. Lee, Jo, & Yoon, 2023; Srinivasan et al., 2022; Srinivasan, Kalberer, et al., 2021; Srinivasan, Kamnoedboon, et al., 2021; Tzeng, Yang, Lee, Chen, & Chang, 2021). Geleneksel ısı ile polimerize edilen PMMA esaslı protez kaidelerinde polimerizasyon derecesi doğrudan uygulanan ısı ve süre protokolüne bağlıdır (Dinescu et al., 2025; S, 2010). Yetersiz polimerizasyon koşulları rezidüel monomer miktarını artırabilmekte ve bu durum mukozal irritasyon ile sitotoksik etki riskini yükseltebilmektedir [93]. Bununla birlikte monomer dönüşümünün hiçbir zaman %100 düzeyine ulaşmadığı, dolayısıyla uygun polimerizasyon siklusu uygulansa dahi materyalin belirli miktarda artık monomer içerdiği bilinmektedir (Lung & Darvell, 2005; S, 2010). Rezidüel monomerin hücre canlılığını azaltabileceği, inflamatuvar yanıtı tetikleyebileceği ve mukozal irritasyona yol açabileceği bildirilmiştir (Lung & Darvell, 2005; Srinivasan et al., 2022). Monomerin tamamen elimine edilememesi nedeniyle

klirik güvenliğin belirlenmesinde standart sınır değerler esas alınmaktadır. ISO 1567standartında ısı ile polimerize edilen akrilik rezinlerde rezidüel monomer miktarının ağırlıkça %2.2'nin altında olması gerektiği belirtilmekte olup, bu sınır biyolojik açıdan kabul edilebilir güvenliğ düzeyini tanımlamaktadır (1567, 2000). Bu çerçevede geleneksel yöntemlerde biyoyumluluk, büyük ölçüde uygulanan polimerizasyon protokolünün etkinliği ve rezidüel monomer miktarının standart sınırlar içinde tutulabilmesi ile yakından ilişkilidir.

Eksiltmeli üretim yöntemiyle elde edilen protez kaideleri, endüstriyel koşullarda yüksek basınç ve kontrollü ortamda önceden polimerize edilmiş PMMA bloklardan üretildiği için daha homojen ve yoğun bir polimer ağına sahiptir(Srinivasan et al., 2018; O. Steinmassl, Dumfahrt, et al., 2018). Bu üretim prensibi sayesinde rezidüel monomer oranı genellikle daha düşük olmakta ve sitotoksosite düzeyi diğer yöntemlere kıyasla daha stabil seyretmektedir. Sistemik derleme verileri, eksiltmeli üretimde kullanılan materyallerde daha düşük monomer salınımı ve mikrobiyal kolonizasyona daha dirençli yüzey karakteristikleri bulunduğunu göstermektedir (Srinivasan, Kalberer, et al., 2021). Bununla birlikte, kullanılan reçine formülasyonuna bağlı olarak ölçülebilir düzeyde monomer salınımı görülebileceği de rapor edilmiştir (Srinivasan et al., 2022). Eksiltmeli yöntemle üretilen kaidelerin yüksek boyutsal stabilitesi sayesinde doku yüzeyinde daha homojen yük dağılımı sağlanmakta ve bu durum kronik mukozal travma riskinin biyolojik açıdan daha kontrollü olmasına katkıda bulunmaktadır(Goodacre et al., 2016; Hwang et al., 2019). Dolayısıyla eksiltmeli üretim biyolojik açıdan genel olarak daha stabil ve öngörülebilir kabul edilmekle birlikte, nihai biyoyumluluk üzerinde materyal formülasyonu ve üreticiye özgü özellikler belirleyici rol oynamaktadır.

Eklemeli üretimle elde edilen protez kaide reçinelerinde biyolojik performans; üretim teknolojisi, baskılama parametreleri, UV ışığın frekans ve yoğunluğu, pozlama süresi ile reçinenin kimyasal bileşimine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir [39, 69-71, 75, 81]. Yetersiz post-kürleme yüksek rezidüel monomer oranına yol açaabilirken, uygun son işlem protokolleri monomer düzeyini anlamlı şekilde azaltabilmekte ve biyolojik yanıtı iyileştirebilmektedir (W. J. Lee et al., 2023). Uygun post kürleme uygulamalarından sonra ortam koşullarının da biyolojik özellikler üzerinde etkili olduğu birçok çalışma ile bildirilmektedir(Katheng et al., 2021; Mendes-Felipe, Patrocínio, Laza, Ruiz-Rubio, & Vilas-Vilela, 2018; Salmoria, Ahrens, Beal, Pires, & Soldi, 2009). Eklemeli üretimde kullanılan fotopolimerizan reçinelerin biyolojik davranışı homojen değildir. Urethan akrilat bazlı fotopolimer reçinelerin in vitro koşullarda non toksik sonuçlar verebildiği rapor edilmişken (Tzeng et al., 2021) , bazı PMMA bazlı reçinelerin gingival fibroblast canlılığını azalttığı ve inflamatuvar belirteçleri artırdığı gösterilmiştir (Dinescu et al., 2025) . Ayrıca başka bir çalışmada polyoxymethylene (POM) bazlı reçine en düşük

sitotoksisteyi gösterirken, geleneksel yöntemle polimerize edilen PMMA orta düzey biyouyumluluk sergilemiş, üretilen akrilat bazlı reçine ise en yüksek sitotoksistite ile ilişkilendirilmiştir (Chander & Mahajan, 2024). Bu bulgular, eklemeli üretim materyallerinde biyolojik davranışın yalnızca üretim tekniğine değil, esas olarak materyalin kimyasal kompozisyonuna bağlı olduğunu göstermektedir. Eklemeli üretimle elde edilen protez kaide reçinelerinde biyolojik performansı birçok faktöre bağlı olmakla birlikte; uygun teknik koşullar sağlandığında biyouyumluluk klinik kabul sınırları içinde kalabilmektedir.

Genel olarak tam protez üretim teknikleri biyolojik açıdan değerlendirildiğinde; eksiltmeli üretim daha homojen polimer yapısı ve düşük monomer salınımı ile en öngörülebilir biyolojik profili sunarken, geleneksel yöntem uygun polimerizasyon protokolü ile klinik olarak kabul edilebilir biyouyumluluk sağlamaktadır. Eklemeli üretim ise doğru post-kürleme ve uygun reçine seçimi ile güvenli sonuçlar verebilmekle birlikte, teknik parametrelere daha yüksek düzeyde bağımlılık göstermektedir.

### **Tam Protez Üretim Tekniklerinde Hasta Memnuniyeti ve Klinik Performans**

Tam protezlerde hasta memnuniyeti ve klinik performans üretim yöntemine göre değerlendirildiğinde, dijital üretim tekniklerinin özellikle retansiyon, üretim süresi ve klinik iş akışı açısından bazı avantajlar sunduğu; buna karşın hasta merkezli sonuçların çoğunlukla yöntemler arasında benzer seyrettiği bildirilmektedir.(Elawady, Abdel-Moneim, Ibrahim, & Matta, 2026; Zandinejad et al., 2024). Retansiyon ölçümlerine dayanan klinik çalışmalarda eksiltmeli üretim tekniği ile hazırlanan protezlerin daha retantif olduğu bildirilmektedir (AlHelal, AlRumaih, Kattadiyil, Baba, & Goodacre, 2017; Maniewicz et al., 2024; Zandinejad et al., 2024). Bununla birlikte hasta memnuniyeti, oral sağlıkla ilişkili yaşam kalitesi (OHRQoL) ve genel klinik etkinlik açısından dijital ve konvansiyonel yöntemler arasında çoğu analizde istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (Peroz, Peroz, Beuer, Stenzenbach, & von Stein-Lausnitz, 2022; Zandinejad et al., 2024; Zupancic Cepic et al., 2023). Dijital üretim teknikleri daha kısa üretim süresi ve teslim sonrası daha az kontrol seansı gereksinimi nedeniyle bazı avantajlar sağlamakla birlikte, genel hasta memnuniyeti, nihai tercih ve yaşam kalitesi skorlarının üretim yönteminden bağımsız seyrettiği bildirilmektedir (Alotaibi, 2025; Elawady et al., 2026). Eklemeli üretime odaklanan klinik çalışmalarda, fonasyon, stabilite ve estetik gibi bazı alt memnuniyet parametrelerinde konvansiyonel protezlerin daha yüksek skorlar aldığı bildirilmekle birlikte, toplam hasta memnuniyeti açısından yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. (Alotaibi, 2025; Hassan, Greven, & Wismeijer, 2017). Bu bulgular birlikte değerlendirildiğinde; eksiltmeli üretim tekniğinin retansiyon ve klinik öngörülebilirlik bakımından avantaj sağlayabildiği, eklemeli üretim tekniğinin ise uygun endikasyon ve protokolle konvansiyonel yöntem-

me alternatif oluşturabildiği; ancak hasta memnuniyetinin çok faktörlü bir kavram olması nedeniyle üretim yönteminin tek başına belirleyici olmadığı sonucuna varılabilir (Elawady et al., 2026; Jafarpour, Feine, Morris, & Souza, 2024; Methani, Revilla-León, & Zandinejad, 2020).

### **Klinik Sonuçlar ve Endikasyonlara Göre Üretim Tekniği Seçimi**

Tam protez üretim tekniklerine ilişkin mevcut veriler birlikte değerlendirildiğinde, klinik başarının büyük ölçüde doğru endikasyon ve uygun hasta seçimine bağlı olduğu anlaşılmaktadır. Bu doğrultuda her üretim yönteminin belirli klinik koşullarda kendine özgü avantaj ve sınırlılıkları bulunmaktadır.

Konvansiyonel yöntemle üretilen tam protezler; uzun yıllara dayanan klinik deneyim, yaygın erişilebilirlik ve uygun laboratuvar protokolü uygulandığında kabul edilebilir mekanik, kimyasal, biyolojik ve yüzey özellikleri sunmaları nedeniyle önemini korumaktadır. Özellikle ileri yaşlı, sistemik hastalığı bulunan, ekonomik olanakları sınırlı olan veya dijital altyapının mevcut olmadığı merkezlerde tedavi gören hastalar için güvenilir ve öngörülebilir bir seçenek olarak değerlendirilebilir.

Eksiltmeli üretim tekniği ise daha homojen polimer yapısı, yüksek boyutsal stabilite, daha öngörülebilir kaide adaptasyonu, düşük rezidüel monomer içeriği ve genellikle daha düşük yüzey pürüzlülüğü ile öne çıkmaktadır. Bu özellikleri sayesinde yüksek fonksiyonel yük beklenen, parafonksiyon öyküsü bulunan, daha önce protez kırığı yaşamış veya uzun dönem stabilitenin kritik olduğu hastalarda daha rasyonel bir tercih olarak görülmektedir.

Eklemeli üretim tekniği, mekanik performans, yüzey pürüzlülüğü ve biyolojik davranış açısından üretim ve post-kürleme parametrelerine daha duyarlı olmakla birlikte; hızlı üretim süreci, düşük materyal israfı ve esnek dijital iş akışı avantajları sunmaktadır. Bu nedenle özellikle immedat veya geçici tam protezler, tedavi amaçlı geçici restorasyonlar, implant planlaması öncesi geçici uygulamalar ve eğitim-öğretim amaçlı protezler için klinik açıdan anlamlı bir alternatif oluşturabilmektedir.

Tam dişsiz vakalarda intraoral taramanın fonksiyonel sınır kaydı konusundaki sınırlılıkları dikkate alındığında, güncel klinik pratikte hibrit iş akışlarının çoğu hasta için en uygulanabilir ve güvenilir yaklaşım olduğu görülmektedir.

Genel olarak, mekanik, kimyasal, biyolojik ve yüzey özelliklerine ilişkin veriler ile hasta memnuniyeti bulguları birlikte ele alındığında en iyi üretim tekniğinden söz etmek mümkün değildir. Anatomik koşullar, sistemik durum, fonksiyonel gereksinimler, ekonomik olanaklar, klinik altyapı ve hekimin deneyimi doğrultusunda bireyselleştirilmiş teknik seçimi yapmak, tam protez tedavisinde optimum klinik sonuca ulaşmanın en uygun yaklaşımıdır.

## KAYNAKÇA

- 1567, I. (2000). ISO 1567. Dentistry - Denture base materials. In.
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*, 2014, 783948. doi:10.1155/2014/783948
- Al Hamad, K. Q., & Al-Kaff, F. T. (2023). Trueness of intraoral scanning of edentulous arches: A comparative clinical study. *J Prosthodont*, 32(1), 26-31. doi:10.1111/jopr.13597
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*, 60(2), 72-84. doi:10.1016/j.jpor.2016.01.003
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent*, 115(6), 760-767. doi:10.1016/j.jprosdent.2015.12.002
- Alharbi, N., Wismeijer, D., & Osman, R. B. (2017). Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. *Int J Prosthodont*, 30(5), 474-484. doi:10.11607/ijp.5079
- Alharethi, N. A. (2024). Evaluation of the Influence of Build Orientation on the Surface Roughness and Flexural Strength of 3D-Printed Denture Base Resin and Its Comparison with CAD-CAM Milled Denture Base Resin. *Eur J Dent*, 18(1), 321-328. doi:10.1055/s-0043-1768972
- AlHelal, A., AlRumaih, H. S., Kattadiyil, M. T., Baba, N. Z., & Goodacre, C. J. (2017). Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: A clinical study. *J Prosthet Dent*, 117(2), 233-238. doi:10.1016/j.prosdent.2016.08.007
- Alotaibi, H. N. (2025). Patient Satisfaction with CAD/CAM 3D-Printed Complete Dentures: A Systematic Analysis of the Clinical Studies. *Healthcare (Basel)*, 13(4). doi:10.3390/healthcare13040388
- Altarazi, A., Haider, J., Alhotan, A., Silikas, N., & Devlin, H. (2023). 3D printed denture base material: The effect of incorporating TiO<sub>2</sub> nanoparticles and artificial ageing on the physical and mechanical properties. *Dental Materials*, 39(12), 1122-1136. doi:https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.10.005
- Anadioti, E., Musharbash, L., Blatz, M. B., Papavasiliou, G., & Kamposiora, P. (2020). 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. *BMC Oral Health*, 20(1), 343. doi:10.1186/s12903-020-01328-8
- Barron, D. J., Rueggeberg, F. A., & Schuster, G. S. (1992). A comparison of monomer conversion and inorganic filler content in visible light-cured denture resins. *Dent Mater*, 8(4), 274-277. doi:10.1016/0109-5641(92)90099-x
- Barszczewska-Rybarek, I. M. (2009). Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Dent Mater*, 25(9), 1082-1089. doi:10.1016/j.dental.2009.01.106

- Bartoloni, J. A., Murchison, D. F., Wofford, D. T., & Sarkar, N. K. (2000). Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *J Oral Rehabil*, 27(6), 488-493. doi:10.1046/j.1365-2842.2000.00536.x
- Bayarsaikhan, E., Lim, J. H., Shin, S. H., Park, K. H., Park, Y. B., Lee, J. H., & Kim, J. E. (2021). Effects of Postcuring Temperature on the Mechanical Properties and Biocompatibility of Three-Dimensional Printed Dental Resin Material. *Polymers (Basel)*, 13(8). doi:10.3390/polym13081180
- Bensu Buket Yel, C. B. A., Kübra Nur Sönmez Yılmaz. (2025). *Mechanical Properties of Nanoparticle-Enriched with TiO<sub>2</sub>, ZnO and ZrO<sub>2</sub> in 3D-Printed Denture Base Resins*. Paper presented at the 48th Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA) Turkey.
- Berman, B. (2012). 3-D printing: The new industrial revolution. *Business Horizons*, 55(2), 155-162. doi:https://doi.org/10.1016/j.bushor.2011.11.003
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204(9), 505-511. doi:10.1038/sj.bdj.2008.350
- Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent*, 109(6), 361-366. doi:10.1016/s0022-3913(13)60318-2
- Bural, C., Geckili, O., Erdogan, O., Bektas-Kayhan, K., & Dayan, S. C. (2021). Reliability and validity of the Turkish version of oral health impact profile for edentulous subjects. *Eur Oral Res*, 55(2), 67-73. doi:10.26650/eor.20210007
- Chander, N. G., & Mahajan, A. (2024). Comparison of cytotoxicity between 3D printable resins and heat-cure PMMA. *J Oral Biol Craniofac Res*, 14(1), 107-110. doi:10.1016/j.jobcr.2024.01.006
- Charoenphol, K., & Peampring, C. (2023). Fit Accuracy of Complete Denture Base Fabricated by CAD/CAM Milling and 3D-Printing Methods. *Eur J Dent*, 17(3), 889-894. doi:10.1055/s-0042-1757211
- Chaturvedi, S., Addas, M. K., Alqahtani, N. M., Al Ahmari, N. M., & Alfarsi, M. A. (2021). Computerized occlusal forces analysis in complete dentures fabricated by additive and subtractive techniques. *Technol Health Care*, 29(4), 781-795. doi:10.3233/thc-202736
- Chen, H., Cheng, D. H., Huang, S. C., & Lin, Y. M. (2021). Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent*, 126(5), 703-708. doi:10.1016/j.prosdent.2020.09.003
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*, 55(3), 559-570, ix. doi:10.1016/j.cden.2011.02.011
- Dawood, A., Marti Marti, B., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *Br Dent J*, 219(11), 521-529. doi:10.1038/sj.bdj.2015.914

- de Oliveira Limírio, J. P. J., Gomes, J. M. L., Alves Rezende, M. C. R., Lemos, C. A. A., Rosa, C., & Pellizzer, E. P. (2022). Mechanical properties of polymethyl methacrylate as a denture base: Conventional versus CAD-CAM resin - A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent*, 128(6), 1221-1229. doi:10.1016/j.prosdent.2021.03.018
- Dickens, S. H., Stansbury, J. W., Choi, K. M., & Floyd, C. J. E. (2003). Photopolymerization Kinetics of Methacrylate Dental Resins. *Macromolecules*, 36(16), 6043-6053. doi:10.1021/ma021675k
- Dinescu, M., Ciocan, L. T., Țăncu, A. M. C., Vasilescu, V. G., Voicu-Balasea, B., Rus, F., . . . Imre, M. (2025). In Vitro Study Regarding Cytotoxic and Inflammatory Response of Gingival Fibroblasts to a 3D-Printed Resin for Denture Bases. *J Funct Biomater*, 16(12). doi:10.3390/jfb16120442
- Elawady, D. M., Abdel-Moneim, A. Y., Ibrahim, W. I., & Matta, S. (2026). Clinical evaluation of digital versus conventional impression in edentulous patients with flabby ridges: a randomized controlled clinical trial. *BMC Oral Health*, 26(1), 187. doi:10.1186/s12903-025-07524-8
- Fang, J. H., An, X., Jeong, S. M., & Choi, B. H. (2018). Development of complete dentures based on digital intraoral impressions-Case report. *J Prosthodont Res*, 62(1), 116-120. doi:10.1016/j.jpjor.2017.05.005
- Ferencz JL, S. N. (2018). *Fundamentals of CAD/CAM Dentistry*.
- Freitas, R., Duarte, S., Feitosa, S., Dutra, V., Lin, W. S., Panariello, B. H. D., & Carreiro, A. (2023). Physical, Mechanical, and Anti-Biofilm Formation Properties of CAD-CAM Milled or 3D Printed Denture Base Resins: In Vitro Analysis. *J Prosthodont*, 32(S1), 38-44. doi:10.1111/jopr.13554
- Garcia, E., Tung, T. W., Jaramillo, S., Gutierrez, A., Alvear, J., & Tinajero, M. (2024). Full-Arch Rehabilitation With Mucosa-Supported Prostheses Utilizing a Digital Workflow: A Case Report. *Cureus*, 16(7), e64941. doi:10.7759/cureus.64941
- The Glossary of Prosthodontic Terms 2023: Tenth Edition. (2023). *J Prosthet Dent*, 130(4 Suppl 1), e7-e126. doi:10.1016/j.prosdent.2023.03.002
- Goodacre, B. J., & Goodacre, C. J. (2018). Using Intraoral Scanning to Fabricate Complete Dentures: First Experiences. *Int J Prosthodont*, 31(2), 166-170. doi:10.11607/ijp.5624
- Goodacre, B. J., & Goodacre, C. J. (2022). Additive Manufacturing for Complete Denture Fabrication: A Narrative Review. *J Prosthodont*, 31(S1), 47-51. doi:10.1111/jopr.13426
- Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Baba, N. Z., & Kattadiyil, M. T. (2016). Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent*, 116(2), 249-256. doi:10.1016/j.prosdent.2016.02.017
- H., T. F. H. (2019). *Digital Restorative Dentistry A Guide to Materials, Equipment and Clinical Procedures* (First ed.). Boston, USA: Springer.
- Hack, G., Liberman, L., Vach, K., Tchorz, J. P., Kohal, R. J., & Patzelt, S. B. M. (2020).

- Computerized optical impression making of edentulous jaws - An in vivo feasibility study. *J Prosthodont Res*, 64(4), 444-453. doi:10.1016/j.jpjor.2019.12.003
- Hague, R., Mansour, S., Saleh, N., & Harris, R. (2004). Materials analysis of stereolithography resins for use in Rapid Manufacturing. *Journal of Materials Science*, 39, 2457-2464. doi:10.1023/B:JMISC.0000020010.73768.4a
- Hardiman, K. (2019). Post-processing Considerations for Biomedical 3D Printing of Polymers. In (pp. 219-241).
- Hassan, B., Greven, M., & Wismeijer, D. (2017). Integrating 3D facial scanning in a digital workflow to CAD/CAM design and fabricate complete dentures for immediate total mouth rehabilitation. *J Adv Prosthodont*, 9(5), 381-386. doi:10.4047/jap.2017.9.5.381
- Hong, S. J., Lee, H., Paek, J., Pae, A., Kim, H. S., Kwon, K. R., & Noh, K. (2019). Combining Conventional Impressions and Intraoral Scans: A Technique for the Treatment of Complete Denture Patients with Flabby Tissue. *J Prosthodont*, 28(5), 592-595. doi:10.1111/jopr.13060
- Hsu, C. Y., Yang, T. C., Wang, T. M., & Lin, L. D. (2020). Effects of fabrication techniques on denture base adaptation: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 124(6), 740-747. doi:10.1016/j.prosdent.2020.02.012
- Hwang, H. J., Lee, S. J., Park, E. J., & Yoon, H. I. (2019). Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent*, 121(1), 110-117. doi:10.1016/j.prosdent.2018.02.018
- Infante, L., Yilmaz, B., McGlumphy, E., & Finger, I. (2014). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*, 111(5), 351-355. doi:10.1016/j.prosdent.2013.10.014
- Jafarpour, D., Feine, J. S., Morris, M., & Souza, R. F. (2024). Patient-Reported Outcomes and Clinical Performance of CAD/CAM Removable Dentures: A Scoping Review. *Int J Prosthodont*, 37(5), 565-574. doi:10.11607/ijp.8556
- Janeva, N. M., Kovacevska, G., Elencevski, S., Panchevska, S., Mijoska, A., & Lazarevska, B. (2018). Advantages of CAD/CAM versus Conventional Complete Dentures - A Review. *Open Access Maced J Med Sci*, 6(8), 1498-1502. doi:10.3889/oamjms.2018.308
- Kahya Karaca, S., & Akca, K. (2024). Comparison of conventional and digital impression approaches for edentulous maxilla: clinical study. *BMC Oral Health*, 24(1), 1378. doi:10.1186/s12903-024-05151-3
- Kalberer, N., Mehl, A., Schimmel, M., Müller, F., & Srinivasan, M. (2019). CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent*, 121(4), 637-643. doi:10.1016/j.prosdent.2018.09.001
- Katheng, A., Kanazawa, M., Iwaki, M., & Minakuchi, S. (2021). Evaluation of dimensional accuracy and degree of polymerization of stereolithography photopoly-

- mer resin under different postpolymerization conditions: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 125(4), 695-702. doi:10.1016/j.prosdent.2020.02.023
- Kim, D., Shim, J.-S., Lee, D., Shin, S. h., Nam, N.-E., Park, K.-H., & Kim, J.-E. (2020). Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers*, 12, 1-20. doi:10.3390/polym12112762
- Kim, D., Shim, J. S., Lee, D., Shin, S. H., Nam, N. E., Park, K. H., . . . Kim, J. E. (2020). Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers (Basel)*, 12(11). doi:10.3390/polym12112762
- Kim, J. E., Kim, N. H., & Shim, J. S. (2017). Fabrication of a complete, removable dental prosthesis from a digital intraoral impression for a patient with an excessively tight reconstructed lip after oral cancer treatment: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 117(2), 205-208. doi:10.1016/j.prosdent.2016.07.001
- Kirby, S., Pesun, I., Nowakowski, A., & França, R. (2024). Effect of Different Post-Curing Methods on the Degree of Conversion of 3D-Printed Resin for Models in Dentistry. *Polymers (Basel)*, 16(4). doi:10.3390/polym16040549
- Layani, M., Wang, X., & Magdassi, S. (2018). Novel Materials for 3D Printing by Photopolymerization. *Adv Mater*, 30(41), e1706344. doi:10.1002/adma.201706344
- Lee, D. J., & Saponaro, P. C. (2019). Management of Edentulous Patients. *Dent Clin North Am*, 63(2), 249-261. doi:10.1016/j.cden.2018.11.006
- Lee, S., Hong, S. J., Paek, J., Pae, A., Kwon, K. R., & Noh, K. (2019). Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method. *J Adv Prosthodont*, 11(1), 55-64. doi:10.4047/jap.2019.11.1.55
- Lee, W. J., Jo, Y. H., & Yoon, H. I. (2023). Influence of postpolymerization time and atmosphere on the mechanical properties, degree of conversion, and cytotoxicity of denture bases produced by digital light processing. *J Prosthet Dent*, 130(2), 265.e261-265.e267. doi:10.1016/j.prosdent.2023.05.008
- Li, P., Lambart, A. L., Stawarczyk, B., Reymus, M., & Spintzyk, S. (2021). Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *J Dent*, 115, 103856. doi:10.1016/j.jdent.2021.103856
- Lim, J. H., Lee, S. Y., Gu, H., Jin, G., & Kim, J. E. (2022). Evaluating oxygen shielding effect using glycerin or vacuum with varying temperature on 3D printed photopolymer in post-polymerization. *J Mech Behav Biomed Mater*, 130, 105170. doi:10.1016/j.jmbbm.2022.105170
- Lin, C. H., Lin, Y. M., Lai, Y. L., & Lee, S. Y. (2020). Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *J Prosthet Dent*, 123(2), 349-354. doi:10.1016/j.prosdent.2019.05.002

- Lo Russo, L., Ciavarella, D., Salamini, A., & Guida, L. (2019). Alignment of intraoral scans and registration of maxillo-mandibular relationships for the edentulous maxillary arch. *J Prosthet Dent*, *121*(5), 737-740. doi:10.1016/j.prosdent.2018.06.022
- Lung, C. Y., & Darvell, B. W. (2005). Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dent Mater*, *21*(12), 1119-1128. doi:10.1016/j.dental.2005.03.003
- M, C. (2024). *3B Yazıcı Teknolojisi ile Üretilen Protezlerde Kaide Plağı ve Yapay Diş Bağlantısının İncelenmesi*. İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
- Mai, H. N., & Lee, D. H. (2020). A Digital Technique to Replicate Edentulous Arches with Functional Borders and Accurate Maxillomandibular Relationship for Digital Complete Denture. *J Prosthodont*, *29*(4), 356-359. doi:10.1111/jopr.13154
- Maniewicz, S., Imamura, Y., El Osta, N., Srinivasan, M., Müller, F., & Chebib, N. (2024). Fit and retention of complete denture bases: Part I - Conventional versus CAD-CAM methods: A clinical controlled crossover study. *J Prosthet Dent*, *131*(4), 611-617. doi:10.1016/j.prosdent.2022.07.006
- Marta, R.-L., Wenceslao, P.-C., Wael, A., & Vinayak, R. K. (2021). 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. In (Vol. 109).
- Masood, S., Rattanawong, W., & Iovenitti, P. (2003). A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping. *Journal of Materials Processing Technology - J MATER PROCESS TECHNOL*, *139*, 110-116. doi:10.1016/S0924-0136(03)00190-0
- Matsuda, T., Goto, T., Yagi, K., Kashiwabara, T., & Ichikawa, T. (2016). Part-Digitizing System of Impression and Interocclusal Record for Complete Denture Fabrication. *J Prosthodont*, *25*(6), 503-509. doi:10.1111/jopr.12375
- Mendes-Felipe, C., Patrocínio, D., Laza, J. M., Ruiz-Rubio, L., & Vilas-Vilela, J. L. (2018). Evaluation of postcuring process on the thermal and mechanical properties of the Clear02™ resin used in stereolithography. *Polymer Testing*, *72*, 115-121. doi:https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2018.10.018
- Methani, M. M., Revilla-León, M., & Zandinejad, A. (2020). The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent*, *32*(2), 182-192. doi:10.1111/jerd.12535
- Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*, *56 Suppl 1*, 97-106. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x
- Müller, F. (2015). Oral hygiene reduces the mortality from aspiration pneumonia in frail elders. *J Dent Res*, *94*(3 Suppl), 14s-16s. doi:10.1177/0022034514552494
- Nguyen, T. V., Srinivasan, M., & Naveau, A. (2025). Functional impression of complete

- edentulous arches in a digital flow: A scoping review. *J Dent*, 161, 105981. doi:10.1016/j.jdent.2025.105981
- O, S. (2024a). Removable Partial Dentures. In S. O (Ed.), *Removable Partial Dentures* (pp. 247-250).
- O, S. (2024b). *Removable Partial Dentures: A Practitioners' Manual 2nd Edition* (s. o Ed. second ed.).
- Park, S. Y., Yun, Y., Park, C., & Yun, K. (2024). Integration of an intraoral scan and a conventional impression for fabricating complete dentures for a patient with flabby tissues. *J Prosthet Dent*, 132(2), 289-293. doi:10.1016/j.prosdent.2022.11.024
- Patzelt, S. B., Vonau, S., Stampf, S., & Att, W. (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc*, 144(8), 914-920. doi:10.14219/jada.archive.2013.0209
- Peroz, S., Peroz, I., Beuer, F., Sterzenbach, G., & von Stein-Lausnitz, M. (2022). Digital versus conventional complete dentures: A randomized, controlled, blinded study. *J Prosthet Dent*, 128(5), 956-963. doi:10.1016/j.prosdent.2021.02.004
- Pillai, S., Upadhyay, A., Khayambashi, P., Farooq, I., Sabri, H., Tarar, M., . . . Tran, S. D. (2021). Dental 3D-Printing: Transferring Art from the Laboratories to the Clinics. *Polymers (Basel)*, 13(1). doi:10.3390/polym13010157
- Punj, A., & Fisselier, F. (2020). DIGITAL DENTISTRY FOR COMPLETE DENTURES A REVIEW OF DIGITAL DENTISTRY VERSUS CONVENTIONAL APPROACHES TO COMPLETE DENTURES.
- Radi, M., & F, D. C. (2023). *Clinical Applications of Digital Dental Technology* (second ed.). USA: Wiley Blackwell.
- Revilla-León, M., Meyers, M. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2019). A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent*, 31(1), 51-57. doi:10.1111/jerd.12438
- Reymus, M., Lümekemann, N., & Stawarczyk, B. (2019). 3D-printed material for temporary restorations: impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int J Comput Dent*, 22(3), 231-237.
- Reymus, M., & Stawarczyk, B. (2021). In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *J Prosthet Dent*, 125(5), 817-823. doi:10.1016/j.prosdent.2019.12.026
- Rosentritt, M., Huber, C., Strasser, T., & Schmid, A. (2021). Investigating the mechanical and optical properties of novel Urethandimethacrylate (UDMA) and Urethanmethacrylate (UMA) based rapid prototyping materials. *Dent Mater*, 37(10), 1584-1591. doi:10.1016/j.dental.2021.08.009
- S, C. (2010). *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler*.
- Sakaguchi R., F. J., Powers J. (1997). *Craig's Restorative Dental Materials* (Fourteenth ed.). St. Louis: Elsevier.

- Salmoria, G. V., Ahrens, C. H., Beal, V. E., Pires, A. T. N., & Soldi, V. (2009). Evaluation of post-curing and laser manufacturing parameters on the properties of SO-MOS 7110 photosensitive resin used in stereolithography. *Materials & Design*, 30(3), 758-763. doi:https://doi.org/10.1016/j.matdes.2008.05.016
- Srinivasan, M., Chien, E. C., Kalberer, N., Alambiaga Caravaca, A. M., Castelleno, A. L., Kamnoedboon, P., . . . Wismeijer, D. (2022). Analysis of the residual monomer content in milled and 3D-printed removable CAD-CAM complete dentures: an in vitro study. *J Dent*, 120, 104094. doi:10.1016/j.jdent.2022.104094
- Srinivasan, M., Gjengedal, H., Cattani-Lorente, M., Moussa, M., Durual, S., Schimmel, M., & Müller, F. (2018). CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dent Mater J*, 37(4), 526-533. doi:10.4012/dmj.2017-207
- Srinivasan, M., Kalberer, N., Kamnoedboon, P., Mekki, M., Durual, S., Özcan, M., & Müller, F. (2021). CAD-CAM complete denture resins: an evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface characteristics. *J Dent*, 114, 103785. doi:10.1016/j.jdent.2021.103785
- Srinivasan, M., Kamnoedboon, P., McKenna, G., Angst, L., Schimmel, M., Özcan, M., & Müller, F. (2021). CAD-CAM removable complete dentures: A systematic review and meta-analysis of trueness of fit, biocompatibility, mechanical properties, surface characteristics, color stability, time-cost analysis, clinical and patient-reported outcomes. *J Dent*, 113, 103777. doi:10.1016/j.jdent.2021.103777
- Steinmassl, O., Dumfahrt, H., Grunert, I., & Steinmassl, P. A. (2018). Influence of CAD/CAM fabrication on denture surface properties. *J Oral Rehabil*, 45(5), 406-413. doi:10.1111/joor.12621
- Steinmassl, O., Offermanns, V., Stöckl, W., Dumfahrt, H., Grunert, I., & Steinmassl, P. A. (2018). In Vitro Analysis of the Fracture Resistance of CAD/CAM Denture Base Resins. *Materials (Basel)*, 11(3). doi:10.3390/ma11030401
- Steinmassl, P. A., Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Grunert, I., & Dumfahrt, H. (2017). Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clin Oral Investig*, 21(5), 1697-1705. doi:10.1007/s00784-016-1961-6
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9), 1289-1296. doi:10.14219/jada.archive.2006.0389
- Sürer, E., Ünal, M., Gül Aygün, E. B., & Ucar, Y. (2023). Evaluating the conversion degree of interim restorative materials produced by different 3-dimensional printer technologies. *J Prosthet Dent*, 130(4), 654.e651-654.e656. doi:10.1016/j.prosdent.2023.07.001
- Thu, K. M., Molinero-Mourelle, P., Yeung, A. W. K., Abou-Ayash, S., & Lam, W. Y. H. (2024). Which clinical and laboratory procedures should be used to fabricate digital complete dentures? A systematic review. *J Prosthet Dent*, 132(5), 922-938. doi:10.1016/j.prosdent.2023.07.027

- Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., . . . Jiang, H. B. (2021). A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*, 2021, 9950131. doi:10.1155/2021/9950131
- Tzeng, J. J., Yang, T. S., Lee, W. F., Chen, H., & Chang, H. M. (2021). Mechanical Properties and Biocompatibility of Urethane Acrylate-Based 3D-Printed Denture Base Resin. *Polymers (Basel)*, 13(5). doi:10.3390/polym13050822
- Unkovskiy, A., Bui, P. H., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater*, 34(12), e324-e333. doi:10.1016/j.dental.2018.09.011
- Vaezi, M., Chianrabutra, S., Mellor, B., & Yang, S. (2013). Multiple Material Additive Manufacturing – Part 1: A Review. *Virtual and Physical Prototyping*, 8. doi:10.1080/17452759.2013.778175
- van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dent Mater*, 28(1), 3-12. doi:10.1016/j.dental.2011.10.014
- Verran, J., Jackson, S., Coulthwaite, L., Scallan, A., Loewy, Z., & Whitehead, K. (2014). The effect of dentifrice abrasion on denture topography and the subsequent retention of microorganisms on abraded surfaces. *J Prosthet Dent*, 112(6), 1513-1522. doi:10.1016/j.prosdent.2014.05.009
- Wagner, S. A., & Kreyer, R. (2021). Digitally Fabricated Removable Complete Denture Clinical Workflows using Additive Manufacturing Techniques. *J Prosthodont*, 30(S2), 133-138. doi:10.1111/jopr.13318
- Wang, C., Shi, Y. F., Xie, P. J., & Wu, J. H. (2021). Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent*, 125(2), 249-256. doi:10.1016/j.prosdent.2020.01.004
- Yamamoto, S., Kanazawa, M., Iwaki, M., Jokanovic, A., & Minakuchi, S. (2014). Effects of offset values for artificial teeth positions in CAD/CAM complete denture. *Comput Biol Med*, 52, 1-7. doi:10.1016/j.combiomed.2014.05.011
- Yılmaz, B., Azak, A. N., Alp, G., & Ekşi, H. (2017). Use of CAD-CAM technology for the fabrication of complete dentures: An alternative technique. *J Prosthet Dent*, 118(2), 140-143. doi:10.1016/j.prosdent.2016.10.016
- Yoon, H. I., Hwang, H. J., Ohkubo, C., Han, J. S., & Park, E. J. (2018). Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent*, 120(6), 919-926. doi:10.1016/j.prosdent.2018.01.027
- Yoon, S. N., Oh, K. C., Lee, S. J., Han, J. S., & Yoon, H. I. (2020). Tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing: A clinical study. *J Prosthet Dent*, 124(6), 682-689. doi:10.1016/j.prosdent.2019.11.007
- Yoshijima, Y., Murakami, K., Kayama, S., Liu, D., Hirota, K., Ichikawa, T., & Miyake, Y. (2010). Effect of substrate surface hydrophobicity on the adherence

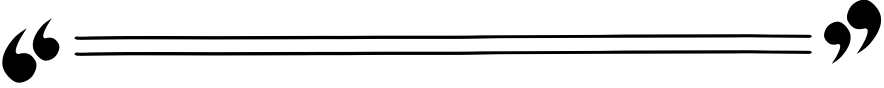
of yeast and hyphal *Candida*. *Mycoses*, 53(3), 221-226. doi:10.1111/j.1439-0507.2009.01694.x

- Yu, H. (2023). *Digital Removable Partial Denture Technology* (First ed.). Chengdu, China: Springer.
- Zandinejad, A., Floriani, F., Lin, W. S., & Naimi-Akbar, A. (2024). Clinical outcomes of milled, 3D-printed, and conventional complete dentures in edentulous patients: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont*, 33(8), 736-747. doi:10.1111/jopr.13859
- Zeidan, A. A. E., Abd Elrahim, R. A., Abd El Hakim, A. F., Harby, N. M., & Helal, M. A. (2022). Evaluation of Surface Properties and Elastic Modulus of CAD-CAM Milled, 3D Printed, and Compression Moulded Denture Base Resins: An In Vitro Study. *J Int Soc Prev Community Dent*, 12(6), 630-637. doi:10.4103/jispcd.JISPCD\_158\_22
- Zeidan, A. A. E., Sherif, A. F., Baraka, Y., Abualsaud, R., Abdelrahim, R. A., Gad, M. M., & Helal, M. A. (2023). Evaluation of the Effect of Different Construction Techniques of CAD-CAM Milled, 3D-Printed, and Polyamide Denture Base Resins on Flexural Strength: An In Vitro Comparative Study. *J Prosthodont*, 32(1), 77-82. doi:10.1111/jopr.13514
- Zhou, Y. S., Sun, Y. C., & Wang, Y. (2021). Clinical application and research progress of digital complete denture. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 39(1), 1-8. doi:10.7518/hxkq.2021.01.001
- Zupancic Cepic, L., Gruber, R., Eder, J., Vaskovich, T., Schmid-Schwap, M., & Kundi, M. (2023). Digital versus Conventional Dentures: A Prospective, Randomized Cross-Over Study on Clinical Efficiency and Patient Satisfaction. *J Clin Med*, 12(2). doi:10.3390/jcm12020434





# DIŞ HEKİMLİĞİNDE CAD/CAM VE 3D PRİNER



*Emin Can ÜNLÜ<sup>1</sup>*

*İdris KAVUT<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Araştırma Görevlisi, Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. ORCID: 0009-0000-7893-1292

<sup>2</sup> Doç.Dr. Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. ORCID: 0000-0003-2033-4676

## CAD/CAM Sistemler

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak diş restorasyonlarının tasarım ve üretim süreçlerinin dijitalleştirilmesinin diş hekimliğinde dikkate değer bir atılım olduğuna inanılmaktadır (Al- Harbi ve ark., 2017). CAD/CAM alanındaki gelişmeler bu teknolojilerin diş hekimliği alanında yaygın bir şekilde uygulanmasını kolaylaştırmıştır. CAD/CAM sistemi üç aşamadan oluşur: tarayıcı arayıcılığıyla veri toplama, doğru yazılım kullanarak restorasyon tasarlama için CAD süreci ve restorasyon üretimi için CAM süreci (Saeed ve ark., 2023).

## CAD/CAM Sistemlerinin Gelişimi

Diş hekimliğinde dijital iş akışının başlangıcı 1971'de Dr. Francois Duret tarafından bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretimin (CAD/CAM) ilk kullanımına kadar uzanabilir (Daher, Ardu, ve ark., 2024). Daha sonra diğer Avrupalı araştırmacılar dental CAD/CAM teknolojisini geliştirmişlerdir ve 1985 yılında CEREC ile ticari olarak temin edilebilen ilk sistem ortaya çıkmıştır. Laboratuvarda dijital veri toplama 1980'lerde alümina alt yapıları üretmek için Procera sisteminin geliştirilmesiyle başlamıştır. Bu sistemler dijital restoratif üretiminin temelini atmıştır. Günümüzde bu teknoloji gelişmiştir ve farklı uygulamalar için yaygınlaşmıştır (Reymus ve ark., 2020). Diş hekimliği uygulamalarında bilgisayar destekli uygulamaların ortaya çıkması ve popülerlik kazanması dijital diş hekimliği kavramının doğmasına yol açmıştır (Peskersoy & Oguzhan, 2024).

Dental CAD/CAM sistemleri klinisyenlerin bilgisayar destekli teknikler kullanarak yüksek kaliteli restorasyonlar tasarlamasına ve üretmesine olanak tanıyarak restoratif diş hekimliğinde devrim yaratmıştır. Dijital teknoloji çeşitli cihazların tasarlanması ve üretilmesinde giderek daha fazla benimsenmektedir (Al Mortadi ve ark., 2024). Dijital teknoloji diş hekimliğinde yeni tedavi seçenekleri sunan, hızla ilerleyen yeni yöntemler sağlamıştır. CAD/CAM cihazları, üç boyutlu yazıcılar ve ağız içi tarayıcılar diş hekimliği alanındaki popüler dijital teknolojiler arasında sayılmaktadır (Alsandi ve ark., 2021). Diş hekimliğinde dijital iş akışı ağız içi tarayıcılar ve yazılım programında görülen ilerlemelere bağlı olarak son yıllarda çok gelişmiştir. Cihazların ve yazılımların tanıtımından dolayı gerçekleşen dijital devrim diş hekimliği uygulamalarını tamamen değiştirmiştir. Sanal dünya sayesinde üç boyutlu model ve CAD/CAM yazılımları kullanılarak cerrahiden restoratif süreçlere kadar bütün tedavileri detaylıca planlanabilir hale gelmiştir (Stanley ve ark., 2018).

Dijital teknoloji cerrahi, protetik, ortodontik, restoratif ve endodontik dental aygıtların üretiminde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Bozoğulları & Temizci, 2023). Günümüzde diş hekimleri tamamen dijital bir iş akışında kişiye özgü restorasyon üretme fırsatına sahip olmuştur (Leven ve ark., 2022).

Teknoloji sayesinde hızlı ve doğru sonuca ulaşabilmeye başlanmıştır. Teknolojideki gelişmeler sayesinde diş hekimliğinde tamamen dijital yöntemlerle sorunu çözmek mümkün olmuştur (Stanley ve ark., 2018). CAD/CAM teknolojisi ve dijital diş hekimliği geleneksel yöntemlere kıyasla daha kısa sürede güvenilir ve daha doğru boyutlandırılmış restorasyon üretimini sağladığı için geleneksel tedavi prosedürlerinde köklü değişiklikler yapılmasına neden olmuştur (Radwan ve ark., 2024; Silva ve ark., 2024). Bilgisayar destekli tasarım (CAD) / bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojilerindeki gelişmeler ve uygulama kolaylıkları, modern diş tedavileri için yeni konseptlerin geliştirilmesini sağlamıştır (Spitznagel ve ark., 2018). Dijital iş akışlarının sağladığı köklü avantajlardan sonra, odak noktası bilgisayar destekli üretim yöntemlerinin ve materyallerinin iyileştirilmesine yönelmiştir. Tedavinin kalitesini artıran gelişmiş estetik özellikleri ve renk stabilizasyonu sayesinde son 10 yıldan uzun süredir CAD/CAM kullanımında talep artışı olmuştur (Al Ahmari ve ark., 2022). Son yirmi yılda CAD/CAM sistemleri, teknoloji ve materyaller geliştikçe daha hassas, yetkin ve yaygın hale gelmiştir. Klinikte bulunan CAD/CAM cihazları sayesinde dental restorasyonlar uzun ve zaman alıcı geleneksel yöntemler yerine tek randevuda teslim edilebilir hale gelmiştir (Al-Harbi ve ark., 2017).

CAM teknolojileri, son yıllarda yaşanan gelişmelerin ardından yaygın olarak kullanılan, standart bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir (Radwan ve ark., 2024). Ağız içi tarayıcıların, dental yazılımların ve dental materyallerin hızla gelişmesi ve iyileştirilmesi sonucunda dijital iş akışı diş hekimleri ve diş teknisyenleri arasındaki günlük rutinin ve iletişimin ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir (Abad-Coronel ve ark., 2023). CAD/CAM sistemlerinin kullanıcı dostu arayüzü ve ağız içi tarayıcılar sayesinde geleneksel ölçü almaya gerek kalmadan restorasyonlar tamamen dijital olarak üretilebilmektedir (Al Mortadi ve ark., 2024). Yenilikler ve dijital gelişmeler hem laboratuvarında hem de klinikte iş akışında değişikliklere yol açmıştır. Bu nedenle ölçü materyalleri, alçı modeller ve döküm için mum kalıp kullanılan geleneksel iş akışı yavaş yavaş dijital ağız içi tarayıcı, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) ile değiştirilmiştir. 2016'da Avrupa'daki diş hekimi muayenehanelerinde ağız içi tarayıcıların kullanım oranının %20 ila %25 arasında olduğu tahmin edilmektedir. 2021 yılında yapılan bir ankette ABD'de ağız içi tarayıcı kullanımı ankete katılan panel üyesi diş hekimlerinin %53'ünü oluşturmuştur (Seth ve ark., 2024).

CAD-CAM sistemi kullanılarak dental restorasyonlarının üretimi yüksek performanslı bilgisayarlar ile gerçekleştirilmelidir (Helal ve ark., 2023). CAD/CAM teknolojisinin dental alandaki kapsamı, üst düzey dijital üç boyutlu modelleme ve üretim teknolojisinin çeşitli materyallerin geliştirilmesiyle birleştirilmesiyle gelecekte daha da genişletilebilir.

Günümüzde tamamen dijitalleştirilmiş bir CAD/CAM sistemi sadece basit restorasyonlar için kullanılabilir. Klinik uygulama aşamasında dental ekipman ve materyallerdeki gelişmelere rağmen karmaşık ağız ortamı ve kısıtlamalardan dolayı dental üretim cihazlarının gelişimi hala tıbbi kollar kadar esnek değildir. Bu nedenle karmaşık restorasyon türleri ile karşı karşıya kalındığında diş teknisyenleri tarafından üretim sonrası düzeltmeler ve diş hekimleri tarafından ağız içi uyumlamalar hala gereklidir. Son yıllarda tıp alanı yapay zeka çağına girmiştir. Yapay zeka temel bir kaynak olarak dijital veri tabanlarından yararlanarak kompleks diş restorasyonlarının tasarımıyla ilgili karmaşıklıkları ustaca ele alabilir. Mevcut yapay zeka teknolojisi inley, kuron ve köprü gibi restorasyonları tasarlayabilen CAD/CAM sistemlerine benzer. Yapay zekanın farklı vakalar karşısında dijital protez tasarımlarının yerini tamamen alıp alamayacağı henüz kanıtlanmamıştır. Yapay zekayı restorasyonların tasarlanmasına ve üretilmesine yardımcı olmada daha verimli hale getirmek için daha fazla geliştirme ve doğrulama gerektirecektir (Liu C. M. ve ark., 2024).

### **CAD/CAM Sistemlerin Avantajları**

-CAD/CAM sistemlerinde özgürce tasarım yapılabilir. Tek seansta tedavi imkanı sağlar. Laboratuvar işlemlerini devreden çıkartarak çapraz enfeksiyon riskini azaltır (Gupta & Brizuela, 2024).

-CAD/CAM uygulamaları bireye özgü ve kompleks restorasyonlar için güvenilir, öngörülebilir bir iş akışı sağlayan standardize edilmiş bir üretim süreci sunar (Spitznagel ve ark., 2018).

-CAD/CAM teknolojisi sayesinde mükemmel estetik özelliklere sahip çeşitli restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu teknolojiyle neredeyse hatasız dental restorasyonlara erişim, planlamada iyileşme, tekrarlanabilirlik, otomatik ve yüksek hızlı veri işleme sağlar (Suksuphan ve ark., 2024) .

-CAD/CAM teknolojileri yeterli fiziksel, optik ve biyolojik özelliklere sahip çok çeşitli restoratif materyaller ile yüksek hassasiyette üretim sağlar (Abad-Coronel ve ark., 2023).

-CAD/CAM sistemleri üzerinde çalışılması zor olan materyallerin kullanımını kolaylaştırır ve yaygınlaştırır. El becerisi gerektiren ve yoğun emek harcanması gereken üretim tekniklerini ortadan kaldırır (Reymus ve ark., 2020). CAD/CAM frezeleme cihazları ve üç boyutlu yazıcının kullanımını genellikle döküm veya presleme teknikleriyle ilişkilendirilen malzemelerin kullanımında önemli ölçüde avantaj sağlayabilir (Vag ve ark., 2023). Geleneksel yöntemlerle seramik üretim yöntemleri zaman alıcıdır, tekniğe duyarlıdır ve pek çok değişkene bağlıdır. Bu sebeple CAD/CAM hem diş hekimleri hem de teknisyen için iyi bir alternatiftir. CAD/CAM aynı zamanda güçlü seramiklerin üretim süresini %90'a kadar kısaltır. Üstelik fabrikasyon bloklar daha

homojendir. CAD/CAM restorasyonlar diğer restoratif seçeneklerle karşılaştırıldığında daha başarılı bir seçenek olarak görülmüştür.

-CAD/CAM restorasyonların onarım süreci daha uygun maliyetlidir.

-Dijital gülüş tasarımı rehabilite edici estetik planlama yapılmasını, uzmanlar arasında daha iyi iletişim kurulmasını, daha başarılı tedavi sonuçları elde etmeyi sağlar. Üç boyutlu yazılım programları kullanılarak elde edilen yüz rehberli gülüş tasarımı sayesinde daha fazla diş hekimi yüze uyumlu, rehabilite edici restorasyon yapılabilir (Stanley ve ark., 2018). Farklı yazılımlarla tasarlanan restorasyonlar sayesinde fonksiyonel ve estetik kalitesi yüksek, yüzeyler arasında daha iyi uyum sağlayan, hasta için daha konforlu tedavi imkanı sunan, dişin özelliklerine ve anatomisine uyum sağlayan hasta başı restorasyonların tasarlanmasını ve üretilmesini mümkün kılar (Abad-Coronel ve ark., 2023).

-Dijital iş akışı daha yüksek iş verimliliği, artan üretkenlik ve daha iyi hasta iletişimi gibi birçok avantaja sahiptir. Dijital iş akışı diş hekiminin geleneksel yöntemlere kıyasla daha az adım gerektirerek minimum zaman dilimi içinde birçok prosedürü gerçekleştirmesine olanak tanır.

-Dijital iş akışında operasyon öncesi mock up üretilebilir. Bu sayede hasta geri dönüşümü olmayan işlemlere başlamadan önce yeni gülüşünün etkisini görebilir. Bu durum hastayı bilinçlendirir ve tedaviye uyumunu artırır. Sanal tedavi simülasyonu aynı zamanda tedaviye başlamadan önce interdisipliner süreçlerin simülasyonunda da kullanılabilir. Bu klinisyene problemlerin daha iyi görülmesi, süreç hakkında daha iyi kararlar verilebilmesi ve ağız içinde daha az hatayla karşılaşılması açısından yardımcı olur (Stanley ve ark., 2018).

-Ağız içi tarayıcının geometrisi değiştirilmiş ve boyutu küçültülmüştür. Böylece ağza daha rahat sığar ve posterior dişler de rahatça taranabilir. Ayrıca tarayıcılarla ölçü almak geleneksel yöntemlere göre daha kısa sürer. Bu nedenle CAD/CAM sistemleri geleneksel tekniklerle ölçü aldirmakta tereddüt eden hastalarda rahatsızlığı önemli ölçüde azaltır. (Saeed ve ark., 2023). Özellikle şiddetli öğürme refleksi, nefes alma güçlüğü veya temporomandibular bozuklukları olan hastalar için daha rahattır. Ölçü malzemesinin yutulması veya aspire edilmesi riski ortadan kaldırılır. Dijital prosedürün bir diğer avantajı da düzenleme veya yeniden taramanın kolay olmasıdır. Oysa geleneksel prosedürde tamamen yeni bir ölçü alınması gerekir.

-CAD/CAM sistemleri kullanıldığında taranacak materyalin büzülme süreci en aza indirgenir (Saeed ve ark., 2023).

-CAD/CAM teknolojisi yüksek kaliteli restoratif tedavi yapılabilmesini sağlar. Bu iş akışları restorasyonların daha doğru marjinal adaptasyona sahip olmasına olanak tanır (Al-Haj Husain ve ark., 2020). Bu sayede marjinal sızdırmazlık iyileşir.

-Dijital diş hekimliği geleneksel yöntemlere kıyasla daha düşük teknik hassasiyet, stabilite ve metodolojik istikrar avantajlarına sahiptir.

-CAD/CAM sistemi operatör deneyimi ve materyal kaynaklı hataları azaltmıştır.

-CAD/CAM sistemlerde gelişmiş mekanik ve fiziksel özellikler görülür. Literatürde mükemmel klinik performans, hasta ve klinisyen memnuniyeti bildirilmektedir (Arora ve ark., 2024).

-Sürecin dijital ve kolayca düzenlenebilir doğası sayesinde tüm tasarım gelecekte yeniden kullanılmak üzere tek bir dosya olarak kaydedilip saklanabilir. CAD- CAM dijital teknolojisi, saklanan dijital dosyaları kullanarak mevcut protezlerin kolayca çoğaltılmasına veya yeniden tasarlanmasına olanak tanır (Gupta & Brizuela, 2024). Bunlar frezeleme cihazlarına veya üç boyutlu yazıcılara küresel olarak gönderilebilir (Jung ve ark., 2024).

-Diş hekimliğinde CAM yaklaşımları ile potansiyel maliyet tasarrufu sağlanabilir. Yüksek vasıflı teknisyenlerin çalışma süresini ve malzeme tüketimini azaltarak maliyeti önemli ölçüde düşürebilir (Alanazi ve ark., 2024).

-CAD/CAM teknolojileri iç ve oklüzal uyum açısından yüksek doğrulukta restorasyonlar sağlamaktadır (Kollmuss ve ark., 2024).

-Hasta verileri dijital olarak arşivlenebilir. Bu sayede fiziksel depolama alanı gereksinimi ortadan kalkar (Suksuphan ve ark., 2024).

### **CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları**

-CAD yazılımı kullanabilmek için hala iyi eğitilmiş ve bilgisayara hakim kişiler gerekir (Dawood ve ark., 2015).

-İlk tasarlanan CAD-CAM cihazları yüksek kaliteli sonuçlar sağlarken kaçınılmaz olarak önemli malzeme israfına yol açmıştır.

-Ağız içi tarayıcının kullanım tekniğinin operatöre duyarlı olması (deneyim, tarama stratejisi vb), teknolojiden (tarayıcılar, algoritmalar, yazılım vb) ve klinik koşullardan (ortam ışığı, ağız boşluğu içindeki diş materyalleri, tükürük ve/veya kan, bağlı diş eti miktarı, dilin veya yanağın hareket etmesi, hasta hareketi vb) etkilenebilmesi dezavantaj olarak sayılabilir (Seth ve ark., 2024).

-Dijital ölçü pahalı bir kurulum gerektirir (Gupta & Brizuela, 2024).

-Tamamen dişsiz arkların dijital görüntüleri daha az doğrudur(Gupta & Brizuela, 2024).

-Ağız içi tarayıcılar kapsamlı protetik tedaviler için oklüzal bilgileri tam kaydetmezler (Gupta & Brizuela, 2024).

## Bilgisayar Destekli Üretim Cihazları

Restorasyon dijital olarak tasarlanır. Tasarımın son hali dijital dosya olarak (stl vb formatta) üretim için ilgili cihazlara gönderilir. Restorasyonların CAM ile üretilmesi ısıl şekillendirme, mum kalıp gibi geleneksel üretim yöntemlerine göre daha düşük maliyet, tekrarlanabilirlik, zaman verimliliği ve daha az laboratuvar aşaması gibi avantajlara sahiptir. Dental CAD/CAM sisteminde CAM frezeleme ve eklemeli üretim olarak ayrılır (Arora ve ark., 2024; Kagaoan ve ark., 2024).

### Eksiltici Yöntem

Diş hekimliğinde kullanılan ilk CAD-CAM sistemi eksiltici tekniktir (Helal ve ark., 2023). Bir süre için, monolitik sabit protetik restorasyonların tam dijital bir iş akışıyla üretilmesi için yalnızca iki olası üretim protokolu mevcuttu: profesyonel beş eksenli ünitelerle frezeleme yoluyla laboratuvar üretimi veya dört eksenli öğütücüler kullanılarak eksiltici bir prosedürle hasta başı üretim. Mörmann ve Brandestini tarafından tasarlanan, ilk olarak 1986 yılında piyasaya sürülen ve Bensheim'daki (Almanya) Sirona şirketi tarafından yıllar içinde geliştirilen koltuk başı prosedürü hastaya tek seansa sabit, daimi bir monolitik protez restorasyonu sunabilme gibi kritik bir avantaja sahiptir. Hasta başı protokollerde modelleme ve frezeleme doğrudan diş hekiminin muayenehanesinde gerçekleşir ve diş hekimi tarafından yapılabilir. Bu da tedavinin süresini ve potansiyel maliyetlerini azaltır. Bununla birlikte, bu prosedür her zaman inley, onley, tek kron ve kısa köprü gibi küçük restorasyonlarla sınırlı kalmıştır. Daha karmaşık restorasyonlar genellikle laboratuvarında modelleme ve üretim gerektirir. İster laboratuvar tabanlı ister hasta başında olsun eksiltici üretim teknolojisi bu alanda uzun süredir rakipsiz bir şekilde hakimdir ve daimi sabit protetik restorasyonların üretimi için dünyada en yaygın kullanılan teknik olmaya devam etmektedir (Kollmuss ve ark., 2024).

Freze tekniğinde dijital dosyalar bilgisayarla kontrol edilen cihazlara transfer edilir ve restorasyonlar freze cihazındaki prefabrik bloklardan kazınarak elde edilir (Bozoğulları & Temizci, 2023). Zirkonya, polimetil metakrilat (PMMA), mum, cam, kompozit vb. materyallerden oluşan blok rotasyonel frezler kullanılarak su soğutması altında ihtiyaç duyulan şekil ve boyutta kesilir. Klinik olarak kabul edilebilir bir yöntemdir (Kagaoan ve ark., 2024).

Eksiltici teknolojide frezelemenin doğruluğu, işleme takımlarına ve restorasyonun üretildiği materyalin özelliklerine bağlıdır. Daha yüksek materyal sertliği daha düşük işlenebilirlik ve nihai frezelenmiş malzemede muhtemel yapısal kusurlar içerir (Alharbi ve ark., 2016). Şu anda mevcut olan frezeleme teknikleri arasında sert alaşım frezeleme ve yumuşak alaşım frezeleme bulunmaktadır. Yumuşak alaşımli frezeleme işlenebilirliği kolaylaştırır ve böylece hızlı bir frezeleme işlemine izin verir. Bununla birlikte tam yoğunluk

elde etmek için öğütülmüş nesnelere hacimsel büzülmeye yol açan son işlem uygulanması gerekir. Sert alaşım frezelemede frezeleme zordur, ekipman hızla aşınır ve aşırı ısınır (Abu Ghofa & Önöral, 2023).

### **Eksiltici Yöntemin Avantajları**

-Frezeleme sistemleri fabrikasyon süresini ve işçiliği azaltarak doğru boyutlara sahip güvenilir restorasyonlar sağlarlar (Güntekin & Tunçdemir, 2024; Temizci & Bozoğulları, 2024).

-Geleneksel yöntemlerle üretilen seramik restorasyonların işlem adımlarının sayısı fazladır ve üretim çabası son derece yüksektir. Ayrıca bu restorasyonların stabilitesi mineye bağlanmadıkları sürece düşük eğilme mukavemeti nedeniyle sınırlıdır. Bu restoratif teknik işleme ve yerleştirme sırasında diş teknisyenleri ve diş hekimleri için önemli bir zorluk teşkil etmektedir. Buna karşın presleme tekniğinin uygulanması daha kolaydır ve daha yüksek eğilme mukavemetine sahip restorasyonlar sağlar. Bu şekilde üretilen restorasyonların uyumları mükemmel olarak kabul edilebilir (Schweiger ve ark., 2024).

-CAD/CAM için kompozit rezin blokları yüksek sıcaklık ve basınç altında standartlaştırılmış endüstriyel protokoller kullanılarak polimerize edilir. Bu sayede materyal homojenliği ve özellikleri gelişmiştir. Bu nedenle CAD/CAM kompozit rezin blokları geleneksel, laboratuvarda işlenmiş kompozit rezinlere göre daha yüksek renk stabilitesi göstermiştir (Sasany ve ark., 2024).

-Frezeleme sistemleri önceden polimerize edilmiş PMMA blokları kullanılabilir. Bu materyalden üretilen protezlerin boyutsal olarak doğru olduğu, yüksek mukavemete sahip olduğu ve bakteriyel kolonizasyonu azalttığı gösterilmiştir (Alanazi ve ark., 2024). Subtraktif üretimde nihai protezin büzülmesi, frezelemeden önce üretim süreci sırasında yüksek basınç ve ısı altına yerleştirilen blok nedeniyle sınırlıdır. Bu yeni süreç artık serbest monomerin azalmasını sağlayarak restorasyon yüzeyinin gözenekliliğinde bir azalmaya neden olur. Yakın zamanda yapılan bir çalışma, C. albicans'ın CAD-CAM protez rezin kaidelerine, geleneksel ısıyla sertleşen PMMA protez kaidesine göre daha düşük bir afinite ile yapıştığını göstermiştir (Jung ve ark., 2024).

-Frezeleme yöntemi çalışma koşullarından etkilenmez. Üretim sonrası işlemlere ihtiyaç çok azdır (Dawood ve ark., 2015).

### **Eksiltici Yöntemin Dezavantajları**

-Eksiltici üretimde yüzey detayları en küçük frezin çapı ile sınırlıdır (Abu Ghofa & Önöral, 2023). Karmaşık geometriye sahip restorasyonların üretimi frezlerin şekline, kalınlığına ve aşınma eksenine bağlı olduğu için zorluk teşkil etmektedir (Cho ve ark., 2024).

-Eksiltici üretim önemli miktarda materyal israfına neden olur (Abu Ghofa & Önöral, 2023);

-Eksiltici üretimde frezeleme ünitesinin eksen sayısı üretim hassasiyetini doğrudan etkiler (Abu Ghofa & Önöral, 2023).

-Subtraktif teknikte restorasyonların doğruluğu frezin boyutuna ve geometrisine bağlıdır (Helal ve ark., 2023).

-Elmas kaplı frezeleme takımlarının tekrar tekrar kullanılması bozulmaya, takımların dayanıklılığının sınırlanmasına ve potansiyel olarak kırılmaya neden olabilir. Bu bozulma, dental restorasyonların yüzey morfolojisinde istenen şeklin doğru bir şekilde üretilmesini etkileyerek doğruluk endişelerine yol açabilir (Cho ve ark., 2024). Frezeleme aletleri kolayca yıprandığı için kısa ömürlüdür. Bunların değişimi ek masraf olur. (Alanazi ve ark., 2024; Bozoğulları & Temizci, 2023).

-Restorasyon oluştururken frezin çapı, kalınlığı, konikliği ve uzunluğu gibi faktörleri dikkate alarak aşırı veya yetersiz frezelemeyi önlemek gerekir (Cho ve ark., 2024).

-Eksiltici üretim ısı oluşumuna, gürültüye ve istenmeyen bir kuvvet oluşumuna sebep olur (Park ve ark., 2020).

-Frezeleme işlemi titreşim nedeniyle restorasyonlarda mikro boyutta çatlaklara yol açabilir (Zhu ve ark., 2024).

-Beş eksen mevcut olmasına rağmen eksen konumu sınırlı olduğu için kısmi andırkatlar meydana gelir.

### **Eklemler**

Genellikle 3D yazıcı olarak genelleştirilen eklemeli üretim başka bir dijital üretim yöntemi sunmaktadır (Kagaoan ve ark., 2024). Eksiltici üretim CAM ile eşanlımlı gibi düşünülse de eklemeli üretim modellerin, cerrahi rehberlerin, kronların, parsiyel protez iskeletlerinin, implant destekli protezlerin ve ortodontik apareylerin üretilmesinde diş hekimliğinde giderek daha popüler hale gelmiştir (Sasany ve ark., 2023). 3D yazıcıda restorasyonlar BT, CBCT, tarayıcı veya üç boyutlu modelleme programı aracılığıyla elden edilen üç boyutlu verilerin ardışık katmanlar halinde birleştirilmesiyle üretilir (Al Mortadi ve ark., 2024; Bozoğulları & Temizci, 2023). Bu teknoloji eklemeli üretim veya hızlı prototipleme olarak da adlandırılır (Siqueira ve ark., 2024).

Çeşitli üç boyutlu yazıcı teknolojilerinden oluşan eklemeli üretim karmaşık geometrilere ve renk gradyanlarına sahip nesnelerin, hatta birden fazla materyalden oluşan nesnelerin oluşturulmasına olanak tanıdığı için popülaritesi giderek artan, daha yeni geliştirilmiş bir teknolojidir (Lim ve ark., 2024). Dental restorasyon üretimi için öngörülebilir, hassas, verimli ve uygun maliyetli bir teknoloji olarak tanıtılmaktadır (Sasany ve ark., 2024).

## Üç Boyutlu Yazıcıların Gelişimi

1981 yılında Hideo Kodama üç boyutlu plastik bir modeli katman katman üretmek için ultraviyole ışık kullanılarak ilk 3D baskı prototipini icat etmiştir (Zhang ve ark., 2019). Ancak stereolitografi (SLA) terimi ilk kez Chuck Hull tarafından 1984 yılında patent başvurusunda ortaya atılmıştır (ABD patent No. 4575330) (Perlea ve ark., 2024; Pitzanti ve ark., 2024). Patent 1986'da resmi olarak verilmiştir. Charles Hull 1986'da 3D Systems'i kurarak üç boyutlu yazıcıların bilimsel evrimine önemli ölçüde katkıda bulunmuştur (Perlea ve ark., 2024) 1990 yılında Scott Crump tarafından FDM üç boyutlu yazıcı teknolojisi tanıtılmıştır (Tsolakis ve ark., 2022).

Son on yılda üç boyutlu yazıcılarda hızlı bir gelişme yaşanmıştır (Pitzanti ve ark., 2024; Reymus ve ark., 2020). Biyomühendislik, tıp, mikroakışkanlar, otomotiv endüstrisi, havacılık endüstrisi, denizcilik endüstrisi ve elektronik gibi farklı alanlarda büyük potansiyel göstermiştir (Pitzanti ve ark., 2024; Salmi, 2021). Eklemeli üretim materyal ilavesini kontrol etme ve farklı koşullara sahip hastaların özel gereksinimlerini karşılayan karmaşık geometrileri üretme kapasitesi nedeniyle tıp alanında önemli bir kullanım alanı bulmuştur (Salmi, 2021). Üç boyutlu yazıcılar içi boş karmaşık nesnel oluşturabilir veya gradyanlı materyaller kullanılabilir. Bu durum onu kalıp, döküm ve frezeleme işlemlerinde kullanılan geleneksel araçlardan ayırır (Cho ve ark., 2024).

Restoratif tedavilerde daha iyi ve daha uzun süreli klinik performans elde etmek için yeni dijital teknikler ve materyaller ortaya çıkmıştır (Peskersoy & Oguzhan, 2024). Teknoloji ve endüstrideki ilerlemeler nedeniyle tedavi yöntemleri eksiltici veya geleneksel yöntemlerden eklemeli üretime doğru evrilmiştir (Celikel & Sengul, 2024; Peskersoy & Oguzhan, 2024). Üç boyutlu yazıcılar özellikle artan doğruluğu ve baskı hızı nedeniyle dental alanda popülerlik kazanmıştır (Zhang ve ark., 2019). Eklemeli üretim yirmi yılı aşkın bir süredir diş hekimliğinde mevcut olsa da geliştirilmiş baskı hassasiyeti, artan materyal çeşitliliği, daha küçük ve daha erişilebilir 3D yazıcı cihazları sayesinde diş hekimliği pratiğine ancak yakın zamanda entegre edilmiştir (Daher, Ardu, ve ark., 2024; Güntekin & Tunçdemir, 2024; Reymus ve ark., 2020).

Diş hekimliğinde üç boyutlu yazıcılar çeşitli uygulama alanlarına sahiptir ve dental restorasyonların üretilmesine yönelik yeni ve heyecan verici tedavi yaklaşımlarını mümkün kılmak için umut vaat etmektedir (Dawood ve ark., 2015; Schweiger ve ark., 2021). Üç boyutlu yazıcı teknolojisinin tanıtılması düşük maliyetli restorasyonların diş hekimliği ofisinde aynı gün üretilebilmesini sağlayan ve diş laboratuvarını atlayarak bu sorunu çözen bir atılım olarak karşımıza çıkmaktadır. Geleneksel indirekt tekniğin aksine üç boyutlu yazıcı tekniğinin üretim süreci fiziksel olarak dental modelin üretimi adımı atlar. Elektronik olarak depolanan üç boyutlu dental verilere dayalı olarak

doğrudan restorasyon oluşturulur (Zinelis ve ark., 2022). Metal, seramik ve rezin ağırlıklı olmak üzere oldukça farklı materyaller kullanılmaktadır (Al Mortadi ve ark., 2024; Espinar ve ark., 2022; Sasany ve ark., 2024; Zhu ve ark., 2024; Zinelis ve ark., 2022). Polimer bazlı eklemeli üretim teknolojisi temel olarak geçici protez, dental model ve cerrahi rehber üretmek için kullanılırken, metal bazlı eklemeli üretim teknolojisi protez iskeletleri, metal seramik kronların alt yapıları ve çene-yüz implantları için kullanılmaktadır. Günümüzde seramiklerin eklemeli üretime uygun formu gelişmeye başlanmıştır. Bu amaçla SLA, DLP, FDM, SLS, MJ, LCD üretim teknolojisi dahil olmak üzere çeşitli üç boyutlu üretim sistemleri geliştirilmiş ve kullanılmıştır (Zinelis ve ark., 2022). Üretilen nesnelere sayısına ve türüne bağlı olarak üretim süresi farklılık gösterebilir (Daher, Ardu, ve ark., 2024).

Bu teknoloji ne kadar cazip görünse de materyallerin estetik özellikleri, mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu gibi temel parametrelerle ilgili bilimsel veriler oldukça eksiktir (Daher, Ardu, ve ark., 2024; Zinelis ve ark., 2022). Bu nedenle klinisyenler hızlı bir şekilde bir restorasyon üretebileceği ancak klinik performansını etkileyen temel özelliklerinin bilinmediği bir cihazla karşı karşıyadır. Bunlar, sadece tedavi verimliliğini etkilemekle kalmayıp aynı zamanda hastanın sağlığı üzerindeki iyatrojenik etkilerle de ilişkili olabilecek sertlik, elastik gevşeme, pürüzlülük gibi önemli mekanik ve yüzey özelliklerini içerir (Zinelis ve ark., 2022). Üç boyutlu yazıcı rezinleri geçici ve orta vadeli (maksimum 2 yıl) kullanım için onaylanmıştır ve kuron, inley, onley ve köprü yapımı için uygundur (Espinar ve ark., 2023).

Ağız içi tarama teknolojisinin, kullanıcı dostu dental bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımının ve 3D yazıcı teknolojisinin yaygınlaşması sayesinde klinik ortamlarda üç boyutlu yazıcıda üretilen geçici dental restorasyonların basımı giderek yaygınlaşmaktadır ve artık klinik bir gerçeklik haline gelmiştir (Saini ve ark., 2024). Ancak aynı şey daimi restorasyonların üretimi için söylenemez. Yine de yakın zamanda bunun değişmesi muhtemeldir (Espinar ve ark., 2022).

Yazılım her zaman daha akıllı ve daha kullanıcı dostu hale gelmektedir. Teknolojideki gelişmeler sayesinde ileride dijital renklendirme ile seramik baskı, metal parçalar için üretim sonrası işlemlerin azaltılması mümkün olacaktır (Dawood ve ark., 2015).

### **Üç Boyutlu Yazıcılarda Üretim Süreci**

Tüm CAD/CAM tekniklerinde olduğu gibi, süreç dijital veri toplama ile başlar. Veriler, ağız içi tarayıcılar aracılığıyla doğrudan veya masa üstü tarayıcılar kullanılarak bir çalışma modeli veya bir ölçü taranarak dolaylı olarak elde edilebilir. Aynı zamanda volumetrik 3D veriler CBCT'den de elde edilebilir (Alharbi & Osman, 2024).

Eklemeli üretim ile üretilen nesnelere katman katman üretildiğinden, bilgisayarın 3D yazıcısının her katmandaki nesnenin geometrisini izleyebilmesi için 3D dijital dosyanın sanal olarak 2D katmanlara dilimlenmesi gerekir (Alharbi & Osman, 2024; Luo ve ark., 2024). Üretim öncesinde dijital dosya, bilgilerin üretim için yazıcıya aktarılması amacıyla hazırlık adımlarına tabi tutulur. Bu adımlar yazıcı dilimleme yazılımı içinde gerçekleştirilir (Alharbi & Osman, 2024). 2D katmanların özel ayarı inşa yönü ve katman kalınlığı ile ilgilidir (Zhu ve ark., 2024).

İnşa yönü, parça ile yapı platformu arasında oluşan açıdır. Kullanıcı, modelin yapı platformu içindeki yönünü değiştirerek baskının yönünü seçer. Bu adım çok önemlidir. Üretim süresini, basılan parçanın fiziksel ve mekanik özelliklerini doğrudan etkiler (Alharbi & Osman, 2024; Espinar, Della Bona, ve ark., 2023). Aynı katman kalınlığının yapım yönünün değiştirilmesi, basılan parçanın doğruluğunu ve yüzey pürüzlülüğünü etkileyebilir (Alharbi & Osman, 2024; Espinar, Della Bona, ve ark., 2023; Luo ve ark., 2024; Ortega ve ark., 2024; Zhu ve ark., 2024). İnşa yönünün kırılma direnci, mekanik özellikler, yüzey pürüzlülüğü ve boyutsal doğruluk üzerindeki etkisi yoğun bir şekilde araştırılmıştır (Alharbi & Osman, 2024). Eklemeli üretimde katman içi bağlantı katmanlar arası bağlantıdan çok daha güçlü olduğundan üretilen katmanlar uygulanan kuvvet yönüne dik olacak şekilde yönlendirildiğinde basılan parçanın mekanik özelliklerinin iyileştiği gösterilmiştir (Zhu ve ark., 2024). Ayrıca bu açının seçimi ( $0^\circ$  or  $90^\circ$ ) üç boyutlu yazıcıda kullanılan rezinlerin optik özelliklerini ve renk stabilitesini etkileyebilir. Seçilen baskı yönü en az destek alanına izin vermelidir ve böylece bitim ve cila için minimum zaman gerekir (Alharbi ve ark., 2016).

Her katmanın dikey kenarları bir merdiven etkisi oluşturarak eklemeli üretimin üretim hassasiyetini ve yüzey kalitesini etkileyebilir. Katman kalınlığı kenarlardaki ayırık noktaların sayısını belirler. Daha ince bir katmanla katmanların kenarlarında daha fazla ayırık nokta oluşturulur (Zhu ve ark., 2024). Böylece daha pürüzsüz ve daha ayrıntılı bir yüzey üretilir (Sasany ve ark., 2024; Zhu ve ark., 2024). Bu nedenle daha ince bir katman, doğruluk ve yüzey kalitesi artışı sağlayabilir (Zhu ve ark., 2024). Ayrıca, merdiven basamağı etkisi anterior estetik restorasyonlar için kullanılan 3D yazıcı rezin materyallerin renk stabilitesini ve estetiğini önemli ölçüde etkileyebilir (Dagher, 2023; Sasany ve ark., 2024).

Tabaka kalınlığı vat polimerizasyon teknolojisindeki ışınlama parametreleriyle ilişkilidir (Zhu ve ark., 2024). Polimerize edilebilir tabakanın kalınlığı, yazıcı modelinin özelliklerine göre  $15\ \mu\text{m}$  ila  $150\ \mu\text{m}$  arasında değişir. Ayrıca, ışığa duyarlı malzemeyi polimerize etmek için kullanılan UV lazerin dalga boyu aralığı yazıcı tipine bağlıdır ve genellikle  $200\ \text{nm}$ 'den başlayıp  $500\ \text{nm}$ 'ye kadar uzanır (Revilla-León & Özcan, 2019). Vat polimerizasyon teknolojisinde kullanılan ışınlama derinliği, katmanlar arasındaki polimerizasyon

nu etkilememek için katman kalınlığından çok daha fazla olmalıdır. Seramik hamurları için kalın bir katman önemli bir ışık saçılma oranına ve polimerizasyon genişliğine yol açar. İnce bir katman geometrik aşırı büyümeyi azaltabilir, düşük ışınlama yoğunluğu ile katmanlar arasında tam polimerizasyon sağlayarak katmanlar arası ayrışma veya deformasyonu önleyebilir. Bununla birlikte, daha ince katmanlar çok sayıda katman üretilmesini gerektirir. Bu daha fazla zaman alıcıdır ancak yüksek doğruluğa sahip üretim için kaçınılmazdır. Şu anda, seramiğin eklemeli üretiminde minimum katman kalınlığı genellikle 10  $\mu\text{m}$ 'dir. Geleneksel frezeleme sistemlerinden daha üstün doğruluk elde etmek için gelecekte bu daha da azaltılmalıdır (Zhu ve ark., 2024).

Seçilen eklemeli üretim tekniğine bağlı olarak, nesnenin inşa sürecini optimize etmek için destek yapısına ihtiyacı vardır (Alharbi & Osman, 2024). Destekler CAD yazılımında üretim sürecindeki işlemlere ve yerçekimine direnecek şekilde tasarlanmalı ve daha sonra bitmiş üründen uzaklaştırılmalıdır (Dawood ve ark., 2015). Litografi tabanlı yazıcılarda, kendi kendini desteklemeyen yüzeyleri desteklemek için bir destek yapısı zorunludur. Metal SLM baskıda, metal tozunu eritmek için fabrikasyon işlemi sırasında oluşan ısıyı dağıtmak için bir destek yapısına ihtiyaç vardır. Toz birleştirme yönteminin diğer formları destek yapısına ihtiyaç duymaz çünkü sinterlenmemiş toz baskı sırasında modeli desteklemek için kullanılabilir (Alharbi & Osman, 2024). Seramik üretiminde sıvı hammaddeler herhangi bir destek sağlayamadığından yaklaşan bölümleri sürdürmek için ek destek gereklidir. Bu, imal edilen model için yeterli bir destek kuvveti ve yapı platformuna uygun bir ayrışma gerektirir (Zhu ve ark., 2024).

Destek yapı boyutunun restorasyonların boyutsal doğruluğu üzerindeki etkisi daha önce araştırılmıştır. Alharbi ve arkadaşları iyi dağıtılmış, ince bir destek yapısının basılan parçalarda daha yüksek boyutsal doğrulukla sonuçlandığını bulmuştur (Alharbi & Osman, 2024). Ayrıca seçilen herhangi bir inşa açısında, destek yapıları yerleştirilirken protezin uyum yüzeyine müdahale etmemek için dikkatli olunmalı ve destek yapısı restoratif marjin gibi kritik yapılara yakın yerleştirilmemelidir (Alharbi & Osman, 2024; Zhu ve ark., 2024). Çalışma modelleri baskı süresini, ağırlığını ve maliyetini azaltmak için sıklıkla içi boş bir iç hacim tasarımıyla basılır. Basılan modellerin tabanında dahili bir destek yapısının bulunmamasının, basılı parçanın boyutsal doğruluğunu azalttığı gösterilmiştir (Alharbi & Osman, 2024).

İnşa yönü, katman kalınlığı ve destek yapısının birbiriyle ilişkili olduğu ve basılı parçaların doğruluğunu, fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilediği vurgulanmalıdır. Çoğu durumda inşa yönü, bazı özelliklerin diğerleri pa-hasına iyileştirildiği bir uzlaşmaya dayalı olarak seçilir (Alharbi & Osman, 2024).

## Üç Boyutlu Yazıcılarda Ürünü Etkileyen Faktörler

Üç boyutlu yazıcıda üretilen objenin kalitesi üç boyutu yazıcının kapasitesine bağlıdır. Üç boyutlu yazıcının kapasitesini çözünürlük, hassasiyet ve doğruluk gibi belirli birkaç faktör tanımlar. Üç boyutlu yazıcıda üretilen dental ürünlerin materyalin mekanik özellikleri, fiziksel özellikleri ve doğruluğu; ağız içi tarama süreci, tasarım geometrisi, yazılım programı, yazıcı teknolojisi, yazıcı parametreleri, baskı açısı, baskı hızı, yapı konumu, katman kalınlığı, destek yapılar, materyal bileşimi, polimerizasyon derinliği ve derecesi, katmanlar arasındaki büzülme, lazer hızı, lazer yoğunluğu ve üretim sonrası işlemler dahil olmak üzere birçok faktörden etkilenir (Sasany ve ark., 2024; Siqueira ve ark., 2024). Buna ek olarak yazıcı kalibrasyonu, ortam sıcaklığı ve 3D yazıcı materyalinin saklama koşulları da eklemeli üretimle elden edilen ürünlerin doğruluğunu etkileyebilir. Herhangi bir tıbbi cihazın doğruluğu, herhangi bir klinik uygulamadan önce değerlendirilmelidir. Bu duruma üç boyutlu yazıcılar da dahildir (Tsolakis ve ark., 2022).

Eklemeli teknolojinin gelişimi ve klinik kabul görürlüğü üretim sürecinin kademeli olarak iyileşmesine bağlıdır. Kademeli olarak iyileşmeden kasıt yazıcıda kullanılan materyallerle ve yazıcılarla ilgili parametrelerin gelişmesinin yanı sıra üretim yönü, destek yapının boyutu ve dağıtımı, üretim platformunda basılan parçanın konumu gibi birkaç değişkenin kontrol edilmesidir. Bu değişkenler kuvvet, yüzey morfolojisi ve bakteriyel cevap gibi özelliklere etki eder (Espinar ve ark., 2022).

Baskı parametrelerinin geliştirilmesinden kaçınılmalıdır. Çünkü bunlar üretim üçlüsüne (rezin, yazıcı ve eklemeli üretim teknolojisi), seçilen baskı ve üretim sonrası işlem protokollerine bağlı olarak değişebilir (Ortega ve ark., 2024).

## Üç Boyutlu Yazıcıların Dış Hekimliğinde Kullanım Alanları

Son on yılda eklemeli üretim tekniğine dayalı 3D üretim modern diş hekimliğinde giderek daha yaygın hale gelmiştir. Üç boyutlu yazıcılar kullanılarak cerrahi rehber, anatomik çalışma modeli, dental model, dental implant, kraniyomaksillofasiyal implant, metal altyapı, geçici restorasyon, kuron, köprü, endokron, okluzal splint, ortodontik aparey, şeffaf ortodontik plak, eğitim amaçlı yapay diş, tam protezde kullanılan dişler ve tam protez üretimi artık mümkündür (Celikel & Sengul, 2024; Kim ve ark., 2022; Kollmuss ve ark., 2024).

## Üç Boyutlu Yazıcıların Avantajları

Karmaşık geometrilere sahip nesnelere üretilir.

Materyal israfı minimum düzeydedir. Özellikle materyalin pahalı olduğu durumlarda avantaj sağlar.

Klinik olarak kabul edilir düzeyde doğruluk gösterir.

Farklı materyalleri bir arada kullanarak üretim yapmayı mümkün kılar.

Üç boyutlu yazıcılar hassas ve tekrarlanabilir üretim sağlar.

Üretim süresi kısadır.

Ekleme üretim tekniği enerji tasarrufuna yardımcı olur, karbon ayak izini azaltır.

Ekleme üretim tekniği ekonomiktir.

Üç boyutlu yazıcılar önceki zamanlara göre daha küçük boyuttadır, fazla yer kaplamaz.

Ekleme üretim teknolojisi insan hatalarını azaltır.

Birden fazla restorasyon aynı anda üretilebilir. Böylece hem üretim süresi hem de maliyetler azalır.

Üç boyutlu yazıcılar yeterli yüzey kalitesine sahip yüksek çözünürlüklü restorasyonların üretilmesini sağlar.

Üç boyutlu yazıcılar sayesinde dental tedaviler artık daha öngörülebilir.

Alet aşınmasını azaltır.

Üç boyutlu yazıcıda üretilen daimi restorasyonlar frezelenmiş materyallere benzer veya daha üstün marjinal adaptasyon kalitesi sunar.

Artık stres minimumdur.

Çok çeşitli materyal seçeneklerine olanak tanır.

### **Üç Boyutlu Yazıcıların Dezavantajları**

Anizotropik üretim materyalin fiziksel özelliklerini etkiler.

Klinik uygulamalarda üç boyutlu yazıcı üretiminin kullanımını sınırlayan ana parametreler pürüzlülük değerleri, aşınma direnci ve boyutsal doğruluktur.

Işıklı polimerize olan üç boyutlu baskıda büzülme görülür.

CAD/CAM ve 3D yazıcıda üretilen restorasyonların monolitik ve donuk estetiği eleştirilmektedir.

Yeterli 3D yazıcı sonuçları elde etmek için daha az miktarda inorganik doldurucu içeren daha akışkan bir kompozit rezine ihtiyaç vardır. Ancak inorganik dolgu maddesinin olmaması veya miktarının azaltılması 3D yazıcı rezininin mekanik özelliklerini düşürerek klinik endikasyonlarını uzun süreli geçici restorasyonlarla sınırlandırmaktadır (Reymus ve ark., 2020). Ayrıca eklemeli üretim yöntemi bir yapıyı katman katman basarak üretir. Bu da optimum fiziksel özelliklerin elde edilememesi olasılığını artırır.

Sıkı sağlık ve güvenlik protokollerine gereksinim duyulur

Üç boyutlu yazıcı rezininin renk stabilizasyonu açısından zayıf olduğu bildirilmiştir. Üç boyutlu yazıcı rezininin renk değişimine karşı eğilimli oluşu, ağız boşluğunda protezlerin ve cihazların uzun süreli kullanımında büyük bir engel olabilir.

Eklemeli üretimde kullanılan ışığa duyarlı rezin, UV ışık ile polimerize edilir. Bununla birlikte, polimerizasyon sırasında oksijenle istenmeyen reaksiyon polimerizasyonu engeller ve polimerizasyon yeterince sağlanamaz. Artık monomer kalabilir (Lim ve ark., 2022). Toksikite ihtimali endişe vericidir. Bozulmuş hücre canlılığı, oksidatif stres ve apoptoz indüksiyonu veya inflamasyon görülebilir.

Dental seramiklerin eklemeli üretiminin benimsenmesinin önündeki temel zorluklardan biri CAD/CAM frezeleme ile karşılaştırıldığında uzun işlem süresidir. Eklemeli üretim ve baskı sonrası termal işlemler onlarca saatten birkaç güne kadar sürebilirken seramik bir sabit protezin frezelenmesi ve fırınlanması 1 saatten kısa sürede tamamlanabilir (Celikel & Sengul, 2024; Hoffmann ve ark., 2024).

## KAYNAKÇA

- Abad-Coronel, C., Pazán, D. P., Hidalgo, L., & Larriva Loyola, J. (2023). Comparative Analysis between 3D-Printed Models Designed with Generic and Dental-Specific Software. *Dent J (Basel)*, 11(9). <https://doi.org/10.3390/dj11090216>
- Abu Ghofa, A., & Önöral, Ö. (2023). An assessment of the passivity of the fit of multiunit screw-retained implant frameworks manufactured by using additive and subtractive technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(3), 440-446. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.06.022>
- Al Ahmari, N. M., Alahmari, M. A., Al Moaleem, M. M., Alshahrani, R. S. A., Alqah-tani, F. F., Mohammed, W. S., Al-Makramani, B. M. A., Mehta, V., Meto, A., & Meto, A. (2022). Physical, Optical, and Mechanical Properties of Ceramic Materials after Coffee Immersion and Evaluation of Cleaning Impact with Different Oral Hygiene Tools. *Int J Environ Res Public Health*, 19(22). <https://doi.org/10.3390/ijerph192215047>
- Al Mortadi, N. A., Khasawneh, L., & Alzoubi, K. H. (2024). Manufacturing of PEEK orthodontic baseplate and 3D-printed alloy components from an intraoral scan. *Medicine (Baltimore)*, 103(17), e38004. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000038004>
- Al-Harbi, F. A., Ayad, N. M., ArRejaie, A. S., Bahgat, H. A., & Baba, N. Z. (2017). Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. *J Prosthodont*, 26(5), 432-439. <https://doi.org/10.1111/jopr.12408>
- Alanazi, K. K., Wood, D., Shepherd, J., Stokes, C. W., & Asencio, I. O. (2024). Assessing the suitability of fused deposition modeling to produce acrylic removable denture bases. *Clin Exp Dent Res*, 10(3), e880. <https://doi.org/10.1002/cre2.880>
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent*, 115(6), 760-767. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.002>
- Alharbi, N., & Osman, R. B. (2024). Additive Manufacturing Technologies: Where Did We Start and Where Have We Landed? A Narrative Review. *Int J Prosthodont*, 37(7), 243-252. <https://doi.org/10.11607/ijp.8828>
- Alsandi, Q., Ikeda, M., Arisaka, Y., Nikaido, T., Tsuchida, Y., Sadr, A., Yui, N., & Tagami, J. (2021). Evaluation of Mechanical and Physical Properties of Light and Heat Polymerized UDMA for DLP 3D Printer. *Sensors (Basel)*, 21(10). <https://doi.org/10.3390/s21103331>
- Arora, O., Ahmed, N., Nallaswamy, D., Ganapathy, D., & Srinivasan, M. (2024). Denture base materials: An in vitro evaluation of the mechanical and color properties. *J Dent*, 145, 104993. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104993>
- Bozoğulları, H. N., & Temizci, T. (2023). Evaluation of the Color Stability, Stainability, and Surface Roughness of Permanent Composite-Based Milled and 3D Printed CAD/CAM Restorative Materials after Thermocycling. *Applied Sciences*, 13(21), 11895. <https://www.mdpi.com/2076-3417/13/21/11895>

- Celikel, P., & Sengul, F. (2024). Investigating the impact of post-curing cycles on surface hardness and color stability in 3D printed resin crowns. *Odontology*. <https://doi.org/10.1007/s10266-024-00956-8>
- Cho, S. M., Young Kim, R. J., Park, J. M., Chung, H. M., & Kim, D. Y. (2024). Trueness, physical properties, and surface characteristics of additive-manufactured zirconia crown. *J Mech Behav Biomed Mater*, 154, 106536. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106536>
- Daghrery, A. (2023). Color Stability, Gloss Retention, and Surface Roughness of 3D-Printed versus Indirect Prefabricated Veneers. *J Funct Biomater*, 14(10). <https://doi.org/10.3390/jfb14100492>
- Daher, R., Ardu, S., di Bella, E., Krejci, I., & Duc, O. (2024). Efficiency of 3D printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production. *J Prosthet Dent*, 131(5), 943-950. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.08.001>
- Dawood, A., Marti Marti, B., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *Br Dent J*, 219(11), 521-529. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>
- Espinar, C., Della Bona, A., Pérez, M. M., & Pulgar, R. (2022). Color and optical properties of 3D printing restorative polymer-based materials: A scoping review. *J Esthet Restor Dent*, 34(6), 853-864. <https://doi.org/10.1111/jerd.12904>
- Espinar, C., Della Bona, A., Tejada-Casado, M., Pulgar, R., & Pérez, M. M. (2023). Optical behavior of 3D-printed dental restorative resins: Influence of thickness and printing angle. *Dent Mater*, 39(10), 894-902. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.08.003>
- Gupta, R., & Brizuela, M. (2024). Dental Impression Materials. In *StatPearls*. StatPearls Publishing Copyright © 2024, StatPearls Publishing LLC.
- Güntekin, N., & Tunçdemir, A. R. (2024). Comparison of volumetric loss and surface roughness of composite dental restorations obtained by additive and subtractive manufacturing methods. *Heliyon*, 10(4), e26269. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e26269>
- Helal, M. A., Abdelrahim, R. A., & Zeidan, A. A. E. (2023). Comparison of Dimensional Changes Between CAD-CAM Milled Complete Denture Bases and 3D Printed Complete Denture Bases: An In Vitro Study. *J Prosthodont*, 32(S1), 11-19. <https://doi.org/10.1111/jopr.13538>
- Hoffmann, M., Stawarczyk, B., Günster, J., & Zocca, A. (2024). Influence of additives and binder on the physical properties of dental silicate glass-ceramic feedstock for additive manufacturing. *J Mech Behav Biomed Mater*, 155, 106563. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106563>
- Jung, G. K., Mora, S. N., Yune, S. S., Petrich, A., Hernandez-Feldpausch, M., Hamlin, C. M., Tuamokumo, F. O., & Kim, J. J. (2024). Effects of aging on attachment of *Candida albicans* to conventional heat-polymerized, CAD-CAM milled, and CAD-CAM 3D- printed acrylic resin bases. *J Prosthodont*. <https://doi.org/10.1111/jopr.13844>

- Kagaoan, Z., Liu, X., Cameron, A., Aarts, J., & Choi, J. J. E. (2024). Factors influencing the bond strength of additively manufactured crown materials in dentistry: A systematic review of in vitro studies. *J Dent*, 144, 104908. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104908>
- Kollmuss, M., Edelhoff, D., Schwendicke, F., & Wuerschling, S. N. (2024). In Vitro Cytotoxic and Inflammatory Response of Gingival Fibroblasts and Oral Mucosal Keratinocytes to 3D Printed Oral Devices. *Polymers (Basel)*, 16(10). <https://doi.org/10.3390/polym16101336>
- Leven, R., Schmidt, A., Binder, R., Kampschulte, M., Vogler, J., Wöstmann, B., & Schlenz, M.A. (2022). Accuracy of Digital Impression Taking with Intraoral Scanners and Fabrication of CAD/CAM Posts and Cores in a Fully Digital Workflow. *Materials (Basel)*, 15(12). <https://doi.org/10.3390/ma15124199>
- Lim, J. H., Lee, S. Y., Gu, H., Jin, G., & Kim, J. E. (2022). Evaluating oxygen shielding effect using glycerin or vacuum with varying temperature on 3D printed photopolymer in post-polymerization. *J Mech Behav Biomed Mater*, 130, 105170. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105170>
- Liu, C. M., Lin, W. C., & Lee, S. Y. (2024). Evaluation of the efficiency, trueness, and clinical application of novel artificial intelligence design for dental crown prostheses. *Dent Mater*, 40(1), 19-27. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.10.013>
- Ortega, N. M., Revilla-León, M., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Barmak, A. B., & Gómez-Polo, M. (2024). Comparison of surface roughness of additively manufactured implant-supported interim crowns fabricated with different print orientations. *J Prosthodont*, 33(2), 141-148. <https://doi.org/10.1111/jopr.13645>
- Park, S. M., Park, J. M., Kim, S. K., Heo, S. J., & Koak, J. Y. (2020). Flexural Strength of 3D- Printing Resin Materials for Provisional Fixed Dental Prostheses. *Materials (Basel)*, 13(18). <https://doi.org/10.3390/ma13183970>
- Perlea, P., Stefanescu, C., Dalaban, M. G., & Petre, A. E. (2024). Experimental study on dimensional variations of 3D printed dental models based on printing orientation. *Clin Case Rep*, 12(3), e8630. <https://doi.org/10.1002/ccr3.8630>
- Peskersoy, C., & Oguzhan, A. (2024). Evaluation of the Mechanical and Adhesion Characteristics of Indirect Restorations Manufactured with Three-Dimensional Printing. *Polymers (Basel)*, 16(5). <https://doi.org/10.3390/polym16050613>
- Pitzanti, G., Mohylyuk, V., Corduas, F., Byrne, N. M., Coulter, J. A., & Lamprou, D. A. (2024). Urethane dimethacrylate-based photopolymerizable resins for stereolithography 3D printing: A physicochemical characterisation and biocompatibility evaluation. *Drug Deliv Transl Res*, 14(1), 177-190. <https://doi.org/10.1007/s13346-023-01391-y>
- Radwan, M., Abdou, A., Tawfik, A., Bills, P., Blunt, L., Kusumasari, C., & Mahrous, A. (2024).
- Trueness of vat-photopolymerization printing technology of interim fixed partial denture with different building orientation: A Microcomputed tomography study. *J Clin Exp Dent*, 16(4), e494-e502. <https://doi.org/10.4317/jced.61422>

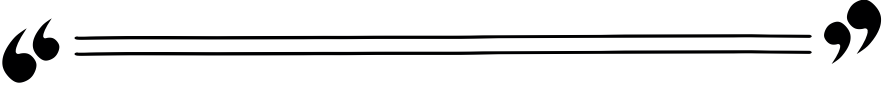
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*, 28(2), 146-158. <https://doi.org/10.1111/jopr.12801>
- Reymus, M., Fabritius, R., Keßler, A., Hickel, R., Edelhoff, D., & Stawarczyk, B. (2020). Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clin Oral Investig*, 24(2), 701-710. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02952-7>
- Saeed, E. A. M., Alaghbari, S. S., & Lin, N. (2023). The impact of digitization and conventional techniques on the fit of fixed partial dentures FPDs: systematic review and Meta-analysis. *BMC Oral Health*, 23(1), 965. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03628-1>
- Saini, R. S., Gurumurthy, V., Quadri, S. A., Bavabeedu, S. S., Abdelaziz, K. M., Okshah, A., Alshadidi, A. A. F., Yessayan, L., Mosaddad, S. A., & Heboyan, A. (2024). The flexural strength of 3D-printed provisional restorations fabricated with different resins: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*, 24(1), 66. <https://doi.org/10.1186/s12903-023-03826-x>
- Salmi, M. (2021). Additive Manufacturing Processes in Medical Applications. *Materials (Basel)*, 14(1). <https://doi.org/10.3390/ma14010191>
- Sasany, R., Jamjooon, F. Z., Kendirci, M. Y., & Yilmaz, B. (2024). Effect of Printing Layer Thickness on Optical Properties and Surface Roughness of 3D-Printed Resins: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont*, 37(7), 165-173. <https://doi.org/10.11607/ijp.8965>
- Schweiger, J., Edelhoff, D., & Schubert, O. (2024). 3D printing of ultra-thin veneers made of lithium disilicate using the LCM method in a digital workflow: A feasibility study. *J Esthet Restor Dent*, 36(4), 588-594. <https://doi.org/10.1111/jerd.13155>
- Seth, C., Bawa, A., & Gotfredsen, K. (2024). Digital versus conventional prosthetic workflow for dental students providing implant-supported single crowns: A randomized crossover study. *J Prosthet Dent*, 131(3), 450-456. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.03.031>
- Silva, S., Silva, N. R., Santos, J., Moreira, F., Özcan, M., & Souza, R. (2024). Accuracy, adaptation and margin quality of monolithic zirconia crowns fabricated by 3D printing versus subtractive manufacturing technique: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Journal of Dentistry*, 105089. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105089>
- Siqueira, J., Rodriguez, R. M. M., Campos, T. M. B., Ramos, N. C., Bottino, M. A., & Tribst, J. P. M. (2024). Characterization of Microstructure, Optical Properties, and Mechanical Behavior of a Temporary 3D Printing Resin: Impact of Post-Curing Time. *Materials (Basel)*, 17(7). <https://doi.org/10.3390/ma17071496>
- Spitznagel, F. A., Boldt, J., & Gierthmuehlen, P. C. (2018). CAD/CAM Ceramic Res-

- torative Materials for Natural Teeth. *Journal of Dental Research*, 97(10), 1082-1091. <https://doi.org/10.1177/0022034518779759>
- Stanley, M., Paz, A. G., Miguel, I., & Coachman, C. (2018). Fully digital workflow, integrating dental scan, smile design and CAD-CAM: case report. *BMC Oral Health*, 18(1), 134. <https://doi.org/10.1186/s12903-018-0597-0>
- Suksuphan, P., Krajangta, N., Didron, P. P., Wasanapiarnpong, T., & Rakmanee, T. (2024). Marginal adaptation and fracture resistance of milled and 3D-printed CAD/CAM hybrid dental crown materials with various occlusal thicknesses. *J Prosthodont Res*, 68(2), 326-335. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.035>
- Temizci, T., & Bozoğulları, H. N. (2024). Effect of thermocycling on the mechanical properties of permanent composite-based CAD-CAM restorative materials produced by additive and subtractive manufacturing techniques. *BMC Oral Health*, 24(1), 334. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04016-z>
- Tsolakis, I. A., Papaioannou, W., Papadopoulou, E., Dalampira, M., & Tsolakis, A. I. (2022). Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing. *Dent J (Basel)*, 10(10). <https://doi.org/10.3390/dj10100181>
- Vag, J., Stevens, C. D., Badahman, M. H., Ludlow, M., Sharp, M., Brenes, C., Mennito, A., & Renne, W. (2023). Trueness and precision of complete arch dentate digital models produced by intraoral and desktop scanners: An ex-vivo study. *J Dent*, 139, 104764. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2023.104764>
- Zhang, Z. C., Li, P. L., Chu, F. T., & Shen, G. (2019). Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop*, 80(4), 194-204. <https://doi.org/10.1007/s00056-019-00180-y>
- Zhu, H., Jiang, J., Wang, Y., Wang, S., He, Y., & He, F. (2024). Additive manufacturing of dental ceramics in prosthodontics: The status quo and the future. *J Prosthodont Res*. [https://doi.org/10.2186/jpr.JPR\\_D\\_23\\_00119](https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_23_00119)
- Zinelis, S., Panayi, N., Polychronis, G., Papageorgiou, S. N., & Eliades, T. (2022). Comparative analysis of mechanical properties of orthodontic aligners produced by different contemporary 3D printers. *Orthod Craniofac Res*, 25(3), 336-341. <https://doi.org/10.1111/ocr.12537>





# PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE LASERİN KULLANIM ALANLARI



*Mahmut Sertaç ÖZDOĞAN<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Doçent Doktor, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID ID: 0000-0003-1312-8794

## **Giriş**

Lazerler diş hekimliğinde özellikle son 20–25 yılda, restoratif ve protetik tedavilerin neredeyse her aşamasına entegre olmuş durumda. Erbiyum, diyot, Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerler; diş preparasyonu, yumuşak doku şekillendirilmesi, gingival retraksiyon, seramik ve zirkonya yüzey işlemleri, implant çevresi yumuşak doku yönetimi gibi birçok alanda klasik yöntemlere alternatif ya da tamamlayıcı olarak kullanılıyor. (Arul vd., 2024; Binrayes vd., 2024; Nagaraj vd., 2012; Sakarna vd., 2025; Diaconu vd., 2024).

Aşağıda lazerlerin diş hekimliğinde genel yeri, protetik diş tedavisindeki özel kullanımları, diş kesiminde (preparasyon) rolü, restorasyon tutuculuğuna etkisi ve diş preparasyonu sırasında diş etinin lazerle düzeltilmesi başlıkları altında güncel literatür özetlenmiştir.

## **Diş hekimliğinde lazerlerin temel tipleri ve etki mekanizmaları**

### **Kullanılan başlıca lazer tipleri**

Diş hekimliğinde en sık kullanılan lazer tipleri şu şekilde özetlenebilir ( Arul vd., 2024; Binrayes., 2024; Nagaraj vd., 2012; Sakarna vd., 2025; Diaconu vd., 2024).

### **Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler**

Dalga boyu su ve hidroksiapatit tarafından güçlü şekilde absorbe edilir  
Mine, dentin ve kemikte kontrollü ablyasyon sağlayabilir

Sert doku preparasyonu, kariojen dokunun uzaklaştırılması, kemik ve yumuşak doku cerrahisinde kullanılır

### **Nd:YAG ve diyot lazerler**

Pigmente dokular tarafından daha fazla absorbe edilir

Periodontal ceplerin dezenfeksiyonu, yumuşak doku cerrahisi, gingivektomi, frenektomi ve fotobiyomodülasyon için uygundur

### **CO<sub>2</sub> lazerler**

Suya yüksek afiniteleri sayesinde güçlü kesim ve koagülasyon sağlar

Gingivektomi, küçük yumuşak doku lezyonlarının eksizyonu ve bazı periimplant cerrahilerde kullanılır

### **Argon ve diğer lazerler**

Tarihsel olarak kompozit polimerizasyonu ve bazı yumuşak doku işlemlerinde bildirilmiş olsa da güncel klinik uygulamada daha sınırlı yer tutar

### **Biyofizik etki; sert ve yumuşak dokuda davranış**

Lazer ışını, dokuya ulaştığında yansıma, iletim, saçılma ve absorbsiyon süreçlerine uğrar. Absorbe olan enerji; fototermal, fotoablyasyon, fotomekanik

ya da fotobiyomodülatör etkiyle kliniğe yansır. Erbiyum lazerlerde ablasyon, doku içi suyun ani genişmesine bağlı mikro patlamalarla gerçekleşir; bu sayede freze kıyasla daha az çatlak ve smear tabakası bırakabildiği gösterilmiştir (Dunn vd., 2005; Davoudi vd., 2016).

Yumuşak dokuda diyet, Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerler, koagülasyon ve hemostazi belirgin artırarak “kanamasız” cerrahiye yaklaşan bir alan sunar; bu durum özellikle protetik tedavide gingival konturlama ve retraksiyon aşamalarında önemlidir. (Nagaraj vd., 2012; Kazakova vd., 2023; Makakova vd., 2024; Akram vd., 2017; Borzabadi-Farahani vd., 2025; Bader vd., 2006).

### **Protetik diş tedavisinde lazerin genel yeri**

Güncel derlemeler lazerlerin protetik diş tedavisinde kullanımını üç ana başlıkta toplar (Arul vd., 2024; Binrayes vd., 2024; Nagaraj vd., 2012; Sakarna vd., 2025).

#### **Sert doku uygulamaları**

Diş kesimi ve kavite/preparasyon

Dentin hassasiyetinin azaltılması

Post boşluğunun hazırlanması, fiber post yüzey işlemleri

#### **Yumuşak doku uygulamaları**

Gingivektomi, gingivoplasti

Estetik kron boyu uzatma işlemleri

Gingival troughing, gingival retraksiyon

Frenektomi, mukogingival cerrahi, periimplant yumuşak doku şekillendirme

#### **Restorasyon ve materyal yüzey işlemleri**

Zirkonya, lityum disilikat, rezin-matris seramiklerin iç yüzeylerinin pürüzlendirilmesi

Metal, oksit seramik ve fiber post yüzeylerinin adeziv sistemlere hazırlanması

Adeziv simantasyon öncesi mine ve dentin yüzey modifikasyonu

Birçok güncel derleme lazer kullanımının özellikle protetik tedavide hasta konforu, dokuya saygılı preparasyon, kan kontrolü, çalışma alanının netliği ve adeziv sistemlerin optimizasyonu açısından önemli avantajlar sunduğunu; ancak protokollerin tam standardize olmaması ve cihaz maliyetlerinin yaygın kullanımı sınırladığını vurgular (Arul vd., 2024; Binrayes vd., 2024; Nagaraj vd. 2012; Sakarna vd., 2025; Bader vd., 2006).

## **Diş kesiminde (preparasyon) lazerin yeri**

### **Er:YAG lazer ile diş preparasyonu**

Er:YAG lazer, mine ve dentinde freze alternatif en güçlü aday olarak gösterilmektedir. Birden çok in vitro ve klinik çalışma, Er:YAG lazerin diş sert dokusunda konservatif preparasyon yapabildiğini, pulpada ısı artışını sınırlı tuttuğunu ve çoğu zaman daha az lokal anestezi gerektirdiğini bildirmektedir. (Zhang vd., 2020; Lin vd., 2025; Rafeie vd., 2023; Dunn 2005). Sarmadi ve arkadaşlarının randomize kontrollü çalışmasında, Er:YAG ile kavite preparasyonu yapılan hastalarda; işlem süresi daha uzun olmasına rağmen, gürültü ve vibrasyonun olmaması sayesinde hasta konforu daha yüksek bulunmuştur (Sarmadi vd., 2021).

Son yıllarda hem çocuk hem erişkin hastalarda yapılan çalışmalar, Er:YAG lazer ile karyöz doku kaldırmanın, freze kıyasla daha az ağrı algısı ve daha az anestezi gereksinimi ile ilişkili olduğunu bildiriyor (Sarmadi vd., 2021).

### **Lazerle preparasyonun bağlanma dayanımına etkisi**

Lazerle kesilmiş mine ve dentin yüzeylerinde adeziv sistemlerin bağlanma performansı uzun süredir tartışılıyor.

Zhang ve ark. tarafından yapılan meta-analizde, Er:YAG ile hazırlanan mine ve dentinde kompozit rezinin kesme bağlanma dayanımının, konvansiyonel freze hazırlanan yüzeylere göre genel olarak daha yüksek olduğu bildirilmiş; ancak çalışmalar arasında heterojenite oldukça yüksek bulunmuştur. (Zhang vd., 2020).

Lin ve ark. tarafından yapılan daha yeni bir meta-analiz, tek başına Er:YAG lazer pretretmanın, klasik total-etch protokolüne göre daha düşük bağlanma gösterebildiğini; fakat lazerin asitle pürüzlendirme ile kombine kullanımının bağlanma dayanımını anlamlı biçimde artırdığını vurgulamıştır (Lin vd., 2025).

Çeşitli in vitro çalışmalar ise, Er:YAG ile preparasyonun dentinde smear tabakasını azaltıp dentin tübüllerini nispeten açık bıraktığını, bunun da bazı adeziv sistemler için avantaj, bazıları için dezavantaj oluşturabildiğini rapor etmektedir (Rafeie vd., 2023; Dunn vd., 2005; Davoudi vd., 2016; Dönmez vd., 2019).

Genel eğilim şu şekilde özetlenebilir:

Er:YAG ile preparasyon, kompozit restorasyonların bağlanması açısından freze kadar, hatta uygun protokollerle daha iyi sonuç verebilir

Ancak bu olumlu etki, kullanılan lazer parametrelerine, adeziv sistem tipine, mine/dentin oranına ve yüzeyin sonrasında asit ile kondisyone edilip edilmediğine oldukça bağlıdır

## **Lazerin diş kesiminde avantaj ve dezavantajları**

### **Avantajlar**

Daha az gürültü ve vibrasyon, anksiyetesi yüksek ve çocuk hastalarda kooperasyonu artırabilir ( Sarmadi vd., 2021).

Bazı çalışmalarda daha az ya da hiç anestezi gereksinimi bildirilmiştir

Mikroyapısal olarak dentin tübüllerinin daha açık kalması ve smear tabakasının azalması, bazı adeziv sistemlerde bağlanmayı destekleyebilir (Dunn vd., 2005; Davoudi vd., 2016).

### **Dezavantajlar ve sınırlılıklar**

Preparasyon süresi freze göre daha uzundur, eğri öğrenme süresi vardır

Parametre seçimi yanlış olduğunda yüzeyde çatlak, erime ve karbonizasyon görülebilir; bu da bağlanmayı olumsuz etkileyebilir

Cihaz maliyeti yüksektir, bakım gerektirir

Tüm adeziv sistemler lazerle hazırlanmış yüzeylerde aynı başarıyı göstermemektedir; üretici protokollerinin dışına çıkmak gerekebilir (Zhang vd., 2020; Lin 2025; Dönmez vd., 2019). Diş kesiminde lazer, özellikle Er:YAG olmak üzere, klasik frezlere tam bir ikame olmaktan ziyade, seçilmiş vakalarda ve doğru protokolle kullanıldığında önemli avantajlar sağlayabilen bir alternatiftir.

### **Restorasyonun tutuculuğunda lazerin yeri**

Protetik tedavide başarının anahtarlarından biri, restorasyonun diş ya da implantüstü yapıya uzun dönem stabil ve sızdırmaz şekilde bağlanmasıdır. Lazerler bu noktada hem diş yüzeyinde, hem de restoratif materyal yüzeyinde farklı roller üstlenir.

### **Mine ve dentin yüzeyinde lazer uygulamaları**

Daha önce bahsedildiği gibi, Er:YAG ile preparasyon ve yüzey işlemi; dentin ve minede bağlanma dayanımını değiştirebilir. İn vitro çalışmaların çoğu, lazer sonrası mutlaka adeziv sistemin önerdiği asit uygulaması ya da ek yüzey işlemi yapılmasını önermektedir (Zhang vd., 2020; Lin 2025; Dunn vd., 2005; Davoudi vd., 2016).

Bazı çalışmalar, Er:YAG lazerle kondisyone edilen dentinde mikromekanik retansiyonun arttığını ve hibrit tabaka oluşumunun daha belirgin olabileceğini göstermiştir

Ancak parametreler çok agresif seçildiğinde, yüzeyde erimiş tabakalar oluşabilmekte ve bağlanma dayanımı düşebilmektedir (Zhang vd., 2020; Lin vd; 2025).

Nd:YAG ve diyet lazerler ise daha çok dentin hassasiyetinin azaltılması amacıyla kullanılır; tübül tıkanmasına yol açarak ağrıyı azaltırken, adeziv sistemlerin bağlanmasını hafifçe azaltabildiği ya da değiştirebildiği bildirilmiştir (Sarı vd; 2019).

### **Zirkonya ve seramik yüzeylerinde lazer uygulamaları**

Zirkonya ve yüksek dayanımlı seramikler, klasik asitle pürüzlendirme protokollerine sınırlı yanıt verdiği için, tutucu simantasyon öncesi lazerle yüzey işlemi önemli bir araştırma alanı haline gelmiştir.

### **Sistematik derlemeler ve meta-analizler**

Bitencourt ve ark., zirkonyaya lazer uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü artırabildiğini ve genel olarak rezin siman ile bağlanma dayanımını yükseltme eğiliminde olduğunu bildirmiştir, ancak Er:YAG'ın bazı alt analizlerde kontrol grubuna göre anlamlı fark göstermediği de vurgulanmaktadır (Bitencourt vd., 2021).

Batista ve ark. ile Batista grubuna benzer sistematik derlemeler, zirkonya yüzeyinde kumlama, tribokimyasal silika kaplama, asitleme ve lazer gibi yöntemleri karşılaştırmış; lazerin tek başına standart bir protokol haline geldiğini söylemek için henüz erken olduğunu, ancak belirli parametrelerde kumlama veya MDP içeren simanlarla kombine edildiğinde yeterli bağlanma sağlanabileceğini belirtmiştir (Batista vd., 2024).

Kasraei ve ark., CO<sub>2</sub> ve Er:YAG lazerle zirkonya yüzeyinin pürüzlendirilmesinin, yalnızca kumlanmış kontrol gruplarına kıyasla rezin simanın kesme bağlanma dayanımını anlamlı artırabildiğini göstermiştir (Kasraei vd., 2014).

### **Bireysel çalışmalar**

Altan ve ark., farklı monolitik zirkonya CAD/CAM materyallerinde çeşitli yüzey işlemlerini kıyaslamış; kumlama ile birlikte uygulanan lazer yüzey işlemlerinin bazı materyallerde ek avantaj sağlarken, bazılarında yüzeye zarar verebildiğini rapor etmiştir (Altan vd., 2019).

Yeni nesil zirkonyalar üzerinde farklı pürüzlendirme tekniklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, lazer protokollerinin materyale özgü ayarlanması gerektiği, aksi halde yüzey çatlakları ve faz değişimlerinin uzun dönem stabiliteyi olumsuz etkileyebileceği vurgulanmıştır (Kumar vd., 2023; Comino-Garayoa vd., 2021).

### **Klinik yorum:**

Güncel kanıta göre, zirkonya ve yüksek dayanımlı seramiklerde sadece lazerle yüzey işlemi, kendi başına standart bir yöntem olarak henüz kabul görmüş değildir

En sık önerilen yaklaşım, kumlama + MDP içeren rezin siman olup, lazer bu protokole materyale ve cihaza özgü parametrelerle eklenebilecek bir yardımcı yöntem konumundadır

### **Rezin-matris seramikler, fiber postlar ve diğer yüzeyler**

Rezin-matris seramikler ve cam fiber postlar da lazer yüzey işlemlerinden etkilenir:

Cam fiber postlarda Er:YAG lazerle yüzey işleminin, sandblasting'e göre daha yüksek push-out bağlanma dayanımı sağlayabildiği bildirilmiştir (Elalfy vd., 2025).

Rezin-matris seramiklerde ise üretici tarafından önerilen kumlama ve silan protokollerinin yanında, lazerin ek bir pürüzlendirme aracı olarak kullanılabilirliği; ancak parametre standardizasyonunun yetersiz olduğu belirtilmektedir (Rafeie vd., 2023; Davoudi vd., 2016).

### **Özetle:**

Lazerler, uygun şekilde uygulandığında restorasyon tutuculuğunu hem dış yüzeyinde hem de materyal yüzeyinde olumlu etkileyebilir; ancak tüm materyaller için geçerli, tek ve net bir lazer protokolü henüz tanımlı değildir. Bu nedenle, her vaka ve materyal için literatüre ve üretici önerilerine dayalı, dikkatli bir protokol seçimi gereklidir.

### **Diş preparasyonu sırasında diş etinin lazerle düzeltilmesi**

Sabit protetik tedavide marjinlerin doğru okunabilmesi, kuru ve kanamasız bir çalışma alanı, biyolojik genişliğe saygılı bir gingival kontur; hem estetik hem de fonksiyon için zorunludur. Lazerler bu alanda klasik bistüri ve retraksiyon ipine güçlü bir alternatif sunar.

### **Gingivektomi ve gingivoplasti**

Diyot, Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerler; gingivektomi, gingivoplasti ve estetik kron boyu uzatma gibi işlemlerde sıkça kullanılmaktadır (Nagaraj vd., 2012; Kazakova et al; 2023; Borzabadi-Farahani vd., 2025).

Kazakova ve ark., sabit protez öncesi fazla gingival dokunun diyot lazerle uzaklaştırıldığı 41 dişi içeren çalışmada, iyileşmenin hızlı, postoperatif rahatsızlığın minimal olduğunu ve kron preparasyonuna geçişin komplikasyonsuz ilerlediğini bildirmiştir (Kazakova vd., 2023).

Kron boyu uzatma amacıyla yapılan lazer destekli gingivektomi ve osteoplasti işlemlerinde, lazerin hemostatik etkisi sayesinde cerrahi alanın daha net olduğu, sütür ihtiyacının azaldığı ve geçici restorasyonların aynı seans içinde uygulanabildiği gösterilmiştir (Esteves-Oliveira vd., 2025).

## Gingival troughing ve retraksiyon

İmplantüstü veya dişüstü sabit restorasyonların ölçüsünde, marjinin tam olarak kaydedilebilmesi için sulkusun kontrollü şekilde açılması gerekir. Klasik yöntem retraksiyon ipleri ve kimyasal ajanlardır; buna alternatif olarak lazerle gingival troughing yaygınlaşmıştır (Makakova vd., 2024; Akram vd., 2017).

Gingival sulkusu lazerle açmanın, özellikle diyot ve Er:YAG lazerlerle;

Daha az kanama

Daha kısa işlem süresi

Hasta konforunda artış

Bazı çalışmalarda daha iyi marjin okunabilirliği sağladığı bildirilmiştir (Makakova vd., 2024; Akram vd., 2017).

Makakova ve ark.'nın yakın tarihli çalışmasında, diyot lazer ile yapılan gingival retraksiyon, klasik epinefrin veya alüminyum klorür emdirilmiş retraksiyon ipi ile karşılaştırılmış; lazer grubunda postoperatif gingival resesyonun daha az, sulkus genişliğinin ise yeterli olduğu rapor edilmiştir (Makakova vd., 2024).

Daha önceki karşılaştırmalı çalışmalarda da, Er:YAG lazer ile yapılan gingival troughing işlemlerinin; retraksiyon iplerine göre daha hızlı iyileşme, daha az enflamasyon ve hasta konforunda artış sağladığı gösterilmiştir (Akram vd., 2017).

## Biyolojik genişlik ve doku sağlığı açısından değerlendirme

Lazerle yumuşak doku şekillendirilirken **biyolojik genişliğe saygı** temel ilkedir. Lazerler sadece epitel ve bağ dokusunu değil, kemik dokuyu da etkileyebilecek enerji yoğunluğuna sahip olduğundan; parametreler ve çalışma mesafesi doğru seçilmezse gereksiz ataşman kaybı ve kemik rezorbsiyonu oluşabilir (Lee vd., 2006; Walid., 2020).

Bu nedenle:

Marjinin subgingival yerleştirileceği durumlarda; öncelikle radyografik ve klinik değerlendirme ile mevcut biyolojik genişliğin ölçülmesi

Sadece yumuşak doku re-konturlaması gereken olgularda, kemik seviyesine zarar vermeyecek lazer tip ve parametrelerinin seçilmesi

Sert doku (kemik) düzeltimi gerektiren gerçek kron boyu uzatma olgularında, periodontal cerrahi prensiplerle hareket edilmesi önerilmektedir (Arul vd., 2024; Binrayes vd., 2024; Nagaraj vd., 2012; Lee., 2006; Walid., 2020).

## Lazerin implant ve protetik ilişkili diğer alanlardaki rolü

Doğrudan sorunuzun dışında kalsa da, protetik diş tedavisinin önemli bir parçası olan implantüstü restorasyonlarda lazerlerin rolü kısaca anılmaya değerdir:

**Periimplantitis tedavisi:** Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve CO<sub>2</sub> lazerler; mekanik dekontaminasyona ek olarak kullanılmakta, cep derinliği ve kanama indeksinde azalma sağlayabilmektedir (Binrayes vd., 2024; Borzabadi-Farahani vd., 2025; Esteves-Oliveira vd., 2025)

**Fotobiyomodülasyon (LLLT/PBM):** Diode lazerlerle düşük doz ışık uygulaması, erken implant stabilitesini ve osseointegrasyonu destekleyebilen bir yardımcı yöntem olarak rapor edilmiştir (Binrayes., 2024; Esteves-Oliveira vd., 2025)

Bu alanlar, protetik planlamada implant seçiminden geçici restorasyon protokolüne kadar birçok kararı etkilediği için, genel lazer bilgisinin bir parçası olarak değerlendirilmelidir.

### Klinik açıdan özet: sorularınızın doğrudan yanıtı

#### “Diş hekimliğinde ve protetik diş tedavisinde lazerin yeri nedir?”

Lazerler, protetik diş tedavisinde **hem sert doku hem yumuşak doku** aşamalarında kullanılan, klasik yöntemlerin tamamlayıcısı bir teknolojidir

Özellikle

Diş preparasyonu ve kaviteğin hazırlanması

Gingivektomi, gingivoplasti, estetik kron boyu uzatma

Gingival troughing ve retraksiyon

Zirkonya ve seramik yüzey işlemleri

Fiber post ve rezin-matris seramik yüzey hazırlığı alanlarında önemli roller üstlenir. (Lee vd., 2006; Walid vd 2020; Arul vd., 2024; Binrayes., 2024; Nagaraj vd., 2012; Sakarna vd., 2025; Diaconu vd., 2024).

#### “Diş kesiminde lazerin yeri var mı?”

Evet, özellikle Er:YAG lazer, mine ve dentinde diş kesimi ve kavite/preparasyon için etkin bir alternatiftir

Çalışmalar;

Hasta konforunun artması

Daha az anestezi gereksinimi

Pulpal ısı artışının kontrollü olduğu

Bağlanma dayanımının uygun protokollerle freze kadar, hatta bazı durumlarda daha iyi olabildiğini göstermektedir. (Zhang vd., 2020; Lin vd., 2025; Rafeie vd., 2023; Dunn vd., 2005; Bader vd., 2006; Esteves-Oliveira vd., 2025).

Ancak bu, frezlerin tamamen devre dışı kaldığı anlamına gelmez; lazerle preparasyon özellikle seçilmiş vakalarda, iyi eğitilmiş operatör ve uygun parametreler ile ideal sonuç verir.

### **“Restorasyonun tutuculuğunda lazerin yeri var mı?”**

#### **Diş yüzeyi açısından:**

Er:YAG ile hazırlanan mine ve dentinde, kompozit ve rezin simanların bağlanma dayanımı çoğu çalışmada konvansiyonel frezle benzer veya daha yüksek bulunmuştur; ancak mutlaka adeziv sistemin önerdiği asit ve primer protokoller ile kombine edilmelidir (Zhang vd., 2020; Lin vd., 2025; Rafeie vd., 2023; Dunn vd., 2005; Davoudi vd., 2016; Dönmez vd., 2019).

#### **Restorasyon yüzeyi açısından (zirkonya, seramik, fiber post):**

Zirkonya ve yüksek dayanımlı seramiklerde lazerle pürüzlendirme, bazı protokollerde yüzey pürüzlülüğünü ve bağlanmayı artırabilmektedir; fakat sistematik derlemeler, standart ve tek bir lazer protokolü için henüz yeterli kanıt olmadığını vurgular (Altan vd., 2019; Kasraei vd., 2014; Bitencourt vd.; 2021; Kumar vd., 2023; Comino-Garayoa vd., 2021).

Cam fiber postlarda Er:YAG yüzey işlemi, bazı çalışmalarda sandblasting'e göre daha iyi retansiyon göstermiştir (Elalfy vd., 2025).

Dolayısıyla lazer; restorasyonun tutuculuğunu artırmada potansiyel olarak güçlü bir araçtır, ancak her materyal ve adeziv sistem için ayrı ayrı ele alınmalı, parametreler dikkatle seçilmelidir.

### **“Diş preparasyonu sırasında diş etini düzeltir mi?”**

Evet, özellikle diyet, Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerler, diş preparasyonu öncesi veya sırasında diş etinin şekillendirilmesi, fazla dokunun uzaklaştırılması, sulkusun açılması ve gingival retraksiyon için yaygın olarak kullanılmaktadır (Nagaraj., 2012; Kazakova vd; Makakova vd., 2024; Akram vd; 2017; Borzabadi-Farahani vd., 2025; Lee vd., 2006; Gokulanathan vd., 2024; Borzabadi-Farahani vd., 2025).

Lazerle yapılan gingivektomi ve gingivoplasti işlemleri;

Daha az kanama

Daha net görüş alanı

Çoğu zaman sütür gerektirmeyen cerrahi

Ölçü alma ve geçici restorasyon uygulamasına hemen geçebilme gibi avantajlar sağlar (Kazakova vd., 2023; Borzabadi-Farahani vd., 2025; Bader vd., 2006; Gokulanathan vd., 2014).

Gingival troughing prosedüründe, lazerle retraksiyon ipine kıyasla daha hızlı iyileşme ve daha az enflamasyon bildirilmiştir (Makakova vd., 2024; Akram vd., 2017).

### **Genel değerlendirme ve pratik öneriler**

#### **Hangi hasta ve vakalarda lazerle diş kesimi mantıklı?**

Anksiyetesi yüksek, frez sesinden rahatsız olan hastalar

Çocuk ve genç hastalar

Pulpaya yakın preparasyon gerektiren, konservatif yaklaşımın önemli olduğu vakalar

Ancak cihaz bulunabilirliği, eğitim düzeyi ve ekonomik faktörler de hesaba katılmalıdır.

#### **Restorasyon tutuculuğu açısından nasıl bir yaklaşım izlenmeli?**

Diş yüzeyinde: Er:YAG ile preparasyon yapılmışsa, mutlaka üretici protokolüne uygun asit ve adeziv sistem kullanılmalı, gerekirse self-etch yerine total-etch tercih edilmeli

Zirkonya ve yüksek dayanımlı seramiklerde: Kumlama + MDP içeren rezin siman temel protokol olarak kabul edilmeli; lazer, materyal ve cihazınıza uygun parametrelerle bu protokole eklenebilecek yardımcı bir yöntem olarak düşünülmeli

#### **Diş eti şekillendirmede lazer mi, klasik yöntem mi?**

İnce biyo-tip, antikoagülan kullanan hastalar, estetik bölgedeki marjin düzeltimleri, minimal invaziv kron boyu uzatma gibi durumlarda diyet/CO<sub>2</sub>/Er:YAG lazerler önemli avantaj sunar

Biyolojik genişlik ihlali riskinin bulunduğu, geniş kemik rezeksiyonu gerektiren olgularda ise klasik periodontal cerrahi prensiplerinden vazgeçilmeli, lazer yalnızca yardımcı rol üstlenmelidir

### **Kanıt düzeyi**

Lazerlerin protetik diş tedavisindeki çoğu endikasyonu için elimizde randomize kontrollü çalışmalar, sistematik derlemeler ve meta-analizler bulunmakla birlikte; protokollerin heterojenliği yüksek, örneklem büyüklükleri görece sınırlıdır (Arul vd., 2024; Binrayes vd., 2024; Nagaraj vd., 2012; Sakarna vd., 2025; Bitencourt vd., 2021; Lin vd., 2025 Kasraei vd., 2014; Altan vd., 2019; Kumar vd., 2023; Comino-Garayoa vd., 2021).

Lazerler, protetik diş tedavisinde vazgeçilmez hale gelmiş bir yardımcı teknoloji konumunda; doğru endikasyon ve protokolle kullanıldığında hem hasta konforunu hem de biyolojik ve mekanik sonuçları iyileştirebilir

Ancak cihazın “var olması” tek başına yeterli değildir; lazer tipine, dalga boyuna, enerji dozuna, dokuya ve kullanılacak materyale özgü kanıta dayalı protokoller bilinmeli ve uygulanmalıdır

### **Zirkonya yüzey işlemlerinde lazer**

Bu kısmı, önceki metnin sonuna doğrudan ekleyebileceğin bir alt başlık olarak düşünebilirsin.

### **Neden zirkonyada özel yüzey işlemi gerekiyor?**

Zirkonya, cam fazı içeren cam seramiklerden farklı olarak neredeyse tamamen kristalin yapıdadır, silika oranı çok düşüktür. Bu nedenle:

Hidroflorik asitle pürüzlendirme, cam seramiklerdeki kadar etkili değildir

Geleneksel asitleme ile yeterli mikromekanik retansiyon sağlanamaz

Bağlanma için

Mekanik pürüzlendirme: kumlama, tribokimyasal silika kaplama, frez ile çizik oluşturma. Kimyasal bağ: özellikle MDP içeren primerler ve simanlar kombinasyonu gerekir. Batista ve ark.nın zirkonya simantasyonu ile ilgili sistematik derlemesi, en yüksek bağlanmanın mekanik ve kimyasal işlemlerin kombinasyonu ile elde edildiğini, kumlama, tribokimyasal silika kaplama, asit/etçing ve lazer gibi mikromekanik protokollerin bu amaçla kullanılabilirliğini vurgular (Batista vd., 2024). Bu çerçevede lazer, zirkonya yüzeyinde kontrollü mikro pürüzlülük ve mikrotutuculuk oluşturmak için son yıllarda giderek daha fazla test edilen bir yöntemdir.

### **Lazerle zirkonya yüzey işleminin temel prensibi**

Lazer ışını zirkonya yüzeyine uygulandığında, kullanılan dalga boyu, enerji yoğunluğu ve atım süresine bağlı olarak şu etkiler ortaya çıkar:

Yüzeyde lokal ısınma ve sınırlı erime

Mikro patlamalar ile mikro krater ve oluk oluşumu

Yüzey pürüzlülüğünde artış, ıslanabilirlikte iyileşme

Yüzeyde sınırlı tetragonal monoklinik faz dönüşümü ve artık gerilmelerde değişim

Bitencourt ve ark.nın meta analizinde, CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG, femtosaniye ve Yb lazerlerin zirkonyada bağlanma dayanımını ve yüzey pürüzlülüğünü anlamlı şekilde artırabildiği, yalnızca Er:YAG lazer grubunda bağlan-

manın kontrol ile istatistiksel olarak farklı olmadığı bildirilmiştir (Bitencourt vd., 2021).

Bu bulgu, lazerin uygun dalga boyu ve parametrelerle uygulandığında Y TZP zirkonya yüzeyinde etkili bir mikromekanik pürüzlendirme sağlayabildiğini, ancak tüm lazer tiplerinin aynı olmadığını gösterir.

### **Farklı lazer tipleri ve zirkonya üzerindeki etkileri**

#### **CO<sub>2</sub> lazer**

CO<sub>2</sub> lazer, zirkonya yüzeyinde yüksek absorpsiyon gösteren dalga boyuna sahiptir ve yüzeyde belirgin erime ve yeniden kristalizasyon alanları oluşturur.

Kasraei ve ark., CO<sub>2</sub> ve Er:YAG lazer ile zirkonya yüzeyinin pürüzlendirilmesinin, kontrol grubuna göre rezin simanın kesme bağlanma dayanımını anlamlı şekilde artırdığını, CO<sub>2</sub> lazerin Er:YAG'a göre daha yüksek değerler verdiğini bildirmiştir (Kasraei vd., 2014).

Ghovezi ve ark.nın 2024 tarihli çalışmasında, 4, 5 ve 6 W güçleri ile kullanılan CO<sub>2</sub> lazer, kumlama yapılmamış kontrole göre anlamlı SBS artışı sağlamış, 6 W grubunda elde edilen değerler kumlama grubuna istatistiksel olarak yakın bulunmuştur; yine de en yüksek değerlerin 50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama grubunda olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmalar, CO<sub>2</sub> lazerin uygun enerji düzeylerinde zirkonya yüzeyini etkili biçimde pürüzlendirebildiğini, ancak klinik pratikte kumlamanın hâlâ referans yöntem olduğunu göstermektedir (Ghovezi vd., 2024).

#### **Nd:YAG lazer**

Nd:YAG lazer, özellikle pigmentli dokularla yüksek etkileşim gösterse de zirkonya yüzeyinde de mikropürüzlülük oluşturabilir.

Bitencourt meta analizinde Nd:YAG lazerin, kontrol yüzeylere göre bağlanma dayanımını anlamlı derecede artırdığı ve lazer tipleri arasında CO<sub>2</sub> ile birlikte en belirgin etkiye sahip olduğu rapor edilmiştir (Bitencourt vd., 2021).

Ghovezi ve ark., farklı güçlerde Nd:YAG uygulamalarını kumlama ile karşılaştırmış, 2, 2,5 ve 3 W gruplarının tümünde SBS'nin kontrole göre anlamlı yükseldiğini, 2,5 W ve 3 W Nd:YAG gruplarının kumlama ile istatistiksel olarak benzer bağlanma değerleri verdiğini bildirmiştir.

Bu bulgular, Nd:YAG lazerin uygun parametrelerde kullanıldığında kumlamaya yakın bağlanma değerleri sağlayabileceğini, ancak teknik hassasiyet ve parametre standardizasyonu gerektirdiğini ortaya koyar (Ghovezi vd., 2024).

### **Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler**

Erbiyum esaslı lazerler, zirkonyada mine ve dentindeki kadar net bir “patlama” etkisi göstermez, bu nedenle sonuçlar literatürde daha değişkendir.

Bitencourt ve ark., yalnızca Er:YAG lazer grubunda, lazer ile kontrol arasında bağlanma dayanımı açısından anlamlı fark bulamamış, diğer tüm lazer türlerinin kontrol üzerine anlamlı katkı sağladığını rapor etmiştir (Bitencourt vd., 2021).

Buna karşın bazı in vitro çalışmalar, uygun enerji yoğunluğu ve tarama hızları ile uygulanan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin, özellikle kumlama ile kombine edildiğinde bağlanma dayanımını artırabildiğini bildirmiştir; ancak bu çalışmaların bir kısmında termal yaşlandırma ve uzun dönem su depolama gibi dayanıklılık testleri sınırlıdır (Kasraei vd., 2014; Comino-Garayoa vd., 2021). Sonuç olarak, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler zirkonya yüzeyinde potansiyel fayda gösterebilir, fakat kanıt düzeyi CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG kadar güçlü değildir ve protokoller daha heterojendir.

### **Femtosaniye ve ultrakısa atımlı lazerler**

Ultrakısa atımlı lazerler femtosaniye aralığında enerjii çok kısa sürelerde ilettikleri için, ısı hasarı sınırlı tutarken oldukça düzenli mikro oluk ve çukurcuklar oluşturabilir.

Batista derlemesine göre, ultrakısa atımlı lazerle işlenen zirkonya yüzeylerinde, rezin siman ile bağlanma dayanımının kumlamaya eşit ya da bazı çalışmalarda daha yüksek olduğu, buna karşın cihaz maliyeti ve klinik uygulanabilirlik açısından verilerin şimdilik laboratuvar ortamıyla sınırlı kaldığı belirtilmektedir (Batista vd., 2024)

Abu Ruja ve ark. tarafından Dent Mater’da yayımlanan çalışmada ultrashort pulse lazer ile yüzey işlemi yapılan zirkonya örneklerinde, bağlanma dayanımı artarken eğilme dayanımı açısından olumsuz bir etki gözlenmemiş, bu da yöntem açısından önemli bir avantaj olarak sunulmuştur (Ruja vd., 2019) Bu lazerler, ileride standart hâle gelebilecek gelişmiş bir yüzey işleme seçeneği olarak görülmektedir, ancak klinik protokoller henüz oturmamıştır.

### **Lazer, kumlama ve diğer yüzey işlemleri ile karşılaştırma**

Zirkonya yüzey işlemlerini bütüncül görmek önemli. Güncel sistematik derleme ve rehberler, zirkonya bağlanmasında şu noktaların altını çiziyor:

#### **Kumlama (APA)**

30–110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partiküllerle yapılan kumlama, hâlen en güvenilir ve öngörülebilir mikromekanik pürüzlendirme yöntemidir

Batista ve ark. ile Chatterjee ve ark.’nın derlemeleri, kumlamanın hem klasik hem yüksek translusent zirkonya tiplerinde bağlanma dayanımını an-

lamalı ölçüde artırdığını, uzun dönem verilerin de bu yöntemi desteklediğini belirtir (Batista et al., 2024; Chatterjee et al., 2022).

### **Tribokimyasal silika kaplama**

Hem yüzey pürüzlülüğünü artırır, hem de silan ile kimyasal bağ için silika sağlar

Birçok çalışmada, kumlama ile benzer ya da daha yüksek bağlanma değerleri bildirilmiştir (Batista vd., 2024; Chatterjee vd., 2022).

### **Lazer yüzey işlemi**

Bitencourt meta analizinde lazer uygulamasının, işlem görmemiş zirkonyaya göre hem yüzey pürüzlülüğünü hem bağlanma dayanımını anlamlı biçimde artırdığı, ancak kumlama ve tribokimyasal silika kaplama ile doğrudan kıyaslamaların heterojen ve sınırlı olduğu vurgulanır (Bitencourt vd., 2021).

Ghoveizi ve ark. gibi yeni çalışmalar, belirli parametrelerde Nd:YAG, CO<sub>2</sub> ve yüksek güçte Er:YAG lazerin kumlamaya yakın değerler sağlayabildiğini, buna rağmen en yüksek ve en stabil değerlerin çoğu kez kumlama grubunda görüldüğünü göstermektedir. (Ghoveizi vd., 2024).

Lazer, işlem görmemiş zirkonyaya kıyasla açıkça üstün

Ancak kumlama ve tribokimyasal silika kaplama ile kıyaslandığında, çoğu çalışmada ya onlara yakın ya da biraz altında değerler üretmekte

Bazı özel protokoller (örneğin femtosaniye lazerler ya da lazer + kumlama kombinasyonları) kumlama ile eşdeğer hatta üstün sonuçlar bildirirse de, bunlar henüz yaygın klinik kullanım için yeterince kanıtlanmış değildir (Bitencourt vd., 2021; Kumar vd., 2023).

### **Kombine protokoller: lazeri nereye koymalı?**

Batista ve Comino-Garayoa'nın sistematik derlemelerinde, zirkonya ile rezin siman arasındaki bağın tek bir yüzey işlemine değil, kombinasyonlara bağlı olduğu sürekli vurgulanır (Batista vd., 2024; Comino-Garayoa vd., 2021).

Klinik açıdan daha mantıklı görünen yaklaşım şu şekilde özetlenebilir:

### **Temel mikromekanik işlem**

Çoğu vaka için: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumlama

Alternatif veya ek olarak: tribokimyasal silika kaplama

### **Lazerin rolü**

Kumlamaya alternatif olarak, özellikle

Aşırı ince duvarlı restorasyonlarda partikül erozyonundan kaçınmak isteniyorsa

Partikül kontaminasyonunun sakıncalı olduğu, implantüstü bölgelerde Kumlamaya yardımcı olarak,

Önce kumlama, ardından düşük–orta enerji lazer ile mikro yapının yeniden düzenlenmesi ve ıslanabilirliğinin artırılması. Bazı çalışmalarda kumlama + Nd:YAG veya kumlama + femtosaniye lazer kombinasyonlarının, tek başına kumlamadan daha yüksek SBS verdiği bildirilmiştir (Bitencourt vd., 2021; Kumar vd., 2023).

### **Kimyasal bağın güçlendirilmesi**

Zirkonyaya özgü MDP içeren primer veya siman kullanımı, hem kumlama hem lazer protokollerinde vazgeçilmezdir

Batista, MDP içeren ajanların kullanılmadığı protokollerde, mekanik pürüzlülük artsa bile uzun dönem bağlanmanın yetersiz kaldığını özellikle vurgular (Batista vd., 2024).

### **Lazerle zirkonya yüzey işlemlerinde dikkat edilmesi gereken noktalar**

Klinik uygulamaya geçerken şu kritik noktaları göz önünde bulundurmak gerekir:

Parametre standardizasyonu yok

Bitencourt meta analizi, çalışmalardaki en büyük problemin lazer tipleri ve parametrelerindeki çeşitlilik olduğunu, bu nedenle tek bir “önerilen protokol” tanımlanamadığını belirtir (Bitencourt vd., 2021).

### **Aşırı enerji uygulamasının riskleri**

Yüzeyde aşırı erime, çatlak ve porozite artışı

Tetragonal monoklinik faz dönüşümünün artması ile uzun dönem kırılma dayanımında azalma riski

Batista ve Chatterjee, lazer gücü arttıkça olası mekanik olumsuzlukların da göz önüne alınması gerektiğini vurgular (Batista vd., 2024; Chatterjee vd; 2022).

### **Zirkonya tipleri arasında farklar**

3Y TZP ile yüksek translusent 4Y ve 5Y TZP materyallerin lazer karşısındaki davranışları farklı olabilir

Çoğu çalışma 3Y TZP üzerinde yapılmış, yeni nesil çok katmanlı ve ultra translusent zirkonyalar için veri daha sınırlıdır (Batista vd., 2024; Chatterjee vd; 2022).

## Yaşlandırma ve uzun dönem veriler

Birçok in vitro çalışma kısa süreli, termal ve mekanik yaşlandırma protokolleri farklı

Bitencourt ve Batista, klinik uzun dönem çalışmaların neredeyse hiç olmadığını, bu yüzden lazer protokollerinin “klinik altın standart” seviyesine henüz ulaşmadığını bildirir (Batista vd., 2024; Bitencourt vd; 2021).

## Klinik özet: zirkonya yüzey işlemlerinde lazeri nasıl konumlandırmalı?

Zirkonya yüzey işlemlerini protetik pratiğin açısından toparlarsak:

### Birincil, kanıta dayalı standart

Kumlama ve/veya tribokimyasal silika kaplama

MDP içeren primer ya da rezin siman ile kombinasyon

### Lazerin rasyonel kullanımı

İşlem görmemiş zirkonyaya göre belirgin avantaj sağlar, bu nedenle

Kumlama yapılamayan ya da istenmeyen durumlarda alternatif

Kumlama ile birlikte kullanıldığında olası bir “artı” yüzey işlemi

Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerler, belirli parametrelerde kumlamaya yakın bağlanma değerleri sağlayabilir; Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer sonuçları daha değişkendir (Batista vd., 2024; Kasraei vd., 2014).

### Güncel ve temkinli yaklaşım

Lazer, zirkonya yüzey işlemlerinde yardımcı ve tamamlayıcı bir araç olarak görülmeli

Kullanılacak lazer tipi, güç, frekans, tarama hızı ve çalışma mesafesi, mutlaka hem üretici önerileri hem de güncel literatür verileri ile uyumlu şekilde seçilmeli

Özellikle yüksek translusent zirkonyalarda ve ince restorasyon duvarlarında, termal etkiler ve olası mekanik zayıflama ihtimali göz önüne alınmalı

## KAYNAKÇA

- Akram, H. M., Ali, O. H., Omran, N. K., & Ali, A. O. (2017). Diode laser versus scalpel gingivectomy. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 10(4), 1799-1804.
- Altan, B., Cinar, S., & Tuncelli, B. (2019). Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 22(11), 1475-1482.
- Arul, Q. A., Debnath, D., & Mahalingam, P. (2024). A review on modern prosthodontic practice using laser. *Bioinformation*, 20(8), 946-949.
- Bader, C., & Krejci, I. (2006). Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *American Journal of Dentistry*, 19(3), 178-186.
- Binrayes, A. (2024). An update on the use of lasers in prosthodontics. *Cureus*, 16(3), e57282.
- Bitencourt, S. B., Ferreira, L. C., Mazza, L. C., dos Santos, D. M., Pesqueira, A. A., & Theodoro, L. H. (2021). Effect of laser irradiation on bond strength between zirconia and resin cement or veneer ceramic: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 21(2), 125-137.
- Borzabadi-Farahani, A. (2025). Diode laser applications for muco-gingival surgical orthodontics: A case series. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 1-11.
- Chatterjee, N., & Ghosh, A. (2022). Current scenario on adhesion to zirconia; surface pretreatments and resin cements: A systematic review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 22(1), 13-20.
- Comino-Garayoa, R., Peláez, J., Tobar, C., Rodríguez, V., & Suárez, M. J. (2021). Adhesion to zirconia: A systematic review of surface pretreatments and resin cements. *Materials*, 14(11), 2751.
- Davoudi, A., Sanei, M., & Badrian, H. (2016). Application of laser irradiation for restorative treatments. *The Open Dentistry Journal*, 10, 636-642.
- Diaconu, C. T., Gheorghită, L. M., Diaconu, A. E., Țuculină, M. J., Gliga, A., Gaeta, C., ... & Diaconu, O. A. (2024). Current endodontic practices among Romanian dental practitioners: A cross-sectional study. *Dentistry Journal*, 12(9), 283.
- Dönmez, N., Güngör, A. S., Karabulut, B., & Siso, Ş. H. (2019). Comparison of the micro-tensile bond strengths of four different universal adhesives to caries-affected dentin after Er:YAG laser irradiation. *Dental Materials Journal*, 38(2), 218-225.
- Dunn, W. J., Davis, J. T., & Bush, A. C. (2005). Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials*, 21(7), 616-624.
- Elalfy, N. S. M., & Elbasty, R. S. (2025). Effect of Er:YAG laser and different surface treatment methods on the push-out bond strength of glass fiber post to self-adhesive resin cement. *Lasers in Medical Science*, 40(1), 80-90.
- Esteves-Oliveira, M., Schaffrath, K., & Wierichs, R. J. (2025). Efficacy of laser-assisted

- caries removal and hard tissue preparation: A meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 156, 105697.
- Ferraz Ribeiro, C., de Paiva Gonçalves, S. E., Kazue Yui, K. C., Bühler Borges, A., Câmara Barcellos, D., & Brayner, R. (2013). Dentin bond strength: Influence of Er:YAG and Nd:YAG lasers. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 33(3), 303-310.
- Ghoveizi, R., Jafarbeigi, A., Mir, M., Mohammadi, A., & Tavakolizadeh, S. (2024). Effects of CO<sub>2</sub>, Er:YAG, and Nd:YAG laser treatments on shear bond strength of resin cement to zirconia. *Journal of Dental Materials & Techniques*, 13(4), 181-189.
- Gokulanathan, S., Mathews, D., Daniel, R., & Ahathya, R. (2014). Crown lengthening using diode laser: A case series. *Journal of Indian Academy of Dental Specialist Researchers*, 1(2), 77-79.
- Kasraei, S., Rezaei-Soufi, L., Heidari, B., & Vafae, F. (2014). Bond strength of resin cement to CO<sub>2</sub> and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(4), 296-304.
- Kazakova, R., Tomov, G., Vlahova, A., Zlatev, S., Dimitrova, M., Kazakov, S., ... & Capodiferro, S. (2023). Assessment of healing after diode laser gingivectomy prior to prosthetic procedures. *Applied Sciences*, 13(9), 5527.
- Kumar, R., Singh, M. D., Sharma, V., Madaan, R., Sareen, K., Gurjar, B., & Saini, A. K. (2023). Effect of surface treatment of zirconia on the shear bond strength of resin cement: A systematic review and meta-analysis. *Cureus*, 15(9), e45045.
- Lee, E. A. (2006). Laser-assisted gingival tissue procedures in esthetic dentistry. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry*, 18(9), Suppl 2-7.
- Lin, W., Shi, T., & Wang, Y. (2025). Effect of Er:YAG laser dentin pretreatment on composite bonding: A systematic review and meta-analysis. *Lasers in Medical Science*, 40(1), 442.
- Makakova, D. R., Zagorchev, P., Dimitrova, M., Georgieva, Y., & Tilov, B. (2024). Diode laser vs. retraction cord: Evaluating gingival retraction efficacy in prosthodontics. *Asian Journal of Periodontics and Orthodontics*, 4(1), 52-59.
- Nagaraj, K. R. (2012). Use of lasers in prosthodontics: A review. *International Journal of Clinical Dentistry*, 5(1), 1-8.
- Pruett, M. E., et al. (2019). A gingivectomy procedure using a diode laser. *Decisions in Dentistry*, 5(10), 18-22.
- Rafeie, N., Rashidi, M., Chiniforush, N., Valizadeh, S., & Omrani, L. R. (2023). Effect of Er:YAG laser treatment on the bond strength of self-adhesive resin cements on contaminated and non-contaminated dentin surface. *The Open Dentistry Journal*, 17(1), e187421062304120.
- Rossato, D. M., Bandeca, M. C., Saade, E. G., Lizarelli, R. F. Z., Bagnato, V. S., & Saad, J. R. C. (2009). Influence of Er:YAG laser on surface treatment of aged composite resin to repair restoration. *Laser Physics*, 19(11), 2144-2149.

- Ruja, M. A., De Souza, G. M., & Finer, Y. (2019). Ultrashort-pulse laser as a surface treatment for bonding between zirconia and resin cement. *Dental Materials*, 35(11), 1545-1556.
- Sakarna, Z., Fazal, A., Kalakota, S., Kothapalle, J., Bekheit, M. A. K., Gill, A. K., ... & Singh, S. (2025). An update in the use of lasers in prosthodontics, orthodontics, and pedodontics. *European Journal of Dental and Oral Health*, 6(4), 23-30.
- Sarı, F., Şahin, O., & Özdemir, A. K. (2019). Effect of dentin desensitizers and Nd:YAG laser pre-treatment on microshear bond strength of adhesive resin cement to dentin. *Cumhuriyet Dental Journal*, 22(2), 219-227.
- Sarmadi, R., Gabre, P., & Thor, A. (2021). Evaluation of upper labial frenectomy: A randomized, controlled comparative study of conventional scalpel technique and Er:YAG laser technique. *Clinical and Experimental Dental Research*, 7(4), 522-530.
- Walid, A. J. (2020). Application of laser technology in fixed prosthodontics: A review of the literature. *Open Journal of Stomatology*, 10(10), 271-280.
- Zhang, Y., & Jiang, A. (2020). The influence of Er:YAG laser treatment on the shear bond strength of enamel and dentin: A systematic review and meta-analysis. *Quintessence International*, 51(1), 8-16.



**Bölüm**

**4**

**DIŞ PROTEZLERİNDE  
KATMANLI (3D) ÜRETİM:  
GÜNÜMÜZ VE GELECEK  
PERSPEKTİFİ**



*Zeynep ŞEN YILMAZ<sup>1</sup>*

<sup>1</sup> Prosthodontist, Kartal Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi İstanbul İl Sağlık Müdürlüğü,  
Sağlık Bakanlığı, İstanbul, Türkiye, ORCID iD: 0000-0001-5478-7708

## 1. Giriş

### 1.1 Dijital Diş Hekimliğinin Gelişimi

Dijital diş hekimliği tanı, planlama, tasarım ve üretim süreçlerini tek bir veri akışı altında birleştirerek protetik tedavilerin daha standart, daha hızlı ve daha öngörülebilir biçimde yürütülmesini mümkün hale getirmiştir. Bu dönüşüm özellikle intraoral tarayıcılar, CAD/CAM sistemleri, dijital artikülasyon ve üç boyutlu üretim teknolojilerinin yaygınlaşması ile belirginlik kazanmıştır.(Bidra, Taylor, & Agar, 2013; Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009) Diş hekimliğinde CAD-CAM teknolojisinin gelişimi hem geçici hem de kalıcı restorasyonların üretiminde geleneksel yöntemlerin çeşitli dezavantajlarının üstesinden gelmeyi kolaylaştırmıştır. (Al-Humood et al., 2023) Bu gelişmeler, protetik diş tedavisinde yalnızca laboratuvar aşamalarını değil, hasta deneyimini ve klinik karar verme süreçlerini de dönüştürmüştür.(Kattadiyil, Goodacre, & Baba, 2013)

### 1.2 Katmanlı Üretim Teknolojilerinin Ortaya Çıkışı

Katmanlı üretim teknolojileri dijital ortamda oluşturulan üç boyutlu modelin fiziksel olarak ardışık katmanlar halinde üretilmesine dayanan yeni nesil bir üretim yaklaşımıdır. Bu yaklaşım klasik imalat yöntemlerinden farklı olarak materyali eksilterek değil, kontrollü biçimde biriktirerek nihai ürünü oluşturmaktadır.(Ligon, Liska, Stampfl, Gurr, & Mülhaupt, 2017) Diş hekimliğinde katmanlı üretim teknolojileri ilk olarak model ve cerrahi rehber üretiminde dikkat çekmiş daha sonra geçici restorasyonlar, splintler ve tam protezler gibi daha karmaşık endikasyonlara yayılmıştır. Günümüzde bu teknolojiler dijital diş hekimliğinin en dinamik gelişim alanlarından biri olarak kabul edilmektedir.(L. Lin et al., 2019)

### 1.3 Diş Hekimliğinde Üretim Yöntemlerinin Evrimi

Diş hekimliğinde üretim yöntemleri uzun yıllar boyunca ölçü alma, alçı model dökümü, mum modelaj ve muflalama gibi analog işlemlere dayanmıştır. (Joda, Ferrari, Gallucci, Wittneben, & Brägger, 2017) Daha sonra CAD/CAM frezeleme sistemlerinin devreye girmesiyle birlikte restorasyonların dijital veriden üretilmesi mümkün olmuş ve üretim sürecinde önemli bir standardizasyon sağlanmıştır. Bununla birlikte frezeleme, katmalı üretimden farklı olarak blok materyalden eksiltme temelli olduğu için materyal kaybı ve geometri sınırlamaları gibi bazı dezavantajlar taşımaktadır.(da Costa et al., 2021; Perea-Lowery, Gibreel, Vallittu, & Lassila, 2021) Katmanlı üretimin gelişmesiyle birlikte daha karmaşık morfolojilerin daha düşük atıkla ve daha esnek üretim stratejileriyle elde edilmesi mümkün hale gelmiştir.(Schweiger, Edelhoff, & Güth, 2021; Tian et al., 2021) 3D baskı uygulamaları hastalara daha düşük maliyetli ve daha kişiselleştirilmiş hizmetler sunmaya ve diş protezlerinin üretimine ilgili karmaşık iş akışını basitleştirmeye yardımcı olabilir.

#### 1.4 Eksiltici(CAD/CAM milling) ve KatmanlıYöntem Karşılaştırması

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak diş protezlerinin üretimi eksiltici yöntem (frezeleme) veya katmanlı yöntem (üç boyutlu (3D) baskı) ile gerçekleştirilebilir.(Abad-Coronel, Carrera, Mena Córdova, Fajardo, & Aliaga, 2021; Ellakany, Aly, & Al-Harbi, 2022) Eksiltici üretimde restorasyon önceden hazırlanmış bir blok materyalin frezeleme yoluyla şekillendirilmesiyle elde edilirken; katmanlı üretimde yapı katman katman inşa edilmektedir. (Alghazzawi, 2016; Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008) Bu nedenle frezeleme sistemleri çoğunlukla daha yüksek materyal israfına yol açarken katmanlı üretim materyal kullanımını daha verimli hale getirebilmektedir.(Sidhom, Zaghoul, Mosleh, & Eldwakhly, 2022) Katmanlı üretimde ise baskı yönü, katman kalınlığı ve post-processing gibi değişkenler ürünün mekanik ve fiziksel özelliklerini daha belirgin biçimde etkileyebilmektedir. Bu nedenle iki teknoloji birbirinin mutlak alternatifi değil, endikasyona, materyale ve istenen klinik sonuca göre birbirini tamamlayan üretim stratejileri olarak değerlendirilmelidir.

#### 1.5 Protetik Diş Tedavisinde 3D Üretimin Önemi

Üç boyutlu üretim teknolojileri protetik diş tedavisinde geçici kron ve köprüler, oklüzal splintler, tam protezler, protez altyapıları implant cerrahi rehberleri ve maksillofasiyel protezler gibi çok sayıda uygulama alanı bulmuştur.(Hoang, Thompson, Cho, Berzins, & Ahn, 2015; Salmi, Paloheimo, Tuomi, Ingman, & Mäkitie, 2013; Salmi, Paloheimo, Tuomi, Wolff, & Mäkitie, 2013; Sykes, Parrott, Owen, & Snaddon, 2004) Bu geniş uygulama alanı katmanlı üretimin yalnızca deneysel bir teknoloji olmadığını klinik pratiğin aktif bir bileşeni haline geldiğini göstermektedir. Özellikle tam protezler alanında yayımlanan güncel çalışmalar baskılı protezlerin hasta konforu, randevu sayısı ve bakım öngörülebilirliği açısından umut verici sonuçlar sunduğunu göstermektedir.(Zandinejad, Floriani, Lin, & Naimi-Akbar, 2024) Dijital tasarım dosyalarının arşivlenebilmesi de kırık, kayıp veya revizyon gereken durumlarda restorasyonun yeniden üretilmesini kolaylaştırarak önemli bir klinik avantaj sağlamaktadır.(Zandinejad et al., 2024) Bu nedenle 3D üretim günümüzde protetik diş tedavisinde yalnızca alternatif bir laboratuvar seçeneği değil, dijital dönüşümün yapısal bir unsuru olarak kabul edilmektedir.

### 2. Katmanlı ÜretimTehnolojilerinin Temel Prensipleri

#### 2.1 Katmanlı Üretim Teknolojisinin Çalışma Prensipleri

Katmanlı üretim teknolojisinin temelinde, dijital ortamda oluşturulan üç boyutlu modelin ince yatay katmanlara bölünmesi ve bu katmanların sırasıyla fiziksel olarak oluşturulması yer alır.(Gibson et al., 2021) Bu süreç çoğunlukla tarama verilerinin elde edilmesi, dijital tasarımın hazırlanması,

baskı dosyasının üretilmesi ve son işlem basamaklarının uygulanması ile ilerler.(Jeong et al., 2023) Dolayısıyla katmanlı üretim yalnızca baskı cihazının çalışmasından ibaret değil; veri kalitesi, yazılım ayarları, materyal seçimi ve post-processing adımlarını da içeren bütünlük bir süreçtir

### **STL Veri Oluşturma**

STL dosyası katmanlı üretim sürecinde en yaygın kullanılan dosya formatlarından biridir ve dijital objenin yüzey geometrisini triangülasyon esasına göre tanımlar.(Ireland et al., 2008) Bu format restorasyonun veya apanın baskı cihazı tarafından okunabilir hale getirilmesini sağlar ve daha sonra restorasyonların üretilmesi için bir üretim cihazına iletilir .(Akyalcin, Cozad, English, Colville, & Laman, 2013; Bae, Jeong, Kim, & Kim, 2017)

### **2.2 Dental Alanda Kullanılan Başlıca Teknolojiler**

Günümüzde, 3D teknolojileri aracılığıyla fiziksel modellerin üretimine yönelik mevcut yöntemler uluslararası standartlara (ISO/ASTM52900-21) göre yedi gruba ayrılabilir.(Astm, 2021) Diş hekimliği alanında en sık kullanılan katmanlı imalat teknikleri arasında stereolitografi (SLA), Digital Işık İşleme (DLP) ve seçici lazer sintereleme (SLS) yer almaktadır.(Abduo, Lyons, & Bennamoun, 2014; Jeong et al., 2023; Van Noort, 2012)

#### **Stereolithography (SLA)**

Stereolithography (SLA) dental alanda kullanılan en eski ve en yaygın fotopolimerizasyon tabanlı katmanlı üretim teknolojilerinden biridir. Bu sistemde sıvı reçine lazer ışını ile seçici olarak kürlenerek katmanlar halinde yapı oluşturulur.(Chartier et al., 2014) SLA teknolojisi yüksek çözünürlük ve iyi yüzey detayları sağlayabildiği için cerrahi rehberler, geçici restorasyonlar ve oklüzal splintlerde sıklıkla tercih edilmektedir.(Liu, Leu, & Schmitt, 2006) SLA teknolojisinin avantajları; sıcaklığa dayanıklılığı ve karmaşık geometrilerin basılabilmesindeki özgürlüktür, en büyük sınırlaması ise nesnelerin üretimi için destek yapılarının gerekliliğidir.(L. Lin et al., 2019; Revilla-León & Özcan, 2019)

#### **Digital Işık İşleme (DLP)**

Digital Light Processing, yani DLP, katmanın tamamını bir projeksiyon sistemi ile aynı anda polimerize eden bir teknolojidir.(Snosi, Lotfy, Thabet, Sabet, & Rizk, 2021) Bu yaklaşım bazı durumlarda SLA'ya göre daha hızlı baskı alınmasını sağlayabilir.(Tian et al., 2021) DLP sistemleri geçici restorasyonlar, splintler ve protez kadesi reçineleri dahil olmak üzere çok sayıda dental uygulamada kullanılmaktadır.(Khorsandi et al., 2021)

#### **Selective Laser Sintering (SLS)**

Selective Laser Sintering, yani SLS, daha çok toz bazlı materyallerin lazer yardımıyla seçici olarak birleştirilmesine dayanan bir teknolojidir ve dental

uygulamalarda altyapı üretimi alanında önem kazanmaktadır.(Alyami, 2024) Bu sistemler, yüksek dayanımlı metal parçaların üretiminde avantaj sağlayabilse de parçacıklardan kaynaklanan olası solunum tehlikeleri, fazla tozun dağınık bir şekilde atılması ve bazı 3 boyutlu baskı yöntemlerine kıyasla daha yavaş üretim hızı gibi dezavantajları vardır.(Fina, Goyanes, Gaisford, & Basit, 2017)

### 3. Dental Katmanlı Üretim Materyalleri

#### 3.1 Fotopolimer Reçineler

Dental katmanlı üretimde en yaygın materyal grubu fotopolimer reçinelerdir ve bu materyaller ışıkla polimerize olan monomer ve oligomer sistemlerinden oluşur. Yazdırılabilir reçineler, üretilen dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi fotosensitif termoset sıvı monomerlerden, foto başlatıcılardan ve katkı maddelerinden oluşur (Alsandi et al., 2021; Bayarsaikhan et al., 2021; C.-H. Lin, Lin, Lai, & Lee, 2020) Fotopolimer reçineler, uygun bir ışık kaynağına maruz kaldığında, serbest radikal polimerizasyon reaksiyonu başlar, bu da malzemenin akışkan halden katı hale geçmesine neden olur.(Pianelli, Devaux, Bebelman, & Leloup, 1999)

Oklüzal aparey materyalleri, oklüzal kuvvetlere maruz kalan ve uzun süre ağız ortamında kalan apareylerin üretiminde kullanıldıkları için mekanik dayanım ve biyolojik güvenlik açısından özel önem taşır. Yapılan çalışmalar 3D üretilen oklüzal apareylerin aşınma direncini ve mekanik özelliklerini geleneksel enjeksiyon kalıplama yöntemiyle karşılaştırmış ve mekanik özellikleri arasında önemli bir fark olduğunu bulmuşlardır.(Wesemann et al., 2021)

Protez kaide materyalleri, son yıllarda dental 3D baskı alanında en yoğun araştırılan materyal gruplarından biri haline gelmiştir. Bu materyallerin geliştirilmesinde temel amaç, konvansiyonel ve frezelenmiş PMMA sistemlerine yaklaşan veya onları aşan mekanik özellikler ile daha iyi boyutsal doğruluk ve yüzey davranışı elde etmektir. Protez kaidesi olarak kullanılan geleneksel ısı ile polimerize edilmiş ve enjeksiyon presleme yöntemiyle üretilen PMMA ile karşılaştırıldığında 3D baskılı PMMA'nın mekanik özelliklerini araştırılan çalışmalar 3D baskı yöntemiyle üretilen grubun en düşük eğilme dayanımına sahip olmasına rağmen, yine de ISO'nun 65 MPa gereksinimini karşıladığını tespit etmiştir.(Prpić, Schauperl, Čatić, Dulčić, & Čimić, 2020)

Geçici resin materyalleri ise özellikle kısa süreli sabit protetik restorasyonlarda dikkat çeken bir uygulama alanı oluşturmuştur.(Jain et al., 2022) Bu materyallerin avantajları arasında hızlı üretim, kolay tasarım modifikasyonu ve hasta özelinde restorasyon üretimi yer almaktadır.(Jain et al., 2022) Bununla birlikte sistematik derlemeler, 3D baskılı geçici reçinelerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin materyal tipine, baskı parametrelerine ve yaşlandırma koşullarına bağlı olarak değişebildiğini göstermektedir.

### 3.2 Seramik ve Kompozit Materyaller

Üç boyutlu baskı ile üretilen dental zirkonya ve seramikle güçlendirilmiş kompozit materyaller üzerine güncel literatür bu teknolojinin artık yalnızca geçici restorasyonlarla sınırlı olmadığını ve kalıcı indirekt restorasyonlar için de araştırıldığını göstermektedir.(Duarte Jr & Phark, 2025; Frackiewicz, Szymlet, Jedliński, Światłowska-Bajzert, & Sobolewska, 2024) Bununla birlikte 3D baskılı zirkonyada mekanik performansın baskı tekniği, oryantasyon, katman kalınlığı ve sinterleme protokollerine bağlı olarak değişebildiği; bu nedenle mikroyapısal bütünlük, doğruluk ve uzun dönem klinik güvenilirlik konularının halen dikkatle değerlendirilmesi gerektiği bildirilmektedir.(Su et al., 2023) Kompozit tarafta ise kalıcı restorasyonlar için geliştirilen yeni 3D baskılı reçineler klinik açıdan umut verici bir gelişme olarak görülmekte, ancak yorulma dayanımı ve kırılma davranışı bakımından frezelenmiş nanohibrit kompozitler ve polimer infiltrasyonlu seramik ağ yapılı materyallerle karşılaştırıldığında daha sınırlı performans gösterebilmektedir. (Prause et al., 2024; Sampaio et al., 2025) Benzer şekilde yapay yaşlandırma sonrası değerlendirilen 3D baskılı kompozit sistemlerde yüzey ve mekanik özelliklerin materyale göre değiştiği, genel olarak CAD/CAM kompozit blokların fleksural dayanım, elastik modül ve mikrosertlik açısından daha üstün sonuçlar verdiği rapor edilmiştir.(Sampaio et al., 2025) Bu nedenle mevcut kanıtlar 3D baskılı seramik ve kompozit materyallerin restoratif diş hekimliğinde önemli bir potansiyel taşıdığını, ancak özellikle yüksek stres altındaki tam kaplama ve posterior endikasyonlarda klinik kullanım kararlarının materyal sınıfı ve mekanik sınırlar göz önünde bulundurularak verilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır. (Duarte Jr & Phark, 2025; Sampaio et al., 2025)

### 3.3 Metal 3D Baskı Materyalleri

Metal katmanlı üretim dental alanda özellikle Co-Cr alaşımları ve titanyum bazlı sistemler açısından önem taşımaktadır. Toz yataklı füzyon (PBF) teknolojisi, implant diş hekimliğinde Co-Cr ve Ti alaşım metallerinin işlenmesinde kullanılan en yaygın AM kategorisidir ve seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer eritme (SLM) ve elektron ışınli eritme (EBM) işlemlerini içerir.(Witkowski, 2005) Özellikle Co-Cr altyapılar, metal parsiyel protez iskeletleri ve belirli implantoloji uygulamalarında metal baskı kullanımı giderek artmaktadır. Döküm ve 3D ile üretilen Co-Cr dental alaşımların karşılaştırmalı analizinde, iki üretim yöntemi arasında mikroyapı ve mekanik özellikler açısından anlamlı farklılıklar saptanmış(Choi et al., 2014), ayrıca üretim yönü ile lazer enerjisinin 3D numunelerinin bu özellikleri üzerinde belirgin etkiler oluşturduğu gösterilmiştir.(Takaichi et al., 2013) Katmanlı üretimle üretilen metal iskeletlerin ve diş implantlarının uzun vadeli klinik performansı, biyolojik ve mekanik komplikasyonları ve protez restorasyon yetenekleri hakkında sınırlı bilgi mevcuttur.(Revilla-León, Sadeghpour, &

Özcan, 2020)

#### 4. Protetik Diş Tedavisinde Katmanlı Üretim Uygulamaları

##### 4.1 Geçici Kron ve Köprü Restorasyonları

Geçici kron ve köprü restorasyonları katmanlı üretimin protetik diş tedavisindeki en önemli uygulama alanlarından biridir.(Reeponmaha, Angwaravong, & Angwarawong, 2020) Bu restorasyonların dijital iş akışı ile üretilebilmesi klinikte hızlı revizyon, kolay yeniden üretim ve hasta özelinde tasarım avantajı sağlamaktadır. Sistematik derlemeler, 3D baskılı geçici materyallerin kırılma direnci ve fiziksel özellikler açısından klinik olarak uygulanabilir olduğunu, ancak üretim parametrelerine bağlı olarak sonuçların değişebildiğini göstermektedir.(Crenn, Rohman, Fromentin, & Benoit, 2022; Kessler, Reymus, Hickel, & Kunzelmann, 2019; Taşın & Ismatullaev, 2022)

##### 4.2 Oklüzal splint üretimi

Oklüzal splintler tam dijital iş akışına en uygun aparey gruplarından biri olarak kabul edilmektedir. Dijital tarama sanal tasarım ve doğrudan baskı kombinasyonu sayesinde üretim süresi kısalmakta ve yeniden üretim ihtiyacı ortaya çıktığında süreç kolaylaşmaktadır. Güncel çalışmalar 3D baskılı stabil oklüzal splintlerin temporomandibular bozukluk semptomlarını azaltmada konvansiyonel splintlerle karşılaştırılabilir etkinlik gösterebildiğini bildirmektedir.(Berli et al., 2020) Ancak splint materyallerinin uzun dönem aşınma davranışı, renk stabilitesi ve biyolojik güvenliği açısından daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

##### 4.3 Tam protez üretimi

3 boyutlu baskı ile üretilen protez taban malzemeleri, geleneksel ısı ile sertleşen reçinelere alternatif olarak önemli bir potansiyel gösterse de yeteneklerinin tam olarak gerçekleştirilmesi için daha fazla gelişmeye ihtiyaç duyulmaktadır.(Srinivasan et al., 2017) Geleneksel ısı ile polimerize edilmiş PMMA'yı hem frezelenmiş hem de bazıları baskı yöntemiyle üretilmiş protez tabanı malzemeleriyle karşılaştırmış ve frezelenmiş protez tabanı malzemelerinin, sıkıştırma kalıplama yöntemiyle üretilmiş protez tabanı malzemelerine göre daha yüksek eğilme dayanımı gösterdiğini bulmuştur.(Aguirre, Chen, Kontogiorgos, Murchison, & Nagy, 2020; Pacquet, Benoit, Hatège-Kimana, & Wulfman, 2019) Geleneksel ve frezelenmiş protezlerin renk stabilitesini karşılaştıran çalışmalarda geleneksel ve frezelenmiş protez malzemelerinin benzer renk stabilitesine sahip olduğu bildirilmiştir. (Al-Qarni, Goodacre, Kattadiyil, Baba, & Paravina, 2020; Alp, Johnston, & Yılmaz, 2019) Ancak yeni baskılı protez malzemeleri için çok az kanıt bulunmaktadır. Fiziksel özellikler konusu üzerinde daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulsa da, birden fazla değişkenin basılı protezlerin fiziksel özelliklerini etkileyebileceği açıktır.

#### 4.4 İmplant cerrahi rehberleri

İmplant cerrahi rehberleri, dental 3D baskının klinikte en yaygın kabul gören uygulama alanlarından biridir.(Amorfini, Storelli, & Romeo, 2011) Oral implantoloji için cerrahi kılavuzlar söz konusu olduğunda, üretim hassasiyeti çok önemlidir.(Unkovskiy, Bui, et al., 2018) Bu rehberler dijital implant planlamasının fiziksel bir cerrahi araca dönüştürülmesini sağlayarak implantın planlanan açı ve pozisyonda yerleştirilmesine yardımcı olur.(Lal, White, Morea, & Wright, 2006) Cerrahi kılavuzların avantajı kullanım kolaylığı ve pratikliğidir; bu nedenle, bilgisayar destekli oral implantoloji araştırmalarında nispeten yaygındırlar.(Chen, Yuan, Wang, Huang, & Kang, 2010) En ufak bir açılma hatası bile alet yörüngesinin sonunda önemli konum hatalarına yol açabileceğinden sorunlar ortaya çıkacaktır.(Wang et al., 2024)

#### 4.5 Maksillo Fasiyal Protez Üretimi

Maksillofasiyal defektlerin rehabilitasyonunda üç boyutlu baskı teknolojileri, hastaya özgü anatomik yapıların dijital ortamda modellenmesine ve kişiselleştirilmiş protezlerin üretimine olanak sağlayarak geleneksel üretim yöntemlerine alternatif bir yaklaşım sunmaktadır.(Das, Awasthi, Jain, & Banerjee, 2023). Özellikle silikon bazlı yüz protezlerinin doğrudan üç boyutlu baskı ile üretilebildiğini gösteren klinik çalışmalar, bu yöntemin burun ve kulak gibi fasiyal defektlerin rehabilitasyonunda uygulanabilir olduğunu bildirmektedir. (Unkovskiy, Spintzyk, Brom, Huettig, & Keutel, 2018) Ayrıca additif üretim teknolojileri, kompleks anatomik geometrilerin yüksek doğrulukla yeniden oluşturulmasına olanak sağlayarak maksillofasiyal rekonstrüksiyon ve protetik rehabilitasyon süreçlerinde önemli avantajlar sunmaktadır.(Wang et al., 2024) Bununla birlikte mevcut literatür, maksillofasiyal protezlerde kullanılan biyouyumlu silikon materyallerin doğrudan üç boyutlu baskı ile işlenmesi ve renk stabilitesi gibi konularda halen teknolojik gelişmelere ihtiyaç olduğunu vurgulamaktadır.(Das et al., 2023)

### 5. Üretim Parametrelerinin Restorasyon Özelliklerine Etkisi

#### 5.1 Katman kalınlığı

Katman kalınlığı, katmanlı üretim sürecinde hem yüzey topografisini hem de boyutsal doğruluğu etkileyen temel parametrelerden biridir.(Dawood, Marti, Sauret-Jackson, & Darwood, 2015; Stansbury & Idacavage, 2016) Daha ince katman kalınlıkları genellikle daha yüksek yüzey çözünürlüğü ve daha iyi marjinal adaptasyon ile ilişkilendirilirken, üretim süresini uzatma eğilimindedir.(Hasanzade, Yaghoobi, Nematollahi, & Ghazanfari, 2023) Buna karşılık daha kalın katmanlar baskı süresini azaltabilir, ancak katman basamaklarının daha belirgin hale gelmesi nedeniyle yüzey pürüzlülüğü ve uyum sorunları oluşturabilir.(Hasanzade et al., 2023) Özellikle sabit protetik restorasyonlarda yapılan güncel sistematik değerlendirmeler daha ince

katmanların marjinal ve internal uyum açısından daha avantajlı olabileceğini göstermektedir.(Çakmak et al., 2024) Bu nedenle katman kalınlığı seçimi yalnızca hız odaklı değil, endikasyona özgü klinik gereksinimler dikkate alınarak yapılmalıdır.(Dawood et al., 2015)

## 5.2 Baskı Yönü

Baskı yönü, üç boyutlu baskılı dental materyallerin fiziksel, mekanik ve boyutsal özelliklerini belirleyen en önemli değişkenlerden biri olarak kabul edilmektedir.(Alharbi, Osman, & Wismeijer, 2016) Baskı yönü, yalnızca basılan nesnenin doğal özelliklerini etkilemekle kalmaz, aynı nesne basılsa bile, geometri uzamsal olarak değiştiği için, farklı katman sayıları nedeniyle baskı süresi değişir.(Demirel, Türksayar, Donmez, & Yilmaz, 2024) Katmanlı üretim sürecinde oluşan tabakalar arası birleşme çizgileri, farklı yönelimlerde farklı stres dağılımlarına yol açtığı için baskı yönü mekanik dayanımı doğrudan etkileyebilir.(Puebla, Arcaute, Quintana, & Wicker, 2012) Sistematik derlemelerde, yatay yönelimin bazı denture base reçinelerinde daha yüksek fleksural dayanım ile ilişkili olduğu, buna karşılık 45° veya 90° yönelimlerin bazı doğruluk parametrelerinde avantaj sağlayabildiği bildirilmiştir.(Aljehani et al., 2024) Bu bulgular, mekanik dayanım ile geometrik doğruluk arasında mutlak bir üstünlük değil, endikasyona göre değişen bir denge bulunduğunu düşündürmektedir. Bu nedenle baskı yönü belirlenirken materyal tipi, cihaz özellikleri, destek yapılarının konumu ve beklenen klinik kullanım amacı birlikte değerlendirilmelidir.

## 5.3 Post-processing işlemleri

Baskı sonrası işlemler destek yapısının çıkarılması, temizleme ve yıkama, son kütleme ve parlatma yüzey işleminden oluşmaktadır.(Hassanpour, Narongdej, Alterman, Moghtadernejad, & Barjasteh, 2024) Yıkama işlemi baskıdan sonra yüzeyde kalan polimerize olmamış reçinenin uzaklaştırılmasını, biyoyumluluğunu sağlarken; nihai ürünün mekanik özelliklerini, yüzey özelliklerini ve boyutlarını etkiler; yetersiz yapıldığında ise biyoyumluluk ile yüzey bütünlüğü açısından sorunlara yol açabilir.(Hassanpour et al., 2024; Uzcategui, Muralidharan, Ferguson, Bryant, & McLeod, 2018) Aşırı veya uygunsuz çözücü kullanımı ise boyutsal değişim, yüzey bozulması veya mekanik zayıflama gibi istenmeyen sonuçlar doğurabilir. Post-curing işlemi, materyalin polimerizasyon derecesini artırarak sertlik, fleksural dayanım ve kimyasal stabilite üzerinde belirgin etki oluşturur.(Stansbury & Idacavage, 2016) Buna ek olarak biyoyumluluk üzerine yapılan sistematik incelemeler uygun post-processing uygulanmadığında artık monomer varlığının hücresel yanıtı olumsuz etkileyebileceğini ortaya koymuştur.(Alharbi et al., 2016; Cheah et al., 2021) Dolayısıyla post-processing baskı sürecinin ikincil bir aşaması değil, klinik performansın ayrılmaz bir parçası olarak kabul edilmelidir.

## 6. Katmanlı Üretim Teknolojilerinin Avantajları ve Sınırlılıkları

Katmanlı üretim teknolojilerinin en önemli avantajlarından biri hasta spesifik anatomilere uyumlu yüksek düzeyde kişiselleştirilmiş ürünlerin üretilebilmesidir.(Jockusch & Özcan, 2020) Bu özellik özellikle tam protezler, cerrahi rehberler, maksillofasiyal protezler ve oklüzal splintler gibi bireyselleştirme gerektiren uygulamalarda önemli klinik üstünlük sağlamaktadır. Dijital tasarım verisinin doğrudan üretime aktarılması klasik laboratuvar basamaklarının bir kısmını ortadan kaldırarak iş akışını sadeleştirmektedir.(Hada et al., 2020) Katmanlı üretimin bir diğer önemli avantajı eksiltici üretime kıyasla daha düşük materyal kaybı ile çalışabilmesidir. Frezelenmiş sistemlerde blok materyalin önemli bir kısmı uzaklaştırılırken baskılı sistemlerde yalnızca gerekli hacim kadar materyal kullanılması ve kullanılmayan malzemenin gelecekte işlenebilmesi daha verimli bir üretim yaklaşımı ve daha ekonomik bir üretim süreci sunmaktadır. (Berman, 2012) Katmanlı üretim teknolojileri kompleks geometrilerin ve geleneksel yöntemlerle üretimi zor olan yapıların daha kolay oluşturulmasını da mümkün hale getirmektedir.(Dehurtevent et al., 2017; Hada et al., 2020) Dijital dosyaların saklanabilmesi gerektiğinde restorasyonun veya apanyenin yeniden basılmasına olanak tanır.(Nesic, Schaefer, Sun, Saulacic, & Sailer, 2020) Ayrıca katmanlı üretim yöntemleri sadece klasik restorasyonları üretmek için değil yeni nesil kişiselleştirilmiş biyomedikal tasarımlar geliştirmek için de uygun bir platform sunmaktadır.(Saroia et al., 2018)

Katmanlı üretim teknolojilerinin en önemli sınırlılıklarından biri baskı parametrelerine yüksek derecede duyarlı olmalarıdır. Katman kalınlığı, baskı yönü, destek yapıları, reçine viskozitesi, ışık yoğunluğu ve post-processing protokolleri nihai ürünün fiziksel ve mekanik özelliklerini belirgin biçimde etkileyebilmektedir.(Revilla-León & Özcan, 2019) Bu nedenle aynı materyal kullanılsa dahi farklı cihazlar veya farklı kullanıcı protokolleri ile değişken sonuçlar elde edilebilmektedir.(Stansbury & Idacavage, 2016) Bu değişkenlik klinik standardizasyonun önündeki temel engellerden biri olarak değerlendirilmektedir.

Biyouyumluluk konusu da özellikle reçine bazlı baskılı materyaller için dikkatle değerlendirilmesi gereken bir alandır. Yetersiz washing veya post-curing uygulanması durumunda artık monomer varlığı hücresel yanıtı olumsuz etkileyebilir ve oral dokularla temas eden ürünlerde biyolojik risk oluşturabilir.(Alharbi et al., 2016; Stansbury & Idacavage, 2016) Bu nedenle üretici protokollerine uyum ve işlem sonrası kalite kontrolü klinik güvenlik açısından kritik öneme sahiptir. Maliyet ve altyapı gereksinimi de katmanlı üretimin yaygın kullanımını sınırlayan faktörler arasındadır.(Javaid & Haleem, 2019) Her ne kadar masaüstü cihazlar daha erişilebilir hale gelmiş olsa da yüksek kaliteli yazıcılar, onaylı reçineler, son işlem ekipmanları ve eğitimli personel gereksinimi başlangıç yatırımını artırabilmektedir.

(Javaid & Haleem, 2019) Ayrıca regülasyonlar, cihaz-reçine uyumluluğu ve validasyon süreçleri özellikle kurumsal kullanımda dikkatle yönetilmesi gereken konulardır.

## **7. Gelecek Perspektifi**

### **7.1 Yapay zekadestekli tasarım**

Yapay zekadestekli tasarım sistemleri dijital protetik diş hekimliği ile katmanlı üretimin birleştiği en önemli gelecek alanlarından biridir. Yapay zekatabanlı algoritmalar intraoral tarama verilerini analiz ederek tasarım doğruluğunu artırabilir, oklüzal morfolojiyi optimize edebilir ve baskı için daha uygun yapı önerilerinde bulunabilir.(Xie et al., 2025) Ayrıca destek yapılarının yerleştirilmesi baskı yönünün seçimi ve olası üretim hatalarının önceden tahmin edilmesi gibi süreçlerde de yapay zekasistemlerinin rolü artabilir.(Yeslam, von Maltzahn, & Nassar, 2024) Bu gelişmeler gelecekte daha otomatik, daha hızlı ve daha kişiselleştirilmiş protetik üretim süreçlerinin önünü açabilir.

### **7.2 Robotik üretim sistemleri**

Robot destekli cerrahi geleneksel yöntemlere kıyasla daha yüksek hassasiyet, verimlilik, minimal invaziv uygulamalar ve gelişmiş güvenlik sunarak tıpta çığır açan bir yenilik haline gelmiştir.(Adel et al., 2021) Diş hekimliğinde robotik; hassasiyet, verimlilik ve kişiselleştirme standartlarını yeniden tanımlama potansiyeline sahip bir yenilik olarak ortaya çıkmıştır.(Kumal, Ray, Sah, Gupta, & Kumar, 2025) Robotik, diş hekimliği eğitiminde kullanılan haptik simülatörlerden, otonom implant yerleştirme ve gerçek zamanlı cerrahi navigasyon yeteneğine sahip yapay zeka destekli sistemlere kadar geniş bir yelpazeyi kapsar.(Farg & Hashem, 2021) Diş muayenelerindeki mevcut teknolojik altyapı akıllı robotların kullanımıyla geliştirilerek insan asistanların zihinsel ve fiziksel yükü azaltılabilir.(Adel et al., 2021)

### **7.3 Biyobaskı (bioprinting)**

Biyobaskı, canlı hücreler, biyomalzemeler ve büyüme faktörlerinin kontrollü biçimde katmanlandırılmasıyla biyolojik yapıların üretilmesini hedefleyen ileri bir teknolojidir.(Saroia et al., 2018) Bu yaklaşım doğrudan klasik protetik restorasyon üretiminden farklı olmakla birlikte rejeneratif diş hekimliği ve destek doku mühendisliği açısından gelecekte önemli etkiler yaratabilir.(De Isla et al., 2010) Periodontal doku alveoler kemik ve yumuşak doku rejenerasyonu alanlarında yapılan çalışmalar, biyobaskının gelecekte kişiselleştirilmiş biyolojik tedavi stratejilerinin bir parçası olabileceğini düşündürmektedir. Ancak hücre canlılığının korunması, vaskülarizasyon, biyomürekkep standardizasyonu ve klinik regülasyon süreçleri gibi temel sorunlar henüz tam olarak çözülebilmemiş değildir.(Alqutaibi, Alghauli,

Aljohani, & Zafar, 2024) Bu nedenle biyobaskı, kısa vadede rutin protetik klinik uygulamaya dönüşmekten çok, orta ve uzun vadede translasyonel araştırma alanı olarak görülmelidir.

## **8. Sonuç**

Katmanlı üretim teknolojileri protetik diş tedavisinde dijital dönüşümün en güçlü bileşenlerinden biri haline gelmiştir. Bu teknolojiler geçici restorasyonlar, splintler, tam protezler ve cerrahi rehberler gibi çok sayıda uygulamada klinik olarak anlamlı katkılar sunmaktadır. Mevcut kanıtlar uygun materyal seçimi, optimize edilmiş baskı parametreleri ve doğru post-processing protokolleri ile katmanlı üretimin güvenilir ve etkili bir seçenek olabileceğini göstermektedir. Bununla birlikte mekanik güvenilirlik, biyouyumluluk, yüzey kalitesi ve standart protokol eksikliği gibi bazı sorunlar halen çözülmesi gereken temel başlıklar arasında yer almaktadır. Gelecekte yeni materyallerin geliştirilmesi yapay zekadestekli tasarım sistemlerinin olgunlaşması, robotik entegrasyon ve biyobaskı alanındaki ilerlemeler, katmanlı üretimin protetik diş hekimliğindeki rolünü daha da güçlendirebilir. Bu nedenle katmanlı üretim günümüzde yalnızca alternatif bir üretim yöntemi değil, geleceğin kişiselleştirilmiş ve dijital protetik tedavi anlayışının temel taşlarından biri olarak değerlendirilmelidir.

## Kaynaklar

- Abad-Coronel, C., Carrera, E., Mena Córdova, N., Fajardo, J. I., & Aliaga, P. (2021). Comparative analysis of fracture resistance between CAD/CAM materials for interim fixed prosthesis. *Materials*, *14*(24), 7791.
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*, *2014*(1), 783948.
- Adel, S., Zaher, A., El Harouni, N., Venugopal, A., Premjani, P., & Vaid, N. (2021). Robotic applications in orthodontics: changing the face of contemporary clinical care. *BioMed research international*, *2021*(1), 9954615.
- Aguirre, B. C., Chen, J.-H., Kontogiorgos, E. D., Murchison, D. F., & Nagy, W. W. (2020). Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *123*(4), 641–646.
- Akyalcin, S., Cozad, B. E., English, J. D., Colville, C. D., & Laman, S. (2013). Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *144*(6), 916–922.
- Al-Humood, H., Alfaraj, A., Yang, C.-C., Levon, J., Chu, T.-M. G., & Lin, W.-S. (2023). Marginal fit, mechanical properties, and esthetic outcomes of CAD/CAM interim fixed dental prostheses (FDPs): A systematic review. *Materials*, *16*(5), 1996.
- Al-Qarni, F. D., Goodacre, C. J., Kattadiyil, M. T., Baba, N. Z., & Paravina, R. D. (2020). Stainability of acrylic resin materials used in CAD-CAM and conventional complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *123*(6), 880–887.
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, *60*(2), 72–84.
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *115*(6), 760–767.
- Aljehani, A., Nabalawi, A., Hefni, A., Alsefri, Z., Fakhry, O., Al Zaibak, W., & Raffa, O. (2024). Effect of build orientation on the fracture resistance and marginal quality of 3D-printed anatomic provisional crowns: an in-vitro study. *The Saudi Dental Journal*, *36*(4), 584–590.
- Alp, G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2019). Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly (methyl methacrylate) denture base materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *121*(2), 347–352.
- Alqutaibi, A. Y., Alghauli, M. A., Aljohani, M. H. A., & Zafar, M. S. (2024). Advanced additive manufacturing in implant dentistry: 3D printing technologies, printable materials, current applications and future requirements. *Bioprinting*, *42*, e00356.
- Alsandi, Q., Ikeda, M., Arisaka, Y., Nikaido, T., Tsuchida, Y., Sadr, A., . . . Tagami, J. (2021). Evaluation of mechanical and physical properties of light and heat polymerized UDMA for DLP 3D printer. *Sensors*, *21*(10), 3331.

- Alyami, M. H. (2024). The applications of 3D-printing technology in prosthodontics: A review of the current literature. *Cureus*, 16(9).
- Amorfini, L., Storelli, S., & Romeo, E. (2011). Rehabilitation of a dentate mandible requiring a full arch rehabilitation. Immediate loading of a fixed complete denture on 8 implants placed with a bone-supported surgical computer-planned guide: a case report. *Journal of Oral Implantology*, 37(sp1), 106–113.
- Astm, I. (2021). ASTM52900-21. *Additive Manufacturing—General Principles—Fundamentals and Vocabulary*. ASTM: West Conshohocken, PA, USA.
- Bae, E.-J., Jeong, I.-D., Kim, W.-C., & Kim, J.-H. (2017). A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 187–193.
- Bayarsaikhan, E., Lim, J.-H., Shin, S.-H., Park, K.-H., Park, Y.-B., Lee, J.-H., & Kim, J.-E. (2021). Effects of postcuring temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material. *Polymers*, 13(8), 1180.
- Berli, C., Thieringer, F. M., Sharma, N., Müller, J. A., Dedem, P., Fischer, J., & Rohr, N. (2020). Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 780–786.
- Berman, B. (2012). 3-D printing: The new industrial revolution. *Business horizons*, 55(2), 155–162.
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505–511.
- Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6), 361–366.
- Chartier, T., Dupas, C., Lasgorceix, M., Brie, J., Delhote, N., & Chaput, C. (2014). Additive manufacturing to produce complex 3D ceramic parts. *Journal of ceramic science and technology*, 6(2), 95–104.
- Cheah, C. W., Al-Namnam, N. M., Lau, M. N., Lim, G. S., Raman, R., Fairbairn, P., & Ngeow, W. C. (2021). Synthetic material for bone, periodontal, and dental tissue regeneration: where are we now, and where are we heading next? *Materials*, 14(20), 6123.
- Chen, X., Yuan, J., Wang, C., Huang, Y., & Kang, L. (2010). Modular preoperative planning software for computer-aided oral implantology and the application of a novel stereolithographic template: a pilot study. *Clinical implant dentistry and related research*, 12(3), 181–193.
- Choi, Y.-J., Koak, J.-Y., Heo, S.-J., Kim, S.-K., Ahn, J.-S., & Park, D.-S. (2014). Comparison of the mechanical properties and microstructures of fractured surface

- for Co-Cr alloy fabricated by conventional cast, 3-D printing laser-sintered and CAD/CAM milled techniques. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 52(2), 67–73.
- Crenn, M.-J., Rohman, G., Fromentin, O., & Benoit, A. (2022). Polylactic acid as a biocompatible polymer for three-dimensional printing of interim prosthesis: Mechanical characterization. *Dental Materials Journal*, 41(1), 110–116.
- Çakmak, G., Cuellar, A. R., Donmez, M. B., Abou-Ayash, S., Lu, W.-E., Schimmel, M., & Yilmaz, B. (2024). Effect of printing layer thickness on the trueness of 3-unit interim fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(4), 718–725.
- da Costa, L. P. G., Zamalloa, S. I. D., Alves, F. A. M., Spigolon, R., Mano, L. Y., Costa, C., & Mazzo, A. (2021). 3D printers in dentistry: a review of additive manufacturing techniques and materials. *Clinical and Laboratorial Research in Dentistry*.
- Das, A., Awasthi, P., Jain, V., & Banerjee, S. S. (2023). 3D printing of maxillofacial prosthesis materials: Challenges and opportunities. *Bioprinting*, 32, e00282.
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British dental journal*, 219(11), 521–529.
- De Isla, N., Huseltein, C., Jessel, N., Pinzano, A., Decot, V., Magdalou, J., . . . Stoltz, J.-F. (2010). Introduction to tissue engineering and application for cartilage engineering. *Bio-medical materials and engineering*, 20(3-4), 127–133.
- Dehurtevent, M., Robberecht, L., Hornez, J.-C., Thuault, A., Deveaux, E., & Béhin, P. (2017). Stereolithography: A new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dental Materials*, 33(5), 477–485.
- Demirel, M., Türksayar, A. A. D., Donmez, M. B., & Yilmaz, B. (2024). Effect of 3D printing technology and print orientation on the trueness of additively manufactured definitive casts with different tooth preparations. *Journal of dentistry*, 148, 105244.
- Duarte Jr, S., & Phark, J. H. (2025). Advances in Dental Restorations: A Comprehensive Review of Machinable and 3D-Printed Ceramic-Reinforced Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 37(1), 257–276.
- Ellakany, P., Aly, N. M., & Al-Harbi, F. (2022). Accuracy of 3D printed and digital casts produced from intraoral and extraoral scanners with different scanning technologies: in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 31(6), 521–528.
- Farag, A., & Hashem, D. (2021). Impact of the haptic virtual reality simulator on dental students' psychomotor skills in preclinical operative dentistry. *Clinics and practice*, 12(1), 17–26.
- Fina, F., Goyanes, A., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2017). Selective laser sintering (SLS) 3D printing of medicines. *International journal of pharmaceuticals*, 529(1-2), 285–293.
- Frąckiewicz, W., Szymlet, P., Jedliński, M., Światłowska-Bajzert, M., & Sobolewska, E. (2024). Mechanical characteristics of zirconia produced additively by 3D

- printing in dentistry-A systematic review with meta-analysis of novel reports. *Dental Materials*, 40(1), 124–138.
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., Khorasani, M., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021). *Additive manufacturing technologies* (Vol. 17): Springer.
- Hada, T., Kanazawa, M., Iwaki, M., Arakida, T., Soeda, Y., Katheng, A., . . . Minakuchi, S. (2020). Effect of printing direction on the accuracy of 3D-printed dentures using stereolithography technology. *Materials*, 13(15), 3405.
- Hasanzade, M., Yaghoobi, N., Nematollahi, P., & Ghazanfari, R. (2023). Comparison of the marginal and internal fit of PMMA interim crowns printed with different layer thicknesses in 3D-printing technique. *Clinical and experimental dental research*, 9(5), 832–839.
- Hassanpour, M., Narongdej, P., Alterman, N., Moghtadernejad, S., & Barjasteh, E. (2024). Effects of post-processing parameters on 3D-printed dental appliances: A review. *Polymers*, 16(19), 2795.
- Hoang, L. N., Thompson, G. A., Cho, S.-H., Berzins, D. W., & Ahn, K. W. (2015). Die spacer thickness reproduction for central incisor crown fabrication with combined computer-aided design and 3D printing technology: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(5), 398–404.
- Ireland, A. J., McNamara, C., Clover, M., House, K., Wenger, N., Barbour, M. E., . . . Sandy, J. R. (2008). 3D surface imaging in dentistry—what we are looking at. *British dental journal*, 205(7), 387–392.
- Jain, S., Sayed, M. E., Shetty, M., Alqahtani, S. M., Al Wadei, M. H. D., Gupta, S. G., . . . Mobarki, A. H. (2022). Physical and mechanical properties of 3D-printed provisional crowns and fixed dental prosthesis resins compared to CAD/CAM milled and conventional provisional resins: A systematic review and meta-analysis. *Polymers*, 14(13), 2691.
- Javaid, M., & Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 9(3), 179–185.
- Jeong, M., Radomski, K., Lopez, D., Liu, J. T., Lee, J. D., & Lee, S. J. (2023). Materials and applications of 3D printing technology in dentistry: an overview. *Dentistry journal*, 12(1), 1.
- Jockusch, J., & Özcan, M. (2020). Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental Materials Journal*, 39(3), 345–354.
- Joda, T., Ferrari, M., Gallucci, G. O., Wittneben, J. G., & Brägger, U. (2017). Digital technology in fixed implant prosthodontics. *Periodontology 2000*, 73(1), 178–192.
- Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2013). CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association*, 41(6), 407–416.

- Kessler, A., Reymus, M., Hickel, R., & Kunzelmann, K.-H. (2019). Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dental Materials*, 35(12), 1805–1812.
- Khorsandi, D., Fahimipour, A., Abasian, P., Saber, S. S., Seyedi, M., Ghanavati, S., . . . Leonova, A. (2021). 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta biomaterialia*, 122, 26–49.
- Kumal, M., Ray, N., Sah, P., Gupta, J., & Kumar, A. (2025). The digital dentist: robotics in dental practice. *Int J Res Med Sci*, 13, 1738–1745.
- Lal, K., White, G. S., Morea, D. N., & Wright, R. F. (2006). Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part II. A clinical report. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 15(2), 117–122.
- Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J., Gurr, M., & Mühlaupt, R. (2017). Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical reviews*, 117(15), 10212–10290.
- Lin, C.-H., Lin, Y.-M., Lai, Y.-L., & Lee, S.-Y. (2020). Mechanical properties, accuracy, and cytotoxicity of UV-polymerized 3D printing resins composed of Bis-EMA, UDMA, and TEGDMA. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(2), 349–354.
- Lin, L., Fang, Y., Liao, Y., Chen, G., Gao, C., & Zhu, P. (2019). 3D printing and digital processing techniques in dentistry: a review of literature. *Advanced Engineering Materials*, 21(6), 1801013.
- Liu, Q., Leu, M. C., & Schmitt, S. M. (2006). Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of advanced manufacturing technology*, 29(3), 317–335.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44–56.
- Nesic, D., Schaefer, B. M., Sun, Y., Saulacic, N., & Sailer, I. (2020). 3D printing approach in dentistry: the future for personalized oral soft tissue regeneration. *Journal of clinical medicine*, 9(7), 2238.
- Pacquet, W., Benoit, A., Hatège-Kimana, C., & Wulfman, C. (2019). Mechanical properties of CAD/CAM denture base resins. *The International journal of prosthodontics*, 32(1), 104–106.
- Perea-Lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2021). 3D-printed vs. heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials*, 14(19), 5781.
- Pianelli, C., Devaux, J., Bebelman, S., & Leloup, G. (1999). The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 48(5), 675–681.

- Prause, E., Malgaj, T., Kocjan, A., Beuer, F., Hey, J., Jevnikar, P., & Schmidt, F. (2024). Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations: An in vitro comparison of initial strength and fatigue behavior. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(2), 391–401.
- Prpić, V., Schauerperl, Z., Čatić, A., Dulčić, N., & Čimić, S. (2020). Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD/CAM, and conventional denture base materials. *Journal of prosthodontics*, 29(6), 524–528.
- Puebla, K., Arcaute, K., Quintana, R., & Wicker, R. B. (2012). Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyping Journal*, 18(5), 374–388.
- Reeponmaha, T., Angwaravong, O., & Angwarawong, T. (2020). Comparison of fracture strength after thermo-mechanical aging between provisional crowns made with CAD/CAM and conventional method. *The journal of advanced prosthodontics*, 12(4), 218.
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of prosthodontics*, 28(2), 146–158.
- Revilla-León, M., Sadeghpour, M., & Özcan, M. (2020). A review of the applications of additive manufacturing technologies used to fabricate metals in implant dentistry. *Journal of prosthodontics*, 29(7), 579–593.
- Salmi, M., Paloheimo, K.-S., Tuomi, J., Ingman, T., & Mäkitie, A. (2013). A digital process for additive manufacturing of occlusal splints: a clinical pilot study. *Journal of the Royal Society Interface*, 10(84).
- Salmi, M., Paloheimo, K.-S., Tuomi, J., Wolff, J., & Mäkitie, A. (2013). Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 41(7), 603–609.
- Sampaio, G. N., de Oliveira Limírio, J. P. J., de Luna Gomes, J. M., Lemos, C. A. A., Pesqueira, A. A., & Pellizzer, E. P. (2025). Evaluation of mechanical properties of CAD-CAM composite resins for milled versus 3D printed definitive restorations: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Saroia, J., Yanen, W., Wei, Q., Zhang, K., Lu, T., & Zhang, B. (2018). A review on biocompatibility nature of hydrogels with 3D printing techniques, tissue engineering application and its future prospective. *Bio-Design and Manufacturing*, 1(4), 265–279.
- Schweiger, J., Edelhoff, D., & Güth, J.-F. (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010.
- Sidhom, M., Zaghoul, H., Mosleh, I. E.-S., & Eldwakhly, E. (2022). Effect of different CAD/CAM milling and 3D printing digital fabrication techniques on the accuracy of PMMA working models and vertical marginal fit of PMMA provisional dental prosthesis: an in vitro study. *Polymers*, 14(7), 1285.

- Snosi, A. M., Lotfy, S. M., Thabet, Y. G., Sabet, M. E., & Rizk, F. N. (2021). Subtractive versus additive indirect manufacturing techniques of digitally designed partial dentures. *The journal of advanced prosthodontics*, 13(5), 327.
- Srinivasan, M., Cantin, Y., Mehl, A., Gjengedal, H., Müller, F., & Schimmel, M. (2017). CAD/CAM milled removable complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *Clinical oral investigations*, 21(6), 2007–2019.
- Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64.
- Su, G., Zhang, Y., Jin, C., Zhang, Q., Lu, J., Liu, Z., . . . Ma, J. (2023). 3D printed zirconia used as dental materials: a critical review. *Journal of biological engineering*, 17(1), 78.
- Sykes, L. M., Parrott, A. M., Owen, C. P., & Snaddon, D. R. (2004). Applications of rapid prototyping technology in maxillofacial prosthetics. *International Journal of Prosthodontics*, 17(4).
- Takaichi, A., Nakamoto, T., Joko, N., Nomura, N., Tsutsumi, Y., Migita, S., . . . Wakabayashi, N. (2013). Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 21, 67–76.
- Taşın, S., & Ismatullaev, A. (2022). Comparative evaluation of the effect of thermocycling on the mechanical properties of conventionally polymerized, CAD-CAM milled, and 3D-printed interim materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(1), 173. e171–173. e178.
- Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., . . . Jiang, H. B. (2021). A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*, 2021(1), 9950131.
- Unkovskiy, A., Bui, P. H.-B., Schille, C., Geis-Gerstorfer, J., Huettig, F., & Spintzyk, S. (2018). Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dental Materials*, 34(12), e324–e333.
- Unkovskiy, A., Spintzyk, S., Brom, J., Huettig, F., & Keutel, C. (2018). Direct 3D printing of silicone facial prostheses: A preliminary experience in digital workflow. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 303–308.
- Uzcategui, A. C., Muralidharan, A., Ferguson, V. L., Bryant, S. J., & McLeod, R. R. (2018). Understanding and improving mechanical properties in 3D printed parts using a dual-cure acrylate-based resin for stereolithography. *Advanced engineering materials*, 20(12), 1800876.
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28(1), 3–12.
- Wang, X., Mu, M., Yan, J., Han, B., Ye, R., & Guo, G. (2024). 3D printing materials and 3D printed surgical devices in oral and maxillofacial surgery: design, workflow and effectiveness. *Regenerative Biomaterials*, 11, rbae066.

- Wesemann, C., Spies, B. C., Sterzenbach, G., Beuer, F., Kohal, R., Wemken, G., . . . Pieralli, S. (2021). Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dental Materials*, 37(3), 432–442.
- Witkowski, S. (2005). (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence of Dental Technology (QDT)*, 28.
- Xie, B.-y., He, X., Hu, L., Guo, S.-l., Chen, J.-l., Zhang, J., . . . Li, W. (2025). Morphological comparison between artificial intelligence-driven and manual CAD design in single tooth restoration: a preliminary study. *BMC Oral Health*, 25(1), 1633.
- Yeslam, H. E., von Maltzahn, N. F., & Nassar, H. M. (2024). Revolutionizing CAD/CAM-based restorative dental processes and materials with artificial intelligence: A concise narrative review. *PeerJ*, 12, e17793.
- Zandinejad, A., Floriani, F., Lin, W. S., & Naimi-Akbar, A. (2024). Clinical outcomes of milled, 3D-printed, and conventional complete dentures in edentulous patients: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontics*, 33(8), 736–747.



**Bölüm**

**5**

## **RESTORATİF VE PROTETİK DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA**



*Kübra Nur Sönmez Yılmaz<sup>1</sup>  
Hayrunnisa Canan Bural Alan<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Araş. Gör., İstanbul Üniversitesi, <https://orcid.org/0009-0002-7896-1250>

<sup>2</sup> Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi, <https://orcid.org/0000-0003-2684-5506>

Protetik ve restoratif diş hekimliğinde materyal seçimi; biyolojik uyumun sağlanması, fonksiyonel gereksinimlerin ve estetik beklentilerin karşılanması gibi çok yönlü kriterler doğrultusunda şekillenmektedir. Uzun yıllar boyunca metal seramik restorasyonlar yüksek mekanik dayanımları ve klinik başarıları nedeniyle sabit protetik tedavilerde kullanılmıştır (Kongkiatkamon & Peampring, 2022; Kongkiatkamon, Rokaya, Kengtanyakich, & Peampring, 2023). Ancak metal altyapının opak yapısı, servikal bölgede gri renk yansımaları oluşturabilmesi ve sınırlı ışık geçirgenliği gibi optik sınırlamaları yüksek estetik beklentinin olduğu durumlarda dezavantajlar oluşturmuştur (Yigit, Al-Akkad, & Mounajjed, 2024).

Estetik ve biyolojik beklentilerin artmasıyla birlikte, doğal diş dokusunun optik özelliklerini daha iyi taklit edebilen ve metal içermeyen restoratif materyallere olan ilginin belirgin şekilde artmasıyla tam seramik sistemler giderek daha fazla tercih edilmeye başlanmıştır (Miura, Fujita, & Fujisawa, 2025). Üstün estetik performansları, biyouyumlulukları ve doğal dentisyonu taklit edebilen optik özellikleri sayesinde tam seramik materyaller güncel restoratif ve protetik tedavilerin önemli bir bileşeni haline gelmiştir. (Kongkiatkamon et al., 2023; Yigit et al., 2024).

Tam seramik sistemler yüksek estetik performans sunmalarına karşın, düşük kırılma direnci ve sınırlı mekanik dayanımları nedeniyle özellikle posterior bölgelerde ve uzun köprü restorasyonlarında kullanım açısından bazı sınırlılıklar göstermektedir. Bu mekanik sınırlılıklar, hem estetik hem de yüksek dayanım özelliklerini bir arada sunabilen yeni seramik materyallerin geliştirilmesine yönelik araştırmaları hızlandırmıştır. Bu doğrultuda geliştirilen zirkonya; yüksek kırılma tokluğu, üstün mekanik dayanımı ve biyouyumluluğu sayesinde restoratif ve protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan materyallerden biri haline gelmiştir (Denry & Kelly, 2008; Yigit et al., 2024). 1970'li yıllarda zirkonyanın üstün mekanik özelliklerinin ortaya konması ve çelik seramik olarak tanımlanması, materyalin yüksek dayanım potansiyelinin erken dönemde fark edildiğini göstermektedir (Denry & Kelly, 2008; Sakaguchi R., 1997; Yigit et al., 2024). İzleyen yıllarda zirkonya esaslı seramiklerin klinik kullanımı bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojilerinin gelişmesiyle birlikte hızla yaygınlaşmıştır (Alghazzawi, 2016; Aswal et al., 2025; Denry & Kelly, 2008; Kongkiatkamon et al., 2023; Sulaiman, 2020; Sulaiman, Suliman, Abdulmajeed, & Zhang, 2024).

## ZİRKONYANIN KRİSTAL YAPISI VE FAZ DÖNÜŞÜMLERİ

Zirkonya ( $ZrO_2$ ), zirkonyum elementinin oksijen ile oluşturduğu kristal yapıya sahip metal oksit seramiktir (Çelik, Bural, & Bayrakdar, 2015; Denry & Kelly, 2008; Kongkiatkamon et al., 2023). Cam faz içermeyen polikristalin yapısı sayesinde diğer dental seramiklere kıyasla daha yüksek dayanım ve

kırılma direnci gösterebilmekte, bu nedenle sabit protetik restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Badr et al., 2022; Leitão et al., 2022). Saf zirkonya polimorfik bir materyaldir ve sıcaklığa bağlı olarak üç farklı kristal fazda bulunmaktadır (Alghazzawi, 2016; Cesar, Miranda, Santos, Scherrer, & Zhang, 2024; Stawarczyk et al., 2017; Sulaiman et al., 2024; Y. Zhang & Lawn, 2018). Bunlar; oda sıcaklığında kararlı olan monoklinik faz, 1170 °C üzerinde oluşan tetragonal faz ve 2370 °C üzerindeki sıcaklıklarda meydana gelen kübik fazdır (Abduo, Lyons, & Bennamoun, 2014; Denry & Kelly, 2008; Sulaiman et al., 2024; Y. Zhang & Lawn, 2018). Zirkonya yüksek sıcaklıklarda tetragonal fazda bulunmakta olup, sinterleme veya fırınlama işlemi sonrasında soğuma sırasında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşmektedir. Bu faz dönüşümü geri dönüşümlü bir reaksiyon olup, materyal içerisinde tetragonal fazın yeniden monoklinik faza dönüşebilmesine olanak tanıyan enerji potansiyeli bulunmaktadır (Sakaguchi R., 1997; Sulaiman et al., 2024). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm sırasında yaklaşık %3–5 oranında hacim artışı meydana gelmekte ve bu durum materyal içinde kompresif gerilimlerin oluşmasına neden olmaktadır (Denry & Kelly, 2008; Stawarczyk et al., 2017; Sulaiman et al., 2024; Yigit et al., 2024; Y. Zhang & Lawn, 2018). Oluşan kompresif gerilimler belirli ölçüde materyalin dayanımını artırabilse de faz dönüşümünün kontrol altına alınmaması durumunda meydana gelen hacimsel değişim mikro çatlak oluşumuna ve yapısal hasara yol açabilmektedir (Miura et al., 2025; Yigit et al., 2024; Y. Zhang & Lawn, 2018). Zirkonyanın faz dönüşümlerine bağlı kararsız yapısı nedeniyle dental uygulamalarda doğrudan kullanımı sınırlıdır. Bu nedenle zirkonya yapısı çeşitli metal oksit katkıları ile stabilize edilmektedir. Kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), itriyum oksit (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ve seryum oksit (CeO<sub>2</sub>) gibi stabilizatörlerin ilavesi ile tetragonal veya kübik fazların oda sıcaklığında kararlı şekilde korunması sağlanabilmektedir (Denry & Kelly, 2008; Sakaguchi R., 1997). Stabilize edilmiş zirkonya sistemlerinde, uygulanan mekanik stres sonucu tetragonal fazın monoklinik faza dönüşmesi ile meydana gelen hacimsel genişleme çatlak ucunda kompresif gerilim oluşturarak çatlak ilerlemesini sınırlandırmaktadır. Transformasyon sertleşmesi olarak tanımlanan bu mekanizma, zirkonyanın diğer dental seramiklere kıyasla daha yüksek kırılma tokluğu göstermesinin temel nedenlerinden biridir (Kelly & Denry, 2008; Kongkiatkamon et al., 2023).

Dental uygulamalarda kullanılan zirkonya materyalleri mikro yapı ve stabilizasyon yöntemlerine göre farklı gruplara ayrılmaktadır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan başlıca zirkonya sistemleri; itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), magnezyum ile stabilize edilmiş zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) olarak sınıflandırılmaktadır (Denry & Kelly, 2008). Bu sistemler içerisinde özellikle Y-TZP, yüksek dayanımı ve biyouyumluluğu nedeniyle restoratif diş

hekimliğinde en yaygın kullanılan zirkonya türü olarak kabul edilmektedir (Sulaiman et al., 2024).

### DENTAL ZİRKONYA JENERASYONLARI

Zirkonya materyallerinin gelişimi özellikle CAD/CAM teknolojilerinin yaygınlaşmasıyla hız kazanmış ve farklı mekanik ve optik özelliklere sahip çok sayıda zirkonya sistemi geliştirilmiştir. Bu nedenle dental zirkonyalar; mikro yapıları, stabilizasyon yöntemleri ve içerdikleri stabilizatör miktarına bağlı olarak farklı jenerasyonlara ayrılmaktadır (Kongkiatkamon et al., 2023; Miura et al., 2025; Stawarczyk et al., 2017; Yigit et al., 2024). Zirkonya jenerasyonlarının sınıflandırılması yalnızca materyalin kimyasal kompozisyonundaki değişiklikleri değil, aynı zamanda klinik kullanım felsefesindeki dönüşümü de yansıtmaktadır. İlk dönem zirkonya materyalleri esas olarak yüksek dayanım gerektiren altyapı restorasyonlarına yönelik geliştirilmişken, daha sonraki jenerasyonlarda translusensinin artırılması ve monolitik kullanım olanaklarının genişletilmesi hedeflenmiştir (Lim, Vardhaman, Reddy, & Zhang, 2022).

Genel olarak zirkonya esaslı seramikler; tam stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristali (TZP) olmak üzere üç ana grupta değerlendirilmektedir (Kelly & Denry, 2008; Miura et al., 2025). Bu sistemler arasındaki temel fark, stabilizatör oksitlerin miktarı ve buna bağlı olarak oluşan kristal faz dağılımıdır. Stabilizatörlerin ilavesi ile tetragonal veya kübik fazların oda sıcaklığında kararlı şekilde korunması sağlanmaktadır (Sulaiman et al., 2024).

Dental uygulamalarda en yaygın kullanılan zirkonya türü, yüksek mekanik dayanım, yüksek kırılma tokluğu ve korozyona karşı direnci ile karakterize edilen itriyum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalidir (Y-TZP)'dir (Kelly & Denry, 2008). Ancak Y-TZP polikristalinin yüksek opasitesi nedeniyle translusensinin artırılmasına yönelik olarak zaman içerisinde çeşitli materyal modifikasyonları gerçekleştirilmiştir. Bu gelişim süreci zirkonya jenerasyonları şeklinde tanımlanmaktadır (Cesar et al., 2024).

Birinci Nesil Zirkonya (3Y-TZP): Zirkonyanın ilk klinik uygulamaları, % 3 mol itriyum oksit ve ağırlıkça %0.25-0.5 alümina içeren 3Y-TZP sistemleri ile başlamıştır (Cesar et al., 2024; Kelly & Denry, 2008; Sulaiman et al., 2024; Yigit et al., 2024). Bu materyaller yüksek oranda tetragonal kristal faz içermekte olup yüksek eğilme dayanımı ve kırılma tokluğu göstermelerine rağmen düşük translüsensiye sahiptir (Sulaiman et al., 2024). Bu nedenle birinci nesil zirkonyalar, sabit protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak geliştirilmiş ve genellikle üzerine feldspatik porselen tabakalanarak kullanılmıştır. (Miura et al., 2025; Stawarczyk et al., 2017). Bu sistemde restorasyonun mekanik dayanımı zirkonya altyapı tarafından sağlanırken

estetik görünüm üzerine tabakalanan feldspatik porselen veneer ile elde edilmektedir. Ancak zirkonyanın düşük termal iletkenliği sebebiyle erken dönemde restorasyonlarda porselen kırıkları, çatlakları ve veneer porselenin altyapıdan ayrılması komplikasyonları sıklıkla görülmüştür (Cesar et al., 2024; Miura et al., 2025; Sakaguchi R., 1997; Stawarczyk et al., 2017).

İkinci Nesil Zirkonya (3Y-TZP): Birinci nesil zirkonyaların estetik açıdan sınırlı translusensi göstermesi nedeniyle ikinci nesil zirkonya materyalleri geliştirilmiştir. Bu sistemlerde translusensiyi artırmak amacıyla materyalin mikro yapısında bazı değişiklikler yapılarak alümina içeriği %0.25'ten %0.05'e düşürülmüştür. İkinci nesil zirkonyalar hâlâ yaklaşık %3 mol itriyum oksit içeren 3Y-TZP yapısına sahip olmakla birlikte, mikro yapısal optimizasyonlar sonucunda genellikle %70'ten fazla tetragonal ve %30'dan az kübik faz içermekte ve bu düzenlemeler sayesinde daha yüksek translusensi göstermektedir (Lim et al., 2022; Stawarczyk et al., 2017; Sulaiman et al., 2024). Alümina partiküllerinin neden olduğu ışık saçılımının azaltılmasıyla zirkonyanın optik özellikleri birinci nesle kıyasla iyileştirilmiş olsa da, elde edilen translusensi düzeyi estetik gereksinimleri tam olarak karşılamadığından anterior bölgede kullanım endikasyonları sınırlı kalmıştır (Sulaiman et al., 2015; Sulaiman et al., 2024; Tong, Tanaka, Kaizer, & Zhang, 2016; Y. Zhang & Lawn, 2018).

Üçüncü Nesil Zirkonya (5Y-PSZ): Estetik gereksinimlerin daha yüksek olduğu restorasyonlarda kullanılacak daha translusent zirkonya materyallerinin geliştirilmesi amacıyla, zirkonyanın stabilizasyonunda kullanılan itriyum oksit miktarı artırılmış ve böylece üçüncü nesil zirkonya materyalleri ortaya çıkmıştır. Bu sistemler genellikle %5 mol itriyum oksit içeren kısmen stabilize zirkonya (5Y-PSZ) olarak tanımlanmaktadır (Sulaiman et al., 2024; Y. Zhang & Lawn, 2018). İtriyum oksit konsantrasyonunun %3'ten %5 mol seviyesine yükseltilmesiyle materyal içerisindeki kübik kristal faz oranı artmakta; bu durum ışık saçılımını azaltarak zirkonyanın translusensini belirgin şekilde artırmaktadır. Bu mikro yapısal değişim sonucunda üçüncü nesil zirkonyalar, artan translusensi ve gelişmiş estetik özellikleri sayesinde anterior bölge restorasyonlarında kullanılabilir hale gelmiştir (Kongkiatkamon et al., 2023; Miura et al., 2025). Ancak kübik fazın artması, tetragonal faza özgü olan transformasyon sertleşmesi mekanizmasının etkinliğini azaltmaktadır (Stawarczyk et al., 2017). Kübik zirkonya faz dönüşümüne uğrayamadığından çatlak ilerlemesini durdurma kapasitesi sınırlı olmakta ve buna bağlı olarak materyalin kırılma dayanımı klasik 3Y-TZP sistemlerine kıyasla daha düşük olabilmektedir. Genel olarak itriyum oksit miktarının artması translusensinin artmasına, ancak mekanik dayanımın azalmasına yol açmaktadır (Sakaguchi R., 1997; Stawarczyk et al., 2017; Yigit et al., 2024; Y. Zhang & Lawn, 2018). Bu nedenle üçüncü nesil zirkonyalar estetik açıdan avantaj sağlamalarına rağmen artan kübik

faz oranına bağlı olarak mekanik dayanımlarının azalması klinik kullanım açısından bazı tartışmaları beraberinde getirerek bu materyallerin çoğunlukla tek kuron restorasyonlarında ve estetik gereksinimin ön planda olduğu anterior bölgelerde tercih edilmesine sebep olmuştur (Kongkiatkamon et al., 2023; Lim et al., 2022; Sulaiman et al., 2024; Zarone, Russo, & Sorrentino, 2011). Bu dengeyi iyileştirmek amacıyla yaklaşık %4 mol itriyum oksit içeren 4Y-PSZ zirkonya materyalleri geliştirilmiştir. Bu sistemler yaklaşık %60–75 tetragonal ve %25–40 kübik kristal faz içermekte olup, translusensi ile mekanik dayanım arasında daha dengeli bir yapı sunmayı hedeflemektedir (Stawarczyk et al., 2017; Sulaiman et al., 2024; Y. Zhang & Lawn, 2018).

Son yıllarda dental zirkonya materyallerinin gelişimi yalnızca farklı itriyum konsantrasyonlarının kullanılmasıyla sınırlı kalmamış, aynı zamanda polikromatik ve çok katmanlı (multilayer) zirkonya sistemleri de geliştirilmiştir (Badr et al., 2022; Sulaiman et al., 2024; Vardhaman, Borba, Kaizer, Kim, & Zhang, 2020). Bu sistemlerde restorasyonun farklı bölgelerinde farklı kompozisyonlara sahip zirkonya fazları kullanılabilir. Örneğin servikal bölgede daha yüksek mekanik dayanım sağlayan 3Y-TZP, insizal bölgede ise daha yüksek translusensi sağlayan 4Y-PSZ veya 5Y-PSZ tercih edilebilmektedir (Cesar et al., 2024; Sulaiman et al., 2015). Ayrıca bazı sistemlerde katmanlar arasında itriyum içeriği sabit tutulurken renk farklılığı pigment kompozisyonu ile sağlanmaktadır. Bu yaklaşımlar sayesinde zirkonya diskler farklı renk tonları ve translusensi derecelerine sahip olacak şekilde tasarlanmakta ve böylece tek bir restorasyon içerisinde hem yüksek mekanik dayanım hem de doğal diş dokusuna daha yakın estetik özellikler elde edilebilmektedir (Badr et al., 2022; Kolakarnprasert, Kaizer, Kim, & Zhang, 2019; Y. Zhang, Sailer, & Lawn, 2013).

## ZİRKONYA ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Zirkonya esaslı seramik restorasyonların üretimi, seramik tozunun hazırlanması, şekillendirilmesi ve yüksek sıcaklıkta sinterlenmesi basamaklarını içeren çok aşamalı bir üretim sürecine dayanmaktadır. Dental uygulamalarda bu süreç tarihsel olarak konvansiyonel seramik şekillendirme tekniklerinden bilgisayar destekli eksiltmeli üretime ve son yıllarda eklemeli üretim teknolojilerine doğru belirgin bir gelişim göstermiştir (Aswal et al., 2025; Cesar et al., 2024; Denry & Kelly, 2008; Khanlar, Salazar Rios, Tahmaseb, & Zandinejad, 2021).

### Konvansiyonel Üretim Yöntemleri

Zirkonya seramiklerin üretiminde kullanılan konvansiyonel yöntemler arasında slip döküm, kuru presleme, cam infiltrasyonu, ekstrüzyon ve enjeksiyon kalıplama gibi teknikler yer almaktadır (Aswal et al., 2025; Denry & Kelly, 2008; Piconi & Maccauro, 1999). Bu yöntemlerde temel prensip, zirkonya tozunun uygun bağlayıcılar veya sıvı fazlar yardımıyla şekillendirilmesi ve

ardından yüksek sıcaklıkta sinterleme işlemi ile yoğunlaştırılmasıdır. Bu teknikler yüksek yoğunluklu seramik yapıların üretimine olanak sağlamakla birlikte üretim sürecinin çok aşamalı olması, uzun işlem süresi, yüksek iş gücü gereksinimi ve karmaşık geometrilerin üretiminde sınırlı hassasiyet gibi dezavantajlara sahiptir (Kelly & Denry, 2008; Raj & Singh, 2024). Bu nedenle günümüzde dental zirkonya restorasyonlarının üretiminde konvansiyonel yöntemlerin yerini büyük ölçüde dijital üretim teknolojileri almıştır.

### **Eksiltmeli Üretim Yöntemleri**

Günümüzde dental zirkonya restorasyonların üretiminde en yaygın yöntem (CAD/CAM) tabanlı eksiltmeli üretimdir (Abduo et al., 2014; Alghazzawi, 2016; Solís Pinargote et al., 2024). Bu yaklaşımda restorasyon dijital ortamda tasarlanmakta ve endüstriyel olarak hazırlanmış zirkonya bloklardan frezelenmektedir. CAD/CAM sistemleri, ölçü alma, model elde etme, mum modelaj ve döküm benzeri çok sayıda ara basamağı azaltarak hata kaynaklarını sınırlamakta ve daha standardize bir üretim süreci sunmaktadır (Denkena, Breidenstein, Busemann, & Lehr, 2017). Ayrıca blokların kontrollü endüstriyel koşullarda üretilmesi, daha homojen mikroyapı ve daha öngörülebilir materyal özellikleri sağlamaktadır (Abduo et al., 2014; Bultan, ÖNGÜL, & TÜRKOĞLU, 2010). Zirkonya CAD/CAM bloklarının üretimi ham tozların öğütülmesi, tek eksenli veya izostatik presleme ile şekillendirilmesi, ön sinterleme ve blok formuna getirilmesi gibi aşamalardan oluşmaktadır (Solís Pinargote et al., 2024). Bu bağlamda laboratuvarında görülen frezeleme işlemi, aslında daha önce optimize edilmiş seramik toz işleme ve blok üretim teknolojisinin son aşamasını temsil etmektedir. CAD/CAM tabanlı eksiltmeli üretim, yarı sinterlenmiş blokların işlenmesi ve tam sinterlenmiş blokların işlenmesi olmak üzere uygulamada iki temel şekilde gerçekleştirilmektedir.

Yarı sinterlenmiş zirkonyanın işlenmesi: Dental zirkonya restorasyonlarının üretiminde en yaygın kullanılan yaklaşım, yarı sinterlenmiş (pre-sintered, non HIP) zirkonya blokların CAD/CAM sistemleri ile frezelenmesidir. Bu yöntemde materyal, nispeten düşük sertliğe ve daha yüksek işlenebilirliğe sahip olduğu ön sinterleme aşamasında işlenmektedir (Bultan et al., 2010; Çelik et al., 2015; Kongkiatkamon et al., 2023). Restorasyon tasarımı CAD yazılımında gerçekleştirilirken, sinterleme sırasında meydana gelecek boyutsal büzülme dikkate alınarak restorasyon daha büyük boyutta modellenerek ve bu formda frezelenmektedir (Abduo et al., 2014; Solís Pinargote et al., 2024; Sulaiman et al., 2024). Frezeleme işleminden sonra uygulanan yüksek sıcaklıktaki final sinterleme ile materyal yoğunlaşarak gerçek boyutuna ulaşmakta ve nihai mekanik özelliklerini kazanmaktadır. Sinterleme sırasında meydana gelen lineer büzülmenin yaklaşık %20–25, bazı sistemlerde ise %25–30 düzeyinde olabildiği bildirilmektedir (Çelik et al., 2015; Denkena et al., 2017; El-Ghany & Sherief,

2016). Bu nedenle CAD yazılımının büzülme kompanzasyonunu doğru şekilde gerçekleştirmesi, restorasyonların boyutsal doğruluğu açısından kritik öneme sahiptir. Bu yöntemin en önemli avantajı, materyalin nispeten düşük sertliği sayesinde frezeleme işleminin daha kolay gerçekleştirilebilmesi ve frezelerde meydana gelen aşınmanın daha sınırlı olmasıdır (Bultan et al., 2010; Yin et al., 2017). Bununla birlikte blokların üretim sürecinde bağlayıcı maddelerin uzaklaştırılması ve ön sinterleme parametrelerinin doğru şekilde belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Ön sinterleme sıcaklığı ve süresi, blokların sertliği, işlenebilirliği ve frezeleme sonrası oluşan yüzey kalitesi üzerinde doğrudan etkili olabilmektedir (Denkena et al., 2017; Yin et al., 2017). Ayrıca yarı sinterlenmiş yapının gözenekli doğası nedeniyle frezeleme sırasında mikro çatlak oluşumu, yüzey kusurları ve lokal hasarlar meydana gelebilmektedir (El-Ghany & Sherief, 2016; Yin, Jahanmir, & Ives, 2003). Bu tür yüzey kusurları sonraki sinterleme işlemi sırasında tamamen ortadan kalkmayabilir ve restorasyonun yüzey bütünlüğünü etkileyebilir. Sinterleme işlemi yalnızca boyutsal büzülmeyi değil aynı zamanda tane boyutunu, yoğunluğu, faz dağılımını, optik özellikleri ve mekanik dayanımı da belirlemektedir. Dental zirkonya seramiklerde sinterleme genellikle 1350–1550°C sıcaklık aralığında gerçekleştirilmektedir ve bu işlem sonucunda materyal yüksek yoğunluğa ulaşarak klinik kullanıma uygun nihai özelliklerini kazanmaktadır (Denkena et al., 2017; El-Ghany & Sherief, 2016; Piconi & Maccauro, 1999; Sundh, Molin, & Sjögren, 2005). Bununla birlikte sinterleme sıcaklığı ve süresindeki değişiklikler taneciklerin büyümesine neden olabilmekte ve buna bağlı olarak materyalin mekanik davranışı ile düşük sıcaklık yaşlanmasına karşı direnci üzerinde etkili olabilmektedir. Bu nedenle yarı sinterlenmiş zirkonyadan restorasyon üretiminde frezeleme kadar sinterleme protokolünün de dikkatle kontrol edilmesi gerekmektedir (El-Ghany & Sherief, 2016).

Tam sinterlenmiş zirkonyanın işlenmesi: CAD/CAM tabanlı eksiltmeli üretimde ikinci yaklaşım, tam sinterlenmiş zirkonya blokların doğrudan frezelemesi esasına dayanmaktadır. Bu yöntemde materyal frezeleme öncesinde nihai yoğunluğuna ve mekanik özelliklerine ulaşmış olduğundan, sinterleme sonrası büzülmenin telafi edilmesi amacıyla restorasyonun daha büyük boyutta işlenmesine gerek kalmaz ve bu durum teorik olarak boyutsal kontrol açısından avantaj sağlamaktadır (Abduo et al., 2014; Bultan et al., 2010; Çelik et al., 2015). Ancak tam sinterlenmiş zirkonya çok yüksek sertlik ve dayanım gösterdiğinden, işlenmesi yarı sinterlenmiş bloklara kıyasla çok daha zordur. İşlem süresi uzamakta ve daha rijit freze sistemlerine ihtiyaç duyulmakta, ayrıca frez aşınması belirgin şekilde artmaktadır. Bu nedenlerle tam sinterlenmiş zirkonyanın işlenmesi klinik ve laboratuvar pratiğinde daha sınırlı kullanım alanı bulmuştur. (Abduo et al., 2014; Denkena et al., 2017; Sundh et al., 2005).

Tam sinterlenmiş zirkonyanın frezelenmesi sırasında yüzey ve yüzey altı bölgelerde mikroçatlaklar, kusurlar ve artık gerilmeler oluşabilmektedir. Bazı durumlarda tetragonalden monoklinik faz dönüşümüne bağlı yüzeyel kompresif gerilmeler oluşması dayanımı olumlu etkileyebilirken, daha büyük yüzey kusurları sonucunda kırık oluşumunun başlangıç noktası haline gelebilmektedir (Guazzato, Albakry, Quach, & Swain, 2005; Yin et al., 2003). Artan frez aşınması ve işlem sırasında materyalde oluşabilecek hasar riski nedeniyle, günümüzde çoğu CAD/CAM sisteminde tam sinterlenmiş blokların doğrudan frezelenmesi yerine yarı sinterlenmiş blokların frezelenmesi ve ardından kontrollü sinterleme uygulanması tercih edilmektedir. (Blue, Griggs, Woody, & Miller, 2003; Denkena et al., 2017; Yin et al., 2017).

### **Ekllemeli Üretim Yöntemleri**

Ekllemeli üretim, üç boyutlu dijital tasarım verilerine dayanarak materyalin katmanlar hâlinde eklenmesi prensibine dayanan bir üretim yöntemidir. Bu yaklaşımda restorasyon, eksiltmeli üretimde olduğu gibi hazır bloktan materyal uzaklaştırarak değil, doğrudan katmanlı olarak oluşturulmaktadır. Böylece frezeleme sırasında kullanılan kesici aletlerin çapı ve geometrisinden kaynaklanan karmaşık geometrilerin işleme zorluğu ortadan kalkmakta ve materyal israfının önüne geçilmektedir (Khanlar et al., 2021; Lebon, Tapie, Duret, & Attal, 2016; Zarone et al., 2011). Zirkonya seramiklerin ekllemeli üretiminde stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer eritme (SLM), mürekkep püskürtmeli baskı (inkjet printing), bağlayıcı püskürtme (binder jetting), malzeme ekstrüzyonu (FDM) ve doğrudan mürekkep yazdırma (direct ink writing) gibi farklı üretim teknolojileri kullanılsa da vat polimerizasyon sistemleri olan SLA ve DLP sistemleri zirkonya üretiminde öne çıkan teknolojiler olarak belirtilmektedir (Alghazzawi, 2016; Aswal et al., 2025; Khanlar et al., 2021).

Zirkonyanın ekllemeli üretimi, polimer ve metal materyallerin ekllemeli üretim süreçlerinden bazı yönleriyle farklılık göstermektedir. Baskılama işlemi yalnızca başlangıç şekillendirme aşamasını oluşturmakta, materyalin nihai yoğunluğu ve mekanik özellikleri ise baskı sonrası uygulanan bağlayıcı uzaklaştırma (debinding) ve sinterleme işlemleri ile kazanılmaktadır. Bu nedenle zirkonyanın ekllemeli sistem ile üretimi; seramik süspansiyonunun hazırlanması, katmanlı üretim, debinding ve sinterleme aşamalarını içeren çok basamaklı bir üretim süreci olarak değerlendirilmektedir (Aswal et al., 2025; Khanlar et al., 2021; Methani, Revilla-León, & Zandinejad, 2020). Ekllemeli üretim ile zirkonya seramiklerin üretimi, seramik materyallerin fiziksel ve kimyasal özellikleri nedeniyle çeşitli teknik zorluklar içermektedir. Öncelikle üretim sürecinde kullanılan seramik süspansiyonların uygun reolojik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Yüksek yoğunluklu ve mekanik

açından dayanıklı parçalar elde edebilmek için süspansiyon içinde yüksek oranda zirkonya partikülü bulunması istenmektedir; ancak partikül oranının artması viskozitenin artmasına ve baskılama sırasında akış problemlerine yol açabilmektedir. Bu nedenle yüksek partikül konsantrasyonu ile düşük viskozite arasında uygun bir denge sağlanması gerekmektedir (Bertsch, Jiguet, & Renaud, 2004; Griffith & Halloran, 1996).

Vat fotopolimerizasyon temelli sistemlerde bir diğer önemli sorun, zirkonya partiküllerinin ışığı saçmasıdır (Griffith & Halloran, 1996; Khanlar et al., 2021). Seramik partiküller ile fotopolimer reçine arasındaki kırılma indeksi farkı nedeniyle ışığın süspansiyon içindeki yayılımı azalmakta, bu durum kürlenme derinliğini ve katman kalınlığını etkileyerek boyutsal doğruluğu sınırlayabilmektedir (Gentry & Halloran, 2013; Liu et al., 2018; Wu et al., 2016). Baskılama sonrasında elde edilen green body yapıda bulunan organik bağlayıcıların uzaklaştırılması sırasında iç gerilimler oluşabilmekte ve bu durum debinding aşamasında çatlak gelişimine neden olabilmektedir (Aswal et al., 2025; Khanlar et al., 2021; Liu et al., 2018).

Son aşamada gerçekleştirilen sinterleme işlemi sırasında önemli miktarda büzülme meydana gelmektedir ve bu büzülmenin homojen olmaması boyutsal doğruluğu olumsuz etkileyebilmektedir (Z. C. Zhang, Li, Chu, & Shen, 2019). Ayrıca bazı lazer tabanlı eklemeli üretim yöntemlerinde yüksek sıcaklık nedeniyle termal gerilmeler ve çatlak oluşumu görülebilmektedir (Della Bona, Cantelli, Britto, Collares, & Stansbury, 2021; Khanlar et al., 2021). Bu nedenle zirkonyanın eklemeli üretiminde hammadde hazırlığı, baskı parametreleri ve sinterleme koşullarının dikkatle optimize edilmesi gerekmektedir (Aswal et al., 2025).

Sonuç olarak eklemeli üretim teknolojileri, karmaşık geometrilerin üretilebilmesi, materyal tasarrufu sağlaması ve kişiye özgü restorasyonların üretimine olanak tanınması gibi önemli avantajlar sunsa da baskılama doğruluğu, debinding sırasında oluşabilecek çatlaklar, sinterleme kaynaklı büzülme ve mikroyapısal porozite gibi faktörler üretim sürecinde önemli teknik sınırlılıklar oluşturabilmekte ve bu durum frezelenmiş zirkonyaya kıyasla mekanik dayanım ve güvenilirliğin daha düşük olmasına yol açabilmektedir. Bu nedenle eklemeli üretim, zirkonya restorasyonların üretimi açısından umut verici bir yaklaşım olarak değerlendirilmekte birlikte günümüzde eksiltmeli üretim tekniği kadar yaygın ve standardize bir yöntem hâline gelmemiştir; klinik kullanımının yaygınlaşabilmesi için üretim parametreleri, debinding ve sinterleme protokollerinin daha fazla optimize edilmesi gerektiği bildirilmektedir (Aswal et al., 2025; Khanlar et al., 2021).

## **KLİNİK DEĞERLENDİRME**

Zirkonya, yüksek mekanik dayanımı, kırılma tokluğu, biyouyumluluğu ve gelişen optik özellikleri sayesinde günümüzde restoratif ve protetik diş

hekimliğinde sıklıkla kullanılan indirekt materyallerden biri haline gelmiştir. CAD/CAM teknolojilerinin gelişmesi ve farklı mikro yapısal özelliklere sahip zirkonya jenerasyonlarının kullanıma girmesiyle birlikte, materyalin klinik kullanım alanı önemli ölçüde genişlemiştir. Günümüzde zirkonya; tek kuron restorasyonları, köprü restorasyonları, implant üstü restorasyonlar, tam ark rehabilitasyonlar, abutmentler ve bazı minimal invaziv restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Kongkiatkamon et al., 2023; Sulaiman et al., 2024). Yüksek dayanım gösteren 3Y-TZP esaslı sistemler özellikle posterior bölgede ve yüksek okluzal yüklerin beklendiği olgularda tercih edilirken, translusensisi artırılmış 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ materyaller daha çok estetik gereksinimin ön planda olduğu anterior bölge restorasyonlarında kullanılmaktadır (Miura et al., 2025; Sulaiman et al., 2024).

Zirkonyanın en önemli klinik avantajlarından biri, diğer tam seramik sistemlerine kıyasla daha yüksek eğilme dayanımı ve kırılma direnci göstermesidir. Bu özellik, restorasyonların daha ince kesitlerde üretilebilmesine ve daha konservatif preparasyonların uygulanabilmesine olanak tanımaktadır (Sulaiman et al., 2024). Ayrıca zirkonyanın biyouyumlu yapısı, kimyasal stabilitesi ve korozyona karşı direnci, materyalin uzun dönem klinik başarısını destekleyen önemli özellikler arasında yer almaktadır (Denry & Kelly, 2008; Leitão et al., 2022). Monolitik zirkonya restorasyonların geliştirilmesiyle birlikte, özellikle tabakalı sistemlerde sık görülen veneer porselen kırığı ve chipping gibi komplikasyonların azaltılması hedeflenmiş; bu doğrultuda monolitik zirkonya restorasyonlar özellikle posterior bölgede daha öngörülebilir bir tedavi seçeneği olarak öne çıkmıştır (Miura et al., 2025; Sulaiman et al., 2024). Yeni nesil çok katmanlı ve polikromatik zirkonya sistemleri, farklı translusensi ve renk geçişleri sayesinde doğal diş dokusuna daha yakın estetik sonuçların elde edilmesine katkı sağlamıştır (Badr et al., 2022; Vardhaman et al., 2020). Bununla birlikte zirkonyanın bazı klinik sınırlılıkları da bulunmaktadır. Özellikle translusensiyi artırmak amacıyla kübik faz oranının yükseltildiği yeni jenerasyon materyallerde, transformasyon sertleşmesi mekanizmasının etkinliği azalmakta ve buna bağlı olarak mekanik dayanım klasik 3Y-TZP sistemlerine kıyasla düşebilmektedir (Stawarczyk et al., 2017; Y. Zhang & Lawn, 2018). Bu nedenle estetik açıdan daha avantajlı olan yüksek translusensili zirkonyalar, her klinik durumda yüksek dayanımlı klasik zirkonyaların yerini alamamaktadır. Benzer şekilde tabakalı zirkonya restorasyonlarda veneer porselen kırıkları, marjinal uyum sorunları ve yüzey kusurlarına bağlı komplikasyonlar bildirilmeye devam etmektedir (Miura et al., 2025). Klinik kullanım açısından zirkonya restorasyonların başarısı yalnızca materyalin intrinsik özelliklerine değil; preparasyon tasarımı, restorasyon kalınlığı, sinterleme protokolü ve okluzal düzenleme gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Özellikle monolitik zirkonya restorasyonlarda yeterli materyal kalınlığının korunması ve okluzal kontakların dikkatle

düzenlenmesi uzun dönem başarı açısından önem taşımaktadır. Ayrıca zirkonya restorasyonların klinik değerlendirilmesinde antagonist diş aşınması önemli bir parametre olarak kabul edilmektedir. Yapılan çalışmalar monolitik zirkonya restorasyonların antagonist mine üzerinde klinik olarak kabul edilebilir düzeyde aşınma oluşturduğunu göstermektedir (Aljomard, Altunok, & Kara, 2022). Bununla birlikte restorasyon yüzeyinin son işlem şekli aşınma davranışını önemli ölçüde etkileyebilmektedir. Özellikle cilalanmış monolitik zirkonya yüzeylerinin cilalı yüzeylere kıyasla antagonist dişlerde daha düşük aşınmaya neden olduğu bildirilmektedir (Aljomard et al., 2022; Janyavula et al., 2013). Bu nedenle okluzal ayarlamalar sonrasında restorasyon yüzeyinin dikkatli şekilde cilalanması önerilmektedir.

Zirkonya restorasyonların klinik performansı değerlendirilirken dikkate alınması gereken önemli faktörlerden biri de düşük sıcaklık yaşlanması (low-temperature degradation, LTD) olarak tanımlanan hidrotermal bozunma sürecidir (Denry & Kelly, 2008; Y. Zhang & Lawn, 2018). Bu süreçte özellikle tetragonal faz içeren zirkonya materyallerinde nemli ortamın etkisiyle tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü gerçekleşebilmektedir. Bu faz dönüşümü yüzey pürüzlülüğünde artış, tane ayrılması ve mikroçatlak oluşumu gibi mikroyapısal değişikliklere yol açabilmekte ve uzun dönemde materyalin mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir. Güncel dental zirkonya sistemlerinde optimize edilmiş stabilizatör içeriği, kontrollü sinterleme protokolleri ve ince taneli mikroyapı sayesinde düşük sıcaklık yaşlanmasının klinik etkilerinin büyük ölçüde sınırlandırıldığı bildirilmektedir (Denry & Kelly, 2008; Lughı & Sergo, 2010; Yang, Xu, Hong, & Yu, 2020; Y. Zhang & Lawn, 2018)

Zirkonya materyallerindeki gelişmeler restorasyonların estetik özelliklerini önemli ölçüde iyileştirmiş, ancak materyal seçimini de daha dikkatli değerlendirilmesi gereken bir süreç haline getirmiştir. Çünkü zirkonya başlığı altında yer alan materyaller faz dağılımı, mikro yapı, optik özellikler ve mekanik dayanım açısından birbirinden farklılık gösterebilmektedir. Bu nedenle klinik uygulamada materyal seçimi; restorasyonun bulunduğu bölge, estetik gereksinim ve beklenen okluzal yük gibi faktörler dikkate alınarak yapılmalıdır. Sonuç olarak zirkonya, sahip olduğu mekanik dayanım, biyouyumluluk ve gelişen optik özellikleri sayesinde çağdaş restoratif ve protetik diş hekimliğinde önemli bir materyal seçeneği sunmaktadır. Bununla birlikte restorasyonların uzun dönem başarısı, uygun zirkonya jenerasyonunun seçilmesi, restorasyon tasarımı, üretim ve sinterleme protokollerinin doğru uygulanması ve uygun yüzey işlemlerinin gerçekleştirilmesi ile yakından ilişkilidir.

## ZİRKONYA RESTORASYONLARIN YÜZEY İŞLEMLERİ VE SİMANTASYONU

Zirkonya restorasyonların klinik başarısı yalnızca materyalin mekanik özelliklerine değil, aynı zamanda uygun yüzey hazırlığı ve doğru simantasyon protokolünün seçilmesine de bağlıdır. Zirkonya, cam faz içermeyen polikristalin bir seramik olduğundan feldspatik seramikler ve lityum disilikat gibi cam seramiklerde uygulanan hidroflorik asit ile pürüzlendirme ve silanizasyon temelli klasik adeziv bağlanma yaklaşımına uygun değildir (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015). Bu nedenle zirkonyada bağlanmanın artırılması amacıyla hem mikromekanik tutuculuk oluşturan hem de kimyasal etkileşimi destekleyen alternatif yüzey işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Aksoy, Varol, & Özkan, 2012; Al-Amari et al., 2024; Lupu et al., 2025).

Zirkonya yüzeyinde uygulanan işlemlerin temel amacı yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırmak ve rezin siman için uygun bir yüzey topografyası oluşturmaktır (Al-Amari et al., 2024; Li et al., 2024; Souza et al., 2013). Bu amaçla en sık kullanılan yöntemlerden biri alüminyum oksit ile yapılan kumlama işlemidir. Kumlama işlemi zirkonya yüzeyinde mikromekanik retansiyon oluşturarak bağlanmayı arttırmakta; ancak işlem parametrelerinin kontrolsüz uygulanması yüzeyde tetragonal-monoklinik faz dönüşümüne, mikroçatlak oluşumuna ve yüzey bütünlüğünün bozulmasına yol açabilmektedir. Bu nedenle partikül boyutu, uygulama süresi ve basınç gibi değişkenlerin dikkatle belirlenmesi gerekmektedir (Aksoy et al., 2012; Li et al., 2024; Souza et al., 2013). Zirkonya yüzey hazırlığında genellikle yaklaşık 50 µm alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) partikülleri ile yaklaşık 1–2 bar basınç altında kumlama yapılması önerilmektedir (Flores-Ferreya et al., 2019). Bu parametrelerin zirkonya yüzeyinde yeterli mikromekanik retansiyon oluştururken materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkileme riskini minimize ettiği bildirilmektedir (Feiz, Rastghalam, & Swift, 2022; Flores-Ferreya et al., 2019; Sulaiman, Altak, Abdulmajeed, Rodgers, & Lawson, 2022).

Kimyasal bağlanma açısından en önemli bileşenlerden biri 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) içeren primerler ve rezin simanlardır (Inokoshi, Poitevin, De Munck, Minakuchi, & Van Meerbeek, 2014; Zandparsa, Talua, Finkelman, & Schaus, 2014). MDP'nin fosfat grubu zirkonya yüzeyindeki metal oksitlerle kimyasal etkileşime girebilme, metakrilat grubu ise rezin matriks ile kopolimerize olarak ara yüzey bağlanmasını güçlendirmektedir (Chuang et al., 2017). Mevcut literatürde özellikle kontrollü havayla partikül abrazyonunun MDP içeren primer veya rezin simanlarla kombine edilmesinin zirkonya ile rezin siman bağlantısında en güvenilir yaklaşımlar arasında yer aldığı bildirilmektedir (Batista, Palacios, & Ricardo, 2024; Li et al., 2024; Lupu et al., 2025; Sulaiman et al., 2022)

Zirkonyada kullanılan bir diğer yüzey hazırlık yöntemi tribokimyasal silika kaplamadır (Batista et al., 2024). Bu yöntemde silika ile modifiye edilmiş partiküller yüzeye uygulanarak hem pürüzlendirme sağlanmakta hem de silan aracılığıyla kimyasal bağlanmaya uygun bir ara yüz oluşturulmaktadır. Bazı çalışmalarda bu yaklaşımın başlangıç bağ dayanımını artırabildiği bildirilmiş olmakla birlikte, yaşlandırma sonrasında etkinliğinin her zaman korunamadığı ve sonuçların kullanılan primer, siman sistemi ve yaşlandırma protokolüne bağlı olarak değişebildiği gösterilmiştir (Batista et al., 2024; Iwasaki et al., 2016; Kumar et al., 2023; Lupu et al., 2025; Nagaoka, Yoshihara, Tamada, Yoshida, & Meerbeek, 2019).

Kullanılan siman tipi açısından değerlendirildiğinde zirkonya restorasyonlarda hem geleneksel hem de adeziv simantasyon uygulanabilmektedir (Çelik et al., 2015). Zirkonyanın yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanımı sayesinde tam kuron ve sabit köprü restorasyonlarında, özellikle preparasyonun yeterli retantif forma sahip olduğu durumlarda geleneksel simanlarla başarılı sonuçlar alınabilmektedir (Lupu et al., 2025). Buna karşılık kısa klinik kuron boyu, yetersiz duvar yüksekliği, minimal invaziv preparasyonlar, veneer, inley ve onley gibi bağlanmaya daha bağımlı restorasyonlarda adeziv simantasyon daha önemli hale gelmektedir. Bu tür olgularda rezin simanlar ilave tutuculuk sağlayarak restorasyonun stabilitesini ve marjinal bütünlüğünü destekleyebilmektedir (Lupu et al., 2025; Lüthy, Loeffel, & Hammerle, 2006)

Zirkonya restorasyonların bağlanma başarısı yalnızca başlangıç bağ dayanımı ile değerlendirilmemelidir (Al-Amari et al., 2024). Suda bekletme ve termal döngü gibi yaşlandırma protokolleri sonrasında bazı yüzey işlem yöntemlerinde bağ dayanımının belirgin şekilde azalabildiği gösterilmiştir. Yaşlandırma sonrası bağ dayanımının korunmasında mikromekanik yüzey hazırlığının MDP bazlı kimyasal bağlanma ile kombine edildiği protokollerin daha avantajlı olduğunu bildirmektedir (Al-Amari et al., 2024; Batista et al., 2024; Rigos, Sarafidou, & Kontonasaki, 2023).

Sonuç olarak zirkonyada yüzey işlemleri ve simantasyon restorasyonların uzun dönem klinik başarısını doğrudan etkileyen kritik basamaklar arasında yer almaktadır. Mevcut veriler zirkonyanın cam seramiklerden farklı bir bağlanma stratejisi gerektirdiğini ve bu nedenle kontrollü hava ile partikül abrazyonu, gerektiğinde tribokimyasal silika kaplama ve özellikle MDP içeren primer veya rezin siman kullanımının en çok desteklenen yaklaşımlar arasında yer aldığını göstermektedir (Al-Amari et al., 2024; Batista et al., 2024; Chuang et al., 2017; Sulaiman et al., 2022). Ayrıca uygulanacak yüzey işlemi ve simantasyon protokolü restorasyon tipi, preparasyonun retantif formu, kullanılan zirkonya materyalinin jenerasyonu ve klinik endikasyon birlikte değerlendirilerek belirlenmelidir.

## Genel Değerlendirme

Zirkonya, son yıllarda materyal bilimi ve dijital üretim teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak restoratif ve protetik diş hekimliğinin önemli seramik materyallerinden biri haline gelmiştir. Yüksek mekanik dayanımı, kırılma tokluğu, biyouyumluluğu, kimyasal stabilitesi ve giderek gelişen optik özellikleri sayesinde hem posterior bölgede yüksek okluzal yük taşıyan restorasyonlarda hem de estetik gereksinimin ön planda olduğu olgularda geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Bununla birlikte zirkonya tek tip bir materyal olmayıp; mikro yapısı, stabilizatör içeriği, kristal faz dağılımı ve üretim protokolüne bağlı olarak farklı klinik davranışlar sergileyebilen çok sayıda alt grubu içermektedir. Bu nedenle zirkonyanın klinik başarısı yalnızca yüksek dayanımlı bir seramik olmasına değil, uygun jenerasyonun doğru endikasyonda seçilmesine, preparasyon ve restorasyon tasarımının doğru planlanmasına, üretim ve sinterleme protokollerinin dikkatle uygulanmasına, yüzey işlemlerinin doğru belirlenmesine ve uygun simantasyon protokolünün seçilmesine bağlıdır. Sonuç olarak zirkonya restorasyonların değerlendirilmesinde materyal bilimi, üretim teknolojisi ve klinik gereksinimler birlikte ele alınmalı; her olguda estetik beklenti, mekanik gereksinim ve uzun dönem klinik öngörülebilirlik arasında dengeli bir yaklaşım benimsenmelidir.

## KAYNAKÇA

- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*, 2014, 783948. doi:10.1155/2014/783948
- Aksoy, D. İ., Varol, D. S., & Özkan, P. D. Y. (2012). Zirkonyum restorasyonların simantasyonu. [Cementation of zirconia restorations]. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(Supplement 6). Retrieved from <https://dergi-park.org.tr/en/pub/ataunidfd/article/31577>
- Al-Amari, A. S., Saleh, M. S., Albadah, A. A., Almousa, A. A., Mahjoub, W. K., Al-Otaibi, R. M., . . . Akbar, L. F. (2024). A Comprehensive Review of Techniques for Enhancing Zirconia Bond Strength: Current Approaches and Emerging Innovations. *Cureus*, 16(10), e70893. doi:10.7759/cureus.70893
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*, 60(2), 72-84. doi:10.1016/j.jpor.2016.01.003
- Aljomard, Y. R. M., Altunok, E., & Kara, H. B. (2022). Enamel wear against monolithic zirconia restorations: A meta-analysis and systematic review of in vitro studies. *J Esthet Restor Dent*, 34(3), 473-489. doi:10.1111/jerd.12823
- Aswal, G. S., Rawat, R., Rafeek, R., Dwivedi, D., Prabhakar, N., & Gupta, M. M. (2025). Additive Zirconia in Dentistry: Techniques, Trends, and Future Perspectives. *Biomed Res Int*, 2025, 6602281. doi:10.1155/bmri/6602281
- Badr, Z., Culp, L., Duqum, I., Lim, C. H., Zhang, Y., & T, A. S. (2022). Survivability and fracture resistance of monolithic and multi-yttria-layered zirconia crowns as a function of yttria content: A mastication simulation study. *J Esthet Restor Dent*, 34(4), 633-640. doi:10.1111/jerd.12907
- Batista, A., Palacios, N., & Ricardo, A. J. O. (2024). Zirconia Cementation: A Systematic Review of the Most Currently Used Protocols. *The Open Dentistry Journal*, 18. doi:<https://doi.org/10.2174/0118742106300869240621074459>
- Bertsch, A., Jiguet, S., & Renaud, P. (2004). Microfabrication of Ceramic Components by Microstereolithography. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 14. doi:10.1088/0960-1317/14/2/005
- Blue, D. S., Griggs, J. A., Woody, R. D., & Miller, B. H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 90(3), 247-254. doi:10.1016/s0022-3913(03)00368-8
- Bultan, Ö., ÖNGÜL, D., & TÜRKOĞLU, P. (2010). Fabrication techniques and microstructure classifications of zirconia. *JOURNAL OF ISTANBUL UNIVERSITY FACULTY OF DENTISTRY*, 44(3).
- Cesar, P. F., Miranda, R. B. P., Santos, K. F., Scherrer, S. S., & Zhang, Y. (2024). Recent advances in dental zirconia: 15 years of material and processing evolution. *Dent Mater*, 40(5), 824-836. doi:10.1016/j.dental.2024.02.026

- Chuang, S. F., Kang, L. L., Liu, Y. C., Lin, J. C., Wang, C. C., Chen, H. M., & Tai, C. K. (2017). Effects of silane- and MDP-based primers application orders on zirconia-resin adhesion-A ToF-SIMS study. *Dent Mater*, 33(8), 923-933. doi:10.1016/j.dental.2017.04.027
- Çelik, M., Bural, C., & Bayrakdar, G. (2015). DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA UYGULAMALARI. [Application of zirconia in dentistry]. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(Supplement 8), 106-116. doi:10.17567/dfd.91103
- Della Bona, A., Cantelli, V., Britto, V. T., Collares, K. F., & Stansbury, J. W. (2021). 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater*, 37(2), 336-350. doi:10.1016/j.dental.2020.11.030
- Denkena, B., Breidenstein, B., Busemann, S., & Lehr, C. (2017). Impact of Hard Machining on Zirconia Based Ceramics for Dental Applications. *Procedia CIRP*, 65, 248-252. doi:10.1016/j.procir.2017.04.055
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3), 299-307. doi:10.1016/j.dental.2007.05.007
- El-Ghany, O., & Sherief, A. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal*, 2. doi:10.1016/j.fdj.2016.10.002
- Feiz, A., Rastghalam, N., & Swift, E. J., Jr. (2022). Effect of different cleansing methods on the artificially aged bond strength of resin to contaminated zirconia: A systematic review. *J Prosthodont*, 31(9), e125-e137. doi:10.1111/jopr.13580
- Flores-Ferreyra, B. I., Scougall-Vilchis, R. J., Velazquez-Enriquez, U., Garcia-Contreras, R., Aguillon-Sol, L., & Olea-Mejia, O. F. (2019). Effect of airborne-particle abrasion and, acid and alkaline treatments on shear bond strength of dental zirconia. *Dent Mater J*, 38(2), 182-188. doi:10.4012/dmj.2018-078
- Gentry, S., & Halloran, J. (2013). Depth and width of cured lines in photopolymerizable ceramic suspensions. *Journal of the European Ceramic Society*, 33, 1981-1988. doi:10.1016/j.jeurceramsoc.2013.02.033
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 28(3), 227-235. doi:10.11607/ijp.4244
- Griffith, M. L., & Halloran, J. W. (1996). Freeform fabrication of ceramics via stereolithography. 79. doi:10.1111/j.1151-2916.1996.tb09022.x
- Journal Name: Journal of the American Ceramic Society Journal Issue: 10 Journal Volume: 79
- Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*, 21(5), 454-463. doi:10.1016/j.dental.2004.07.010
- Inokoshi, M., Poitevin, A., De Munck, J., Minakuchi, S., & Van Meerbeek, B. (2014). Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clin*

*Oral Investig*, 18(7), 1803-1812. doi:10.1007/s00784-013-1152-7

- Iwasaki, T., Komine, F., Fushiki, R., Kubochi, K., Shinohara, M., & Matsumura, H. (2016). Shear bond strengths of an indirect composite layering material to a tribochemically silica-coated zirconia framework material. *Dent Mater J*, 35(3), 461-469. doi:10.4012/dmj.2015-311
- Janyavula, S., Lawson, N., Cakir, D., Beck, P., Ramp, L. C., & Burgess, J. O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 22-29. doi:https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60005-0
- Kelly, J. R., & Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*, 24(3), 289-298. doi:10.1016/j.dental.2007.05.005
- Khanlar, L. N., Salazar Rios, A., Tahmaseb, A., & Zandinejad, A. (2021). Additive Manufacturing of Zirconia Ceramic and Its Application in Clinical Dentistry: A Review. *Dent J (Basel)*, 9(9). doi:10.3390/dj9090104
- Kolakarnprasert, N., Kaizer, M. R., Kim, D. K., & Zhang, Y. (2019). New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater*, 35(5), 797-806. doi:10.1016/j.dental.2019.02.017
- Kongkiatkamon, S., & Peampring, C. (2022). Effect of Speed Sintering on Low Temperature Degradation and Biaxial Flexural Strength of 5Y-TZP Zirconia. *Molecules*, 27(16). doi:10.3390/molecules27165272
- Kongkiatkamon, S., Rokaya, D., Kengtanyakich, S., & Peampring, C. (2023). Current classification of zirconia in dentistry: an updated review. *PeerJ*, 11, e15669. doi:10.7717/peerj.15669
- Kumar, R., Singh, M. D., Sharma, V., Madaan, R., Sareen, K., Gurjar, B., & Saini, A. K. (2023). Effect of Surface Treatment of Zirconia on the Shear Bond Strength of Resin Cement: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Cureus*, 15(9), e45045. doi:10.7759/cureus.45045
- Lebon, N., Tapie, L., Duret, F., & Attal, J. P. (2016). Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *Int J Comput Dent*, 19(1), 45-62.
- Leitão, C., Fernandes, G. V. O., Azevedo, L. P. P., Araújo, F. M., Donato, H., & Correia, A. R. M. (2022). Clinical performance of monolithic CAD/CAM tooth-supported zirconia restorations: systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res*, 66(3), 374-384. doi:10.2186/jpr.JPR\_D\_21\_00081
- Li, X., Liang, S., Inokoshi, M., Zhao, S., Hong, G., Yao, C., & Huang, C. (2024). Different surface treatments and adhesive monomers for zirconia-resin bonds: A systematic review and network meta-analysis. *Japanese Dental Science Review*, 60, 175-189. doi:https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2024.05.004
- Lim, C. H., Vardhaman, S., Reddy, N., & Zhang, Y. (2022). Composition, processing, and properties of biphasic zirconia bioceramics: relationship to competing strength and optical properties. *Ceram Int*, 48(12), 17095-17103. doi:10.1016/j.ceramint.2022.02.265

- Liu, K., Zhang, K., Bourell, D., Chen, F., Sun, H., Shi, Y., . . . Chen, J. (2018). Gelcasting of zirconia-based all-ceramic teeth combined with Stereolithography. *Ceramics International*, 44. doi:10.1016/j.ceramint.2018.08.219
- Lughi, V., & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater*, 26(8), 807-820. doi:10.1016/j.dental.2010.04.006
- Lupu, I.-C., Tatarciuc, M. S., Vitalariu, A. M., Bobu, L., Diaconu, D. A., Vasluianu, R.-I., . . . Dima, A. M. (2025). Bonding Strategies for Zirconia Fixed Restorations: A Scoping Review of Surface Treatments, Cementation Protocols, and Long-Term Durability. *Biomimetics*, 10(9), 632. Retrieved from <https://www.mdpi.com/2313-7673/10/9/632>
- Lüthy, H., Loeffel, O., & Hammerle, C. H. (2006). Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*, 22(2), 195-200. doi:10.1016/j.dental.2005.04.016
- Methani, M. M., Revilla-León, M., & Zandinejad, A. (2020). The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent*, 32(2), 182-192. doi:10.1111/jerd.12535
- Miura, S., Fujita, T., & Fujisawa, M. (2025). Zirconia in fixed prosthodontics: a review of the literature. *Odontology*, 113(2), 466-487. doi:10.1007/s10266-024-01019-8
- Nagaoka, N., Yoshihara, K., Tamada, Y., Yoshida, Y., & Meerbeek, B. V. (2019). Ultrastructure and bonding properties of tribochemical silica-coated zirconia. *Dent Mater J*, 38(1), 107-113. doi:10.4012/dmj.2017-397
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25. doi:10.1016/s0142-9612(98)00010-6
- Raj, R., & Singh, G. (2024). A review on process prerequisites and biomedical applications of additively manufactured zirconia. *Engineering Science and Technology an International Journal*, 59, 101876. doi:10.1016/j.jestch.2024.101876
- Rigos, A. E., Sarafidou, K., & Kontonasaki, E. (2023). Zirconia bond strength durability following artificial aging: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Japanese Dental Science Review*, 59, 138-159. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2023.04.002>
- Sakaguchi R., F. J., Powers J. (1997). *Craig's Restorative Dental Materials* (Fourteenth ed.). St. Louis: Elsevier.
- Solis Pinargote, N. W., Yanushevich, O., Krikheli, N., Smirnov, A., Savilkin, S., Grigoriev, S. N., & Peretyagin, P. (2024). Materials and Methods for All-Ceramic Dental Restorations Using Computer-Aided Design (CAD) and Computer-Aided Manufacturing (CAM) Technologies-A Brief Review. *Dent J (Basel)*, 12(3). doi:10.3390/dj12030047
- Souza, R. O., Valandro, L. F., Melo, R. M., Machado, J. P., Bottino, M. A., & Ozcan, M. (2013). Air-particle abrasion on zirconia ceramic using different protocols: ef-

- fects on biaxial flexural strength after cyclic loading, phase transformation and surface topography. *J Mech Behav Biomed Mater*, 26, 155-163. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.04.018
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümckemann, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*, 48(5), 369-380. doi:10.3290/j.qi.a38057
- Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry-A review. *J Esthet Restor Dent*, 32(2), 171-181. doi:10.1111/jerd.12566
- Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Ritter, A. V., Vallittu, P. K., Närhi, T. O., & Lassila, L. V. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dent Mater*, 31(10), 1180-1187. doi:10.1016/j.dental.2015.06.016
- Sulaiman, T. A., Altak, A., Abdulmajeed, A., Rodgers, B., & Lawson, N. (2022). Cleaning Zirconia Surface Prior To Bonding: A Comparative Study of Different Methods and Solutions. *J Prosthodont*, 31(3), 239-244. doi:10.1111/jopr.13389
- Sulaiman, T. A., Suliman, A. A., Abdulmajeed, A. A., & Zhang, Y. (2024). Zirconia restoration types, properties, tooth preparation design, and bonding. A narrative review. *J Esthet Restor Dent*, 36(1), 78-84. doi:10.1111/jerd.13151
- Sundh, A., Molin, M., & Sjögren, G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21(5), 476-482. doi:10.1016/j.dental.2004.07.013
- Tong, H., Tanaka, C. B., Kaizer, M. R., & Zhang, Y. (2016). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram Int*, 42(1 Pt B), 1077-1085. doi:10.1016/j.ceramint.2015.09.033
- Vardhaman, S., Borba, M., Kaizer, M. R., Kim, D., & Zhang, Y. (2020). Wear behavior and microstructural characterization of translucent multilayer zirconia. *Dent Mater*, 36(11), 1407-1417. doi:10.1016/j.dental.2020.08.015
- Wu, H., Cheng, Y., Liu, W., He, R., Zhou, M., Wu, S., . . . Chen, Y. (2016). Effect of the particle size and the debinding process on the density of alumina ceramics fabricated by 3D printing based on stereolithography. *Ceramics International*, 42. doi:10.1016/j.ceramint.2016.08.024
- Yang, H., Xu, Y.-L., Hong, G., & Yu, H. (2020). Effects of low-temperature degradation on the surface roughness of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramics: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125. doi:10.1016/j.prosdent.2020.01.005
- Yigit, B. S., Al-Akkad, M., & Mounajjed, R. (2024). Zirconia Ceramics. *Acta Medica (Hradec Kralove)*, 67(2), 39-45. doi:10.14712/18059694.2024.18
- Yin, L., Jahanmir, S., & Ives, L. K. (2003). Abrasive machining of porcelain and zirconia with a dental handpiece. *Wear*, 255, 975-989. doi:10.1016/S0043-1648(03)00195-9

- Yin, L., Nakanishi, Y., Alao, A. R., Song, X. F., Abduo, J., & Zhang, Y. (2017). A review of engineered zirconia surfaces in biomedical applications. *Procedia CIRP*, 65, 284-290. doi:10.1016/j.procir.2017.04.057
- Zandparsa, R., Talua, N. A., Finkelman, M. D., & Schaus, S. E. (2014). An in vitro comparison of shear bond strength of zirconia to enamel using different surface treatments. *J Prosthodont*, 23(2), 117-123. doi:10.1111/jopr.12075
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 27(1), 83-96. doi:10.1016/j.dental.2010.10.024
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*, 97(2), 140-147. doi:10.1177/0022034517737483
- Zhang, Y., Sailer, I., & Lawn, B. R. (2013). Fatigue of dental ceramics. *J Dent*, 41(12), 1135-1147. doi:10.1016/j.jdent.2013.10.007
- Zhang, Z. C., Li, P. L., Chu, F. T., & Shen, G. (2019). Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop*, 80(4), 194-204. doi:10.1007/s00056-019-00180-y