

PROTETİK
DİŞ TEDAVİSİ
ALANINDA
ULUSLARARASI
AKADEMİK
ÇALIŞMALAR

Haziran 2024

EDİTÖR

DOÇ. DR. ALİ CAN BULUT

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

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

Birinci Basım / First Edition • © Haziran 2024

ISBN • 978-625-6319-46-2

© 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.seruenyayinevi.com

e-mail: seruenyayinevi@gmail.com

Baskı & Cilt / Printing & Volume

Sertifika / Certificate No: 47083

PROTETİK DİŞ
TEDAVİSİ ALANINDA
ULUSLARARASI
AKADEMİK ÇALIŞMALAR

Haziran 2024

Editör

DOÇ. DR. ALİ CAN BULUT

İÇİNDEKİLER

Bölüm 1

TEMPOROMANDİBULAR RAHATSIZLIKLARDA KULLANILAN OKLUZAL SPLİNTLER

Mustafa AYATA, Haydar ALBAYRAK..... 1

Bölüm 2

DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Mehmet ÜNAL, Esmâ Başak GÜL AYGÜN..... 13

Bölüm 3

KLİNİK KULLANIMDA CAD/CAM MATERYALLERİ

Cafer Anıl ERDEM, Orhun EKREN..... 39

Bölüm 4

AĞIZ İÇİ DİJİTAL ÖLÇÜ VE TARAMA GÖVDELERİ

Mustafa AYATA, Ravza ERASLAN..... 53

Bölüm 5

METAL SERAMİK RESTORASYONLARDA PORSELEN BAĞLANTISI ANALİZ YÖNTEMLERİ

Haydar ALBAYRAK, Simanur BAYYILDIZ..... 65



Bölüm 1

TEMPOROMANDİBULAR RAHATSIZLIKLARDA KULLANILAN OKLUZAL SPLİNTLER

Mustafa AYATA¹, Haydar ALBAYRAK²

1 Protetik Diş Tedavisi Uzmanı Dt, Ortoperio Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, Kayseri, Türkiye e.mail: dt.mustafaayata@gmail.com Orcid ID: 0000-0001-6102-9729

2 Doçent Dr, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kayseri, Türkiye e.mail: dthaydaralbayrak@hotmail.com Orcid ID: 0000-0002-2833-1317

GİRİŞ

Temporomandibular rahatsızlıklar (TMR), temporomandibular eklemde (TME), ilgili orofasiyal yapılarda veya çiğneme kaslarında birtakım şikayetleri kapsayan ve her yaşta görülebilen bozuklukların ortak adıdır (De Leeuw & Klasser, 2018). Orofasiyal bölgelerde dental kaynaklı olmayan ağrıların ana sebebidir. Kas ve iskelet sistemi bozukluklarının bir alt sınıfına girmektedir. TMR'ye bağlı esas bulgu ve belirtiler, çiğneme yapılarından kaynaklı olması sebebiyle çene fonksiyonuyla ilişkilidir. Eklem sesleri ve ağrı, ağız açma veya çiğneme esnasında yaygın olarak görülmektedir. TMR tedavisi, eklem seslerini ve ağrıyı azaltarak normal fonksiyonun sağlanmasını amaçlar. Genel anlayışta, TMR varlığında öncelikle non-invaziv konservatif tedaviler tercih edilmelidir. Şikayetlerin geçmediği durumlarda ise cerrahi tedaviler düşünülmelidir (J. Okeson, 2013a).

Geleneksel okluzal splintler, TMR'ye sahip hastaların tedavisinde yaygın olarak kullanılır. Bu splintler, hastaların belirti ve semptomlarını iyileştirdiği rapor edilmiştir (Dahlström, 1992; MOSS & GARRETT, 1984). Okluzal splintler, ağrı gibi şikayetleri hafifletmek için sert veya yumuşak malzemelerden yapılabilmektedir (Algabri et al., 2017). Vakumla akrilik plak şekillendirme ve basınçla kalıplama geleneksel üretim teknikleridir (Lutz et al., 2019). Sert okluzal splintler, ağız içi ölçülerinden sağlanan alçı modellerin üzerinde ısıyla veya kendiliğinden polimerize olan polimetilmetakrilat maddesinden yapılabilmektedir (Dedema & Türpb, 2016). Bu yöntemler için teknik hassasiyetler gereklidir. Optimum okluzal temasları sağlamak ve splinti ağız içinde pasif bir şekilde oturtmak için uzun süreli ağız içi uyumlandırma gerekebilmektedir (Dunn & Lewis, 2011). Okluzal splintlerin yapısı ve kalitesi, porozite, polimerizasyon büzülmesi ve aşırı monomer içeriği gibi nedenlerden önemli ölçüde etkilenebilmektedir (Dedema & Türpb, 2016).

Diş hekimliğinde dijital iş akışı, el imalatının yerini almaktadır. Dijital iş akışı genel olarak üç temelden oluşur. Birincisi, çeşitli tarama teknolojileri kullanılarak veri elde edilir. İkincisi, bu veriler bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımlarıyla işlenir. Son olarak, bilgisayar destekli üretim (CAM) yoluyla, işlenen veriler kullanılarak tercih edilen materyallerle yapılar oluşturulur (Barazanchi, Li, Al-Amleh, Lyons, & Waddell, 2017; Van Noort, 2012).

CAD/CAM teknolojisinde eksiltmeli üretim yönteminde okluzal splintler bir polimer içerikli bloktan frezeyle çıkarılması yoluyla elde edilir. Bu üretim yönteminin bir avantajı, polimetilmetakrilat blok çeşitlerinde yüksek çift bağ dönüşümlerinin olması ve polimerizasyon büzülmesinin olmaması nedeniyle ağız içinde optimum bir pasif uyum sağlanabilmesidir. Bu üretim yönteminin bir dezavantajı, istenen ürün elde edildikten sonra, bloklarda kullanılamayan önemli miktarda malzeme artığı oluşmasıdır (Lutz et al., 2019).

Eklemlerli üretim teknolojisi, malzeme israfını azaltan yeni bir yöntemdir (Liu, Leu, & Schmitt, 2006; Van Noort, 2012). Üç boyutlu (3B) yazıcıyla üretim olarak da bilinen bu yöntem, çok fazla kuvvet kullanmadan, daha az atık malzemeye sebep olarak, daha karmaşık yapılarda ürünler üretebilmektedir. Eklemlerli üretim teknikleri, bir 3B modelin verilerinden nesnelere oluşturmak için kullanılan eksiltmeli üretim tekniklerinden farklı olarak, malzemelerin katmanlar halinde birleştirilmesi işlemidir (Van Noort, 2012). Uygulama biçimi ve kullanılan malzemeye göre çeşitli eklemlerli üretim teknikleri sınıflandırılmıştır. Dijital ışık işleme, bir katmanda fotorezinin ışınlanması yoluyla çapraz bağ oluşturulmasıdır. 3B baskı cihazında, projektörden gelen ışık aynı anda tüm yüzeyi polimerize eder (Ligon, Liska, Stampfl, Gurr, & Mülhaupt, 2017). Bahsedilen bu dijital üretim yöntemi sayesinde, çiğneme kuvvetlerine daha dayanıklı mekanik özelliklerde optimum bir okluzal splint üretebilmektedir (Salmi, Paloheimo, Tuomi, Ingman, & Mäkitie, 2013).

OKLUZAL SPLİNT TEDAVİSİNİN AMACI VE ETKİ MEKANİZMALARI

Okluzal aparey, akrilik rezin gibi materyallerden üretilen dişlerin in-sizal ve okluzal yüzeylerini örten ve karşıt dişlerle temasta olan hareketli apareylere verilen genel addır. TMR tedavisi için yada dişlerin aşınmasının önüne geçmek için tercih edilebilirler. Stabilizasyon splinti, okluzal splint, gece plağı, interokluzal splint, ısırma düzlemi ve ısırma plağı gibi çeşitli isimlerde telaffuz edilmektedir. Okluzal splint tedavisinin amacı, dengeli bir okluzyon sağlayarak, parafonksiyonel alışkanlıkların ve okluzal çatışmaların etkilerini azaltmak, TME'nin ve çiğneme kaslarının fonksiyonlarını iyileştirerek ağrıyı azaltmaktır. Genel olarak, okluzal splintlerin etki mekanizmaları şöyle açıklanabilir:

- Okluzal durumların değiştirilmesiyle daha optimum ve stabil bir okluzyona doğru gelişen geçici değişiklikler nedeniyle sıklıkla kas aktiviteleri azalır.
- Kondiler pozisyonunun değiştirilmesi, kas-iskelet sisteminin yapısal olarak daha düzenli, daha stabil ve fonksiyonel bir pozisyona sahip olmasını sağlayabilir.
- Dikey boyuttaki geçici yükselme, kas aktivitelerini azalır.
- Hasta, temaslar ve çene hareketleriyle uyarıldığında bilişsel farkındalık kazanır. Hastalığın şiddetini artıran unsurlar azalır.
- Karşılıklı dişlerin arasında tampon görevi gören okluzal splint sayesinde, propriyoseptif lifler ve stomatognatik periferel sinirler tetiklenerek santoral sinir sisteminin uyarılması değişir. Parafonksiyonel alışkanlıklara eğilim azalabilir.

- Hastalığın nedenlerinin hastaya açıklanması ve tedavinin olumlu olacağına dair güvence verilmesi ile plasebo etkisi görülebilir. Duygusal stresler azalabilir.
- Okluzal splint ile tedavinin başarısı, hastaların tedaviye katılımlarına, splintlerin üretimine, çeşitine ve uyumlu olmasına bağlıdır (J. Okeson, 2013b).

OKLUZAL SPLİNT ÇEŞİTLERİ

Her bir etiyolojik durumlara yönelik farklı okluzal splintler tercih edilmektedir. Bunun için derinlemesine yapılan bir muayene, anamnez ve tanı konulması kritiktir. Anterior repozisyon splinti ve stabilizasyon splinti, TMR'de en sık tercih edilen splintlerdir. Diğer splint çeşitleri ise, posterior ısırma plağı, anterior ısırma plağı, pivoting splint ve yumuşak (rezilient) splinttir (J. Okeson, 2013c).

Anterior Repozisyon Splinti

Anterior konumlandırma splinti gibi farklı isimlerle de telaffuz edilmektedir. Bu splintin uygulanması ile maksilomandibular ilişki değiştirilerek mandibula interküspal pozisyonundan daha öne olacak şekilde çıkarılır. Maksiller dişlere uygulanan splintteki hasta mandibulasını öne doğru hareket ettirip açma-kapama hareketi yaptığında semptomların (ses, ağrı) ortadan kalktığı ilk yerde işaretlenerek yapılan akrilik rampa alt çeneyi daha ön bir pozisyonda kapamaya yönlendirmektedir. Tedavinin amacı, sağ-sol kondillerin pozisyonlarını öne doğru geçici olarak yönlendirerek retrodiskal dokuların adaptasyonlarını artırmaktır. Genellikle akut vakalarda tercih edilmektedir (J. P. Okeson, 2019). Kilitlenme, eklemde klik sesi, redüksiyonlu disk deplasmanı ve iltihabi retrodiskit gibi rahatsızlıklarda tercih edilebilmektedir. Uzun süreli kullanımlarda geri dönüşümü olmayan iskeletsel ve okluzal değişikliklere neden olabileceği için uzun süreli kullanılmamalıdır (J. Okeson, 2013d).

Stabilizasyon Splinti

Kas relaksasyon splinti olarak da adlandırılan stabilizasyon splintinin temel etki mekanizması kasları gevşeterek ağrıyı azaltmaktır (J. Okeson, 2013e).

TMR tedavisinde, özellikle stabilizasyon splintlerin hastalara uyumlandırılarak kullanılması en sık önerilen yöntemdir. Çiğneme sisteminde nöromusküler dengeyi sağlar ve anormal kas aktivitesini azaltır (Niemelä, Korpela, Raustia, Ylöstalo, & Sipilä, 2012). Genellikle kas ve TME kaynaklı ağrı varlığında, klik ve krepitus seslerinin varlığında ve çene hareketi kısıtlılığı gibi semptomların tedavisinde kullanılmaktadır. Stresli dönemlerde parafonksiyonel aktivitenin azaldığı görülmüştür. Miyofasiyal ağrı sendromu, bruksizm, miyozit ve miyospazm tedavilerinde etkilidir (J. Okeson, 2013e). Artralji ve lokalize miyalji tedavisinde de stabilizasyon splinti kullanımı tercih edilmektedir (KREINER, Betancor, & Clark, 2001). Aynı zamanda, travmalarda sekonder

olarak görülebilen retrodiskitin tedavisinde de hasarlı dokulara gelen kuvveti azaltarak etkili bir iyileşme sağlayabilmektedir (J. Okeson, 2013e).

Her iki çene için de tüm arka içeren stabilizasyon splinti yapılabilir. Maksiller dişlere uygulanan stabilizasyon splintlerinin birkaç faydası bulunmaktadır. Bunlar; daha fazla doku örttüğü için daha dayanıklı ve stabildir, kırılma ihtimali daha düşüktür, tüm molar ve iskeletsel ilişkilerde karşı dişlerle temas oluşturulmasına olanak tanır. Mandibuler dişlere uygulanan stabilizasyon splintleriyle Sınıf II ve III vakalarda anteriorda rehberlik ve temas sağlanması zordur. Bütün temaslar düz yüzeyde olduğu için maksiller splint mandibular splinte kıyasla daha yüksek stabiliteye sahiptir. Sağ ve sol kondillerin fossalarda kassal ve iskeletsel olarak stabil pozisyonlarını bulmasına yardımcı olmaktadır (J. Okeson, 2013e). Stabilizasyon splinti uygulanırken kassal ve iskeletsel olarak sentrik ilişkide bitirilerek konumlandırılmasına dikkat edilmelidir.

- Bilateral manipülasyon yöntemi ile tespit edilen kassal-iskeletsel pozisyonun anteriorda bulunan bir jig üzerinde işaretlenmesi, sentrik ilişkinin tespitinde tekrarlanabilir ve güvenilir yöntemdir (J. Okeson, 2013e).

- Artiküler fossa ve kondil arasında bulunan disk, kondillerin kas-iskelet olarak stabil bir pozisyonda bulunmasıyla düzgün bir şekilde yerleşmektedir. Bu pozisyon belirlendikten sonra, otopolimerizan akrilik, splintin okluzal yüzeylerine, kanin rampalarının ve sentrik temas noktalarının oluşması için eklenir. Splint tekrar ağza yerleştirilir ve alt çenenin manuel olarak yönlendirilmesi ile kondiller sabit bir kas-iskelet pozisyonuna ulaştığında, hastadan arka dişleri ile ağzın kapatılması istenir (J. Okeson, 2013e).

- Kesici dişler anterior jigte bulunan çentiğe temasa gelene kadar, tüm alt çene dişleri gömülür. Okluzal yüzeylerde tüm dişlerin teması ve kanin labialinde lateral ve protruziv hareketler için alan olmalıdır (J. Okeson, 2013e).

- Alt çene dişlerin tüberkül tepelerinin ve insizal kenarların oluşturduğu okluzal yüzeyde bulunan en derindeki noktalar ve alt kaninin oluşturduğu çukurluğun distal, mezial ve labial yönleri bir kurşun kalem ile işaretlenir. Bu çizilen alanlar, sentrik ve eksentrik temasları oluşturan ve dokunulmaması gereken yerlerdir. Bu alanların dışında kalan herhangi bir otopolimerizan akrilik eksentrik serbestliği sağlamak için kaldırılarak düzleştirilir (Şekil 1) (J. Okeson, 2013e).

- Düz bir okluzal yüzey oluşturulduktan sonra, kırmızı renkteki bir artikülasyon kağıdıyla tüm dişler eşit şekilde temas edecek şekilde sentrik temasta ayarlama yapılır. Kaninlerin palatinal tarafı ise bir rampa ayarlanarak tesviye işlemi gerçekleştirilir (J. Okeson, 2013e).

- Kanin rampası kaninlerin protruziv ve laterotruziv hareketler esnasında sürekli olarak kayma hareketine olanak vermelidir. Hasta tekrar sentrik ilişki pozisyonunda arka dişlerini kapatırken, laterotruziv ve protruziv hare-

ketler mavi renkteki bir artikülasyon kağıdı ile boyanır. Splintin posterior bölgesindeki eksentrik temaslarla oluşan mavi renkli noktalar yalnızca kırmızı renkler kalana kadar kaldırılmalıdır. Aynı şekilde, kesici dişlerin oluşturduğu mavi renkteki eksentrik temaslar ortadan kaldırılarak kanin rehberliği sağlanmalıdır. Sonuçta sentrik ilişkideyken tüm dişler aynı anda ve eşit temas etmeli, protruziv ve laterotruziv hareketlerde ise yalnızca kaninlerin temas ettiği kanin koruyuculu okluzyon sağlanmalıdır (J. Okeson, 2013e).



Şekil 1: Okluzal yüzey düzleştirilerek eksentrik serbestlik sağlanmış bir stabilizasyon splinti örneği

Okluzal splintte temaslarının düzenlenmesi için tam veya yarı ayarlanabilir artikülatörler ve yüz arka da kullanılarak sentrik ilişki kaydı alınabilir. Yüz arka ile artikülatörlere maksillanın başa göre uzaydaki üç boyutlu konumunun ve referans noktalara göre ilişkisinin aktarılmasını sağlar. Splint, okluzyonla eklem ilişkisi, sentrik ilişki kaydı ve yüz arkına göre alçı modellerin artikülatörlere bağlanmasıyla üretilebilir (Al-Ani, Gray, Davies, Sloan, & Glenn, 2005).

Sentrik ilişki kaydı için dijital yöntemlerin de kullanılması mümkündür. Elektrofizyolojik kayıt yöntemleri ile mandibula ve kondil hareketleri görüntülenebilir. Optoelektronik cihazlar, ultrason ve manyetik cihazlar hareketleri izlemeye yardımcı olabilir. Kayda başlamadan önce kalibrasyon yapıldıktan

sonra, çene ve kondilin hareketi, uzaydaki konuma göre manyetik markerler aracılığıyla kaydedilir. Üç boyutlu dik (kartezyen) koordinat sistemi, bu referans belirteçleri x, y ve z pozisyonlarıyla ifade eder ve ekranda bir yörünge ile takip edilebilir (Jokstad, 2017). Eklem hareketi izleme cihazları, dijital ölçü, satellite internet and computer aided trails (SICAT) fonksiyon yazılımı (SICAT, Bonn, Almanya) ve CBCT verileri birleştirilerek, mandibular anatomiye göre mandibular hareketlerin simülasyonu oluşturulabilir. Farklı hareketler esnasında eklem boşlukları da görüntülenebilir (Aslanidou, Kau, Vlachos, & Abou Saleh, 2017; He et al., 2016). Çenenin her bir hareketi anında, kondiler pozisyon olarak analiz edilebilir ve okluzyon dinamiği oluşturulabilir. Habituel interkusal pozisyonuna göre açma ve kapama hareketi, lateral ve protruziv hareketler ve çiğneme hareketleri kaydedilebilir (Aslanidou et al., 2017; He et al., 2016). Spee eğrisi, kondiller eğim ve bennet açısı gibi okluzyonun posterior belirleyicileri, “modjaw, zebris ve planmeca 4B” gibi sistemlerle tespit edilip hesaplanabilir. Fizyolojik kas dengesinde, interferanslar, dinamik okluzal temasları ve sentrik ilişki kaydedilebilir (Lauren & McIntyre, 2013; Solaberrieta, Barrenetxea, Minguez, Iturrate, & De Prado, 2018).

Çiğneme kasları istikrarlı çene ilişkisine ulaştığında tekrar gevşeyebilir bu nedenle stabilizasyon splintinin birkaç seans ile uyumlanması gerekebilir. Zamanla splint aşınacağından, karşıt çene yeni pozisyona alıncaktır. Bu nedenle temas noktaları düzenli kontrollerle eşitlenmelidir. Ayrıca, başarılı bir tedavi sonrası, hastalar splint kullanmaktan vazgeçebilir (Al-Ani et al., 2005).

Fonksiyonel olarak diskin yer değiştirdiği vakalarda, bilateral manipülasyon tekniğiyle kondiller retrodiskal dokulara doğru yönlendirilmesiyle eklemde ağrı yaratılabilir. Bu tür durumlar internal disk düzensizliklerini gösterir. Bu vakalarda ise anterior repozisyon splintiyle tedavi tercih edilebilir (J. Okeson, 2013d).

Posterior Isırma Plağı

Bu tür bir splint, genellikle posterior mandibular dişlerin üzerine sert bir akrilikten yapılır ve anteriora uzanan bir döküm lingual bar ile bağlanır. Mandibulanın anterior repozisyonunun sağlanması ve dikey boyutta önemli değişiklikler, tedavinin hedefleridir. MORA olarak da bilinen mandibular ortopedik repozisyon apareyi, bir tür posterior ısırma plağıdır. Uzun süreli ve sürekli kullanımı tercih edilmez. Bu plağın kullanımı ile, temasta olmayan dişlerde supraerüpsiyon, temas eden dişlerde ise intrüzyon görülebilir (J. Okeson, 2013f).

Anterior Isırma Plağı

Bu splint türünde, üst çene dişlerin üzerine sert akrilikten üretilir ve yalnızca mandibular anterior dişlerin teması sağlanır. Çiğneme sisteminde disfonksiyonel etkileri azaltmak için arka dişlerin temasını kaldırmak amaç-

lanır. Anterior deprogrammer, hawley ısırma plağı, lucia jig, ve anterior jig gibi birçok çeşiti vardır. Kas kaynaklı ortopedik düzensizliklerde, okluzyon ile ilgili akut değişikliklerde, posterior dişlerin düzensiz temasları ile ilişkili parafonksiyonel aktivitelerin varlığında yalnızca kısa süreli kullanım için tercih edilebilmektedir. Uzun süreli kullanımlarda ise temasta olmayan dişlerin supraerüpsiyonu meydana gelir. Bu nedenle anterior açık kapanış oluşabilir (J. Okeson, 2013g).

Pivoting Splint

Bu splint türü, genellikle tüm arkı kaplar ve her bir kadranda yalnızca bir adet posterior temas oluşturularak sert akrilikten yapılmaktadır. Ağzın kapanmasını sağlayan kuvvetlerin anteriorda konumlanması ile 2. molarların etrafında bir fulkrum oluşturulur ve kondilin fossada geri ve aşağı doğru hareketlenmesi amaçlanır. Bununla birlikte, ağız açan kuvvetlerin bu fulkrum ekseninin gerisinde kalması ile amaçlanan etki sağlanamamıştır. Başlangıçta, pivoting splintte bir kenetlenme oluşturularak kondilin aşağı doğru çekilmesi hedeflenir. Böylece artiküler basınç düşürülür ve diskin normal pozisyonuna dönmesi için imkan sağlanmış olur. Eklem sesi varlığında, dejeneratif eklem düzensizliklerinin tedavisinde ve disk deplasmanında bu splintin kullanımı önerilebilmektedir. 1 haftadan fazla kullanılmamalıdır (J. Okeson, 2013h).

Yumuşak (rezilient) Splint

Genel olarak üst çene dişlerini kaplayan esnek bir malzemeden yapılan bir splint türüdür. Posterior dişlerde hassasiyete sebep olabilen bruksizm ve kronik sinüzit tedavisinde ve travma alması muhtemel olan sporcularda kullanılması önerilmektedir. Yumuşak splintler genellikle okluzal değişikliklere yol açmaz. Bruksizm aktivitelerini azaltmada ve semptomları iyileştirmede sert akrilik splintlerin yumuşak splintlere göre daha etkili olduğu gösterilmiştir (J. Okeson, 2013i).

OKLUZAL SPLİNT TEDAVİ SÜRESİ

Okluzal splintle tedavi süresi olarak literatürde ilk 3 ayı kapsayan süre için kısa dönem tedavi, 3 aydan daha uzun tedaviler için ise uzun dönem tedavi diye belirtilmektedir. Aynı zamanda splint kullanım süresi tam zamanlı (tam gün) veya yarı zamanlı (yalnızca uyku esnasında) olarak belirlenmektedir. Stabilizasyon splintinin kısa süreli kullanımıyla ağrı yoğunluğunun azaldığı rapor edilmiştir. Okluzal stabilizasyon, her gün 24 saat boyunca stabilizasyon splinti kullanılarak çene pozisyonunun stabil kalmasıyla elde edilebilir. Splintin uzun süreli (6 ay-1 yıl) kullanım sonuçlarının kısa süreli kullanım sonuçlarında göre farklılık olmadığı bildirilmiştir (Kuzmanovic Pficer et al., 2017).

OKLUZAL SPLİNTLERDE KARŞILAŞILABİLEN SORUNLAR

TMR'nin tedavisinde uzun süredir çeşitli okluzal splint tasarımlarının kullanıldığı bilinmektedir. Bu splintler için kullanılan malzeme, dişlerin yapısına zarar vermemeli ve aşınmaya karşı da güçlü bir direnç göstermelidir. Yani, splint hem fonksiyonel hem de parafonksiyonel kuvvetlerden kaynaklanan aşınmalara karşı dayanıklı olmalıdır. Splintin okluzal şeması aşınmalarla değişirse istenmeyen okluzal değişimler meydana gelebilir (Schulte, Anderson, Sakaguchi, & DeLong, 1987).

KAYNAKÇA

- Al-Ani, Z., Gray, R. J., Davies, S. J., Sloan, P., & Glenny, A. M. (2005). Stabilization splint therapy for the treatment of temporomandibular myofascial pain: a systematic review. *Journal of dental education*, 69(11), 1242-1250.
- Algabri, R. S., Alqutaibi, A. Y., Keshk, A. M., Alsourori, A., Swedan, M., ElKhadem, A. H., & Kaddah, A. F. (2017). Effect of hard versus soft occlusal splint on the management of myofascial pain: Systematic review and meta-analysis. *Indian Journal of Science and Technology*.
- Aslanidou, K., Kau, C. H., Vlachos, C., & Abou Saleh, T. (2017). The fabrication of a customized occlusal splint based on the merging of dynamic jaw tracking records, cone beam computed tomography, and CAD-CAM digital impression. *Journal of orthodontic science*, 6(3), 104.
- Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156-163.
- Dahlström, L. (1992). Conservative treatment methods in craniomandibular disorder. *Swedish dental journal*, 16(6), 217-230.
- De Leeuw, R., & Klasser, G. D. (2018). *Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management*: Quintessence Publishing Company, Incorporated Hanover Park, IL, USA.
- Dedema, P., & Türpb, J. (2016). Digital Michigan splint—from intraoral scanning to plasterless manufacturing Die digitale Michigan-Schiene—Vom intraoralen Scan zur gipsfreien Herstellung. *International journal of computerized dentistry*, 19(1), 63-76.
- Dunn, D. B., & Lewis, M. B. (2011). CAD/CAM Occlusal splints: A new paradigm. *Australas Dent Pract*, 22, 131.
- He, S., Kau, C. H., Liao, L., Kinderknecht, K., Ow, A., & Abou Saleh, T. (2016). The use of a dynamic real-time jaw tracking device and cone beam computed tomography simulation. *Annals of maxillofacial surgery*, 6(1), 113.
- Jokstad, A. (2017). Computer-assisted technologies used in oral rehabilitation and the clinical documentation of alleged advantages—a systematic review. *Journal of oral rehabilitation*, 44(4), 261-290.
- KREINER, M., Betancor, E., & Clark, G. T. (2001). Occlusal stabilization appliances: evidence of their efficacy. *The Journal of the American Dental Association*, 132(6), 770-777.
- Kuzmanovic Pfcifer, J., Dodic, S., Lazic, V., Trajkovic, G., Milic, N., & Milicic, B. (2017). Occlusal stabilization splint for patients with temporomandibular disorders: Meta-analysis of short and long term effects. *Plos one*, 12(2), e0171296.
- Lauren, M., & McIntyre, F. (2013). 4D clinical imaging for dynamic CAD. *International journal of dentistry*, 2013.

- Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J. r., Gurr, M., & Mülhaupt, R. (2017). Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical reviews*, 117(15), 10212-10290.
- Liu, Q., Leu, M. C., & Schmitt, S. M. (2006). Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The international journal of advanced manufacturing technology*, 29, 317-335.
- Lutz, A.-M., Hampe, R., Roos, M., Lümke, N., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2019). Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 166-172.
- MOSS, R. A., & GARRETT, J. C. (1984). Temporomandibular joint dysfunction syndrome and myofascial pain dysfunction syndrome: a critical review. *Journal of oral rehabilitation*, 11(1), 3-28.
- Niemelä, K., Korpela, M., Raustia, A., Ylöstalo, P., & Sipilä, K. (2012). Efficacy of stabilisation splint treatment on temporomandibular disorders. *Journal of oral rehabilitation*, 39(11), 799-804.
- Okeson, J. (2013a). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 323-328.
- Okeson, J. (2013b). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 395-396.
- Okeson, J. (2013c). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 375-376.
- Okeson, J. (2013d). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 384-389.
- Okeson, J. (2013e). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 376-384.
- Okeson, J. (2013f). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 390-391.
- Okeson, J. (2013g). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 389-390.
- Okeson, J. (2013h). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 391.
- Okeson, J. (2013i). *Determinants of occlusal morphology. Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 7th ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 391-394.
- Okeson, J. P. (2019). *Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book*: Elsevier Health Sciences.
- 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), 20130203.
- Schulte, J., Anderson, G., Sakaguchi, R., & DeLong, R. (1987). Wear resistance of isosit and polymethyl methacrylate occlusal splint material. *Dental Materials*, 3(2), 82-84.

- Solaberrieta, E., Barrenetxea, L., Minguez, R., Iturrate, M., & De Prado, I. (2018). Registration of mandibular movement for dental diagnosis, planning and treatment. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 12, 1027-1038.
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3-12.



Bölüm 2

DIŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Mehmet ÜNAL¹, Esmâ Başak GÜL AYGÜN²

1 Uzm. Dt., Konya Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi, mehmet7093@gmail.com, ORCID: 0000-0003-4586-2969

2 Doç .Dr., Kurumu: Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi/Protetik Diş Tedavisi, ebasakgul@gmail.com, ORCID: 0000-0002-9475-4035

1. GİRİŞ

Diş hekimliği pratiğinde yapılan radyografik ve ağız içi muayeneleri neticesinde hastaya hareketli, diş üstü sabit ya da implant üstü sabit restorasyonlar planlanabilmektedir. Bu restorasyonların yapılmasında metaller, seramikler ve polimerik içerikli materyaller kullanılabilir. Planlanan bu protezler güncel üretim yöntemlerinin kullanılmaya başlanmasına kadar geçen sürede geleneksel üretim yöntemleri kullanılarak yapılmıştır.

Gelişen teknolojilerle birlikte diş hekimliğinde dijital diş hekimliği uygulamaları büyük önem kazanmıştır. Teknisyene olan bağımlılık, birim zamanda daha az sayıda iş üretilmesi ve verilerin depolanmasındaki zorluk gibi dezavantajlar dijital diş hekimliğine olan ilgiyi arttırmıştır. Dijital diş hekimliği uygulamaları hasta konforunun da artmasına katkı sağlaması diş hekimlerinin daha fazla ilgisini çekmiştir.

Dijital diş hekimliği uygulamaları kazımalı sistemlerle başlamış olsa da katmanlı üretim yöntemleri hızlı bir şekilde iyi bir alternatif haline gelmiştir. Kazımalı sistemlerde bulunan bazı dezavantajlar katmanlı üretime olan ilgiyi arttırmaktadır. Bu dezavantajlar birim zamanda daha az sayıda iş üretilmesi, kazıma sonrası oluşan artık materyal miktarının fazla olması ve hassas üretimlerin en küçük frezin çapının izin verdiği ölçüde yapılabilmesi olarak sıralanabilmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

18. yüzyılın ikinci yarısında, sanayi devrimi ile birlikte ülkelerin üretim yapısı ve ekonomisi köklü değişikliklere uğradı. Sanayi devrimine kadar yapılan tüm üretimler insan eliyle yapılmaktaydı. Ancak bu dönemle birlikte insan gücü yerini buharlı makinelerle bıraktı. 19. Yüzyılın sonuna da II. Sanayi devriminin yaşanmasıyla, üretimde elektrik kullanımı yaygınlaştı (1). 1948 yılında Numerical Control (NC) tezgahlarını Frank L. Sluten ve John L. Pearson icat ettiler. Bu icat Computer Numerical Control (CNC) makinesinin atasıdır. CNC makineler, bilgisayar programları kullanılarak işlem yapılan tezgahlardır (2).

Materyaller ve teknolojiye meydana gelen ilerlemeler sonucunda geliştirilen CAD-CAM (Bilgisayar destekli tasarım-Bilgisayar destekli üretim) teknolojisini Francois Duret, 1970'li yıllarda diş hekimliğine tanıttı. CAD/CAM tasarlanan ürünün hızlı bir şekilde üretilmesini mümkün kılar. Endüstriyel sanayi, mimarlık, sağlık gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılır. (3,4)

Diş hekimliğinde ilk defa 1977 yılında Bruce Altschuler tarafından ağız içi dokuların optik tarayıcı yardımıyla bilgisayarda görüntülenebilmesi ile gündeme gelmiştir. Bu uygulamanın restoratif diş hekimliğine girişi ise 1988 yılında, Werner Mörmann ve Marco Brandestini tarafından geliştirilen CEREC Sistem ile gerçekleşmiştir (5).

Charles Hull 1986 yılında 3 boyutlu nesnelerin eklemeli olarak üretilmesini sağlayan stereolitografi teknolojisini patentini aldı (6). Charles Hull, 3B sistemler şirketini kurdu ve aynı yıl Standart Mozaikleme Dili (Standard Tessellation Language, STL) dosya formatını geliştirdi (7).

Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemlerinde iş akışı 3 aşamadan oluşmaktadır;

1. Ağız içi verilerin laboratuvar ortamına aktarılması
2. Verilerin bilgisayarda işlenmesi tasarlanması
3. Tasarlanan restorasyonların üretilmesi

Ağız içi verilerin aktarılması iki türlü yapılabilmektedir. Ağız içi tarayıcılarla verilerin bilgisayara aktarılması ya da geleneksel olarak alınmış ölçünün laboratuvar tipi tarayıcılar ile bilgisayara aktarılması ile yapılabilmektedir.

2.1. Kazımalı Üretim

Kazımalı üretim bir frez yardımıyla tasarımı yapılan final restorasyonun disk ya da ingotlardan istenmeyen kısımların öğütülerek uzaklaştırılmasıyla üretilmesi temeline dayanmaktadır. Kazımalı üretim açık ya da kapalı sistemlere sahip olabilmektedir. Kapalı sisteme sahip olan bir yazılımda ağız içi veri aktarımı, tasarım ve üretim aynı sistem üzerinden sağlanmaktadır. Bu durum üretim aşamasında seçim yapmayı olanaksız hale getirmektedir. Açık sistemlerde ise bu seçeneğin olması teknisyen ve hekim için daha konforlu ve tercih sebebi olmaktadır. (8)

Kazımalı üretimde metal, zirkonyum, mum, seramik, poli metil metakrilat (PMMA), poli eter eter keton (PEEK) ve poli eter keton keton (PEKK) gibi farklı malzemelerden hazır üretilmiş bloklar kullanılır. Tasarımı yapılan restorasyon STL formatına dönüştürülerek kazıma cihazlarıyla fabrikasyon bloklardan kazınarak üretilir. Diş hekimliğinde kullanılan kazıma cihazları çok eksenli cihazlardır. Eksen sayısının artması cihazın hassas üretim yapmasına izin vermektedir. (9) Diş hekimliğinde kullanılan kazıma cihazları en az 3 eksenli cihazlar olmalıdır.

Kazıma işlemi tamamlanan restorasyonlar sinterleme ünitelerine yerleştirilir. Kullanılan materyale bağlı olarak sinterleme sıcaklığı ve süresi belirlenir. Sinterleme süresinin kısa olması hem laboratuvar için hem de klinisyen için birim zamanda daha fazla üretilmesine izin verir.

Kazımalı üretim yöntemleri, birçok avantajı beraberinde getirmiştir. Hastaların bekleme süreleri kısalmış, daha hassas ve uyumlu restorasyonların daha kısa sürede elde edilebilmesiyle hasta ve hekim konforu artmıştır (10). Bu yöntemde aşındırılacak olan bloklar, fabrikasyon olarak daha homojen ya-

pıda hazırlanmış olduğundan, elde edilen altyapıların fiziksel ve mikro yapısal özellikleri teknisyene bağlı olarak değişmemektedir. Daha biyoyumlu ve daha iyi mekanik özelliklere sahip restorasyonlar üretilebilmektedir (5).

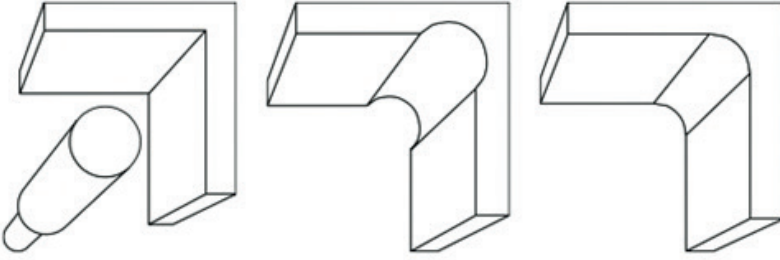
Kazımalı üretim yöntemlerinin eklemeli üretim yöntemlerine göre birçok dezavantajı vardır. Bloklardan kazıyarak elde edilen nihai ürünlerden arta kalan malzemeler çok fazla artık materyal oluşturmaktadır (11,12). Kazıma da kullanılan frezlerin düzenli olarak değişmesi gerekmektedir buda maliyeti arttırmaktadır. Karmaşık geometriye sahip ürünlerin üretebilme yeteneği eklemeli üretim yöntemine göre daha düşüktür. Kazıyıcı malzemede aşınma ve kırıklara bağlı üretim hassasiyeti eklemeli üretime göre daha azdır. Eksiltmeli üretim yöntemi ile restorasyon üreten ve yoğun miktarda üretimin yapıldığı dental laboratuvarlarda üretim hızı eklemeli üretime göre yavaş kalmaktadır. Bu gibi dezavantajları nedeniyle üreticiler eklemeli üretim yöntemi ile çalışan cihazlara daha çok yönelmiştir (13).



Şekil 1. Kazıma cihazı ve sinterleme ünitesi



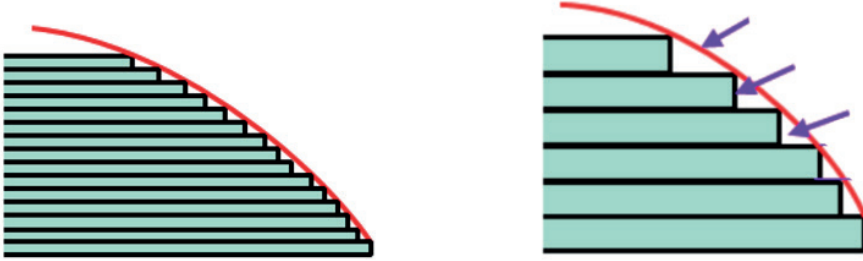
Şekil 2. Kazımalı üretimde oluşan artık materyal



Şekil 3. Frezin çapı ve üretim hassasiyeti (14)

2.2.Katmanlı Üretim

Eklmeli üretim yöntemleri; Amerikan Test ve Materyal Derneği (ASTM)'ye göre "Eksiltmeli üretim yöntemlerinin aksine, üç boyutlu modellerden tasarlanan objelerin üretilmesi için, materyallerin katman katman birleştirilmesi yöntemidir." olarak tanımlamıştır. Tasarlanan objenin belirlenen katman kalınlığında bir önceki katmanın üzerine yazdırılması ve final restorasyonun elde edilmesi prensibiyle çalışmaktadır (8). Katmanlı üretim teknolojileri farklı kalınlıklarda üretime izin vermektedir. Katman kalınlığının artması katmanlar arasında geçişlerde merdiven etkisi efekti oluşturmaktadır. Buda yüzey özelliklerini olumsuz etkilemektedir.

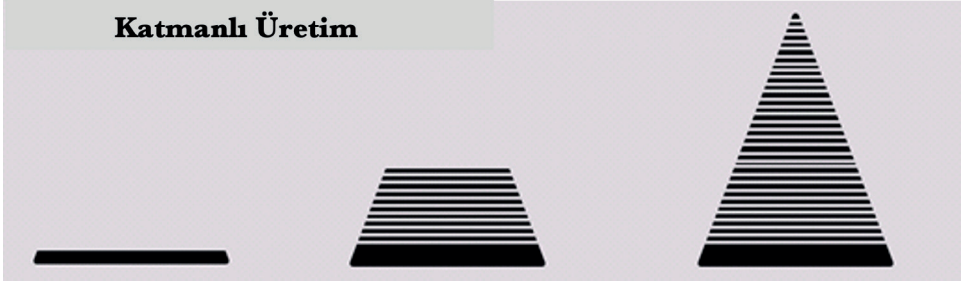


Şekil 4. Katmanlı üretimde merdiven etkisi

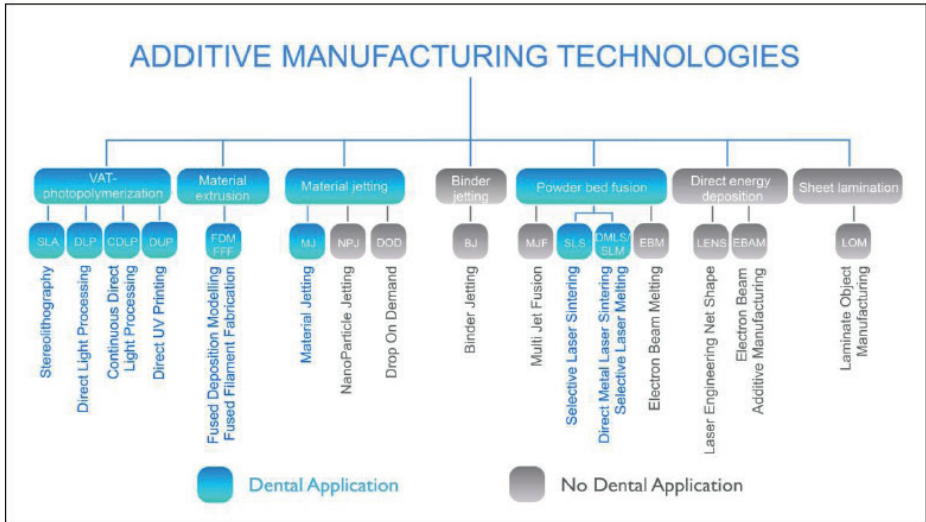
Katmanlı üretimin avantajları;

1. Artık materyal miktarı az olduğu için maliyeti azdır
2. Birim zamanda daha fazla restorasyon üretilmektedir
3. Karmaşık geometriye sahip restorasyonların daha hassas üretilmesine olanak sağlamaktadır

4. Teknisyene bağlı parametreler elime edilir
5. Daha standart restorasyonların üretilmesine izin verir
6. Biyoyumlu ve mekanik özellikleri daha iyi restorasyonların üretilmesine izin verir



Şekil 5. Katmanlı üretim



Şekil 6. Katmanlı üretim teknolojileri (15)

2.2.1. Kazan Fotopolimerizasyonu

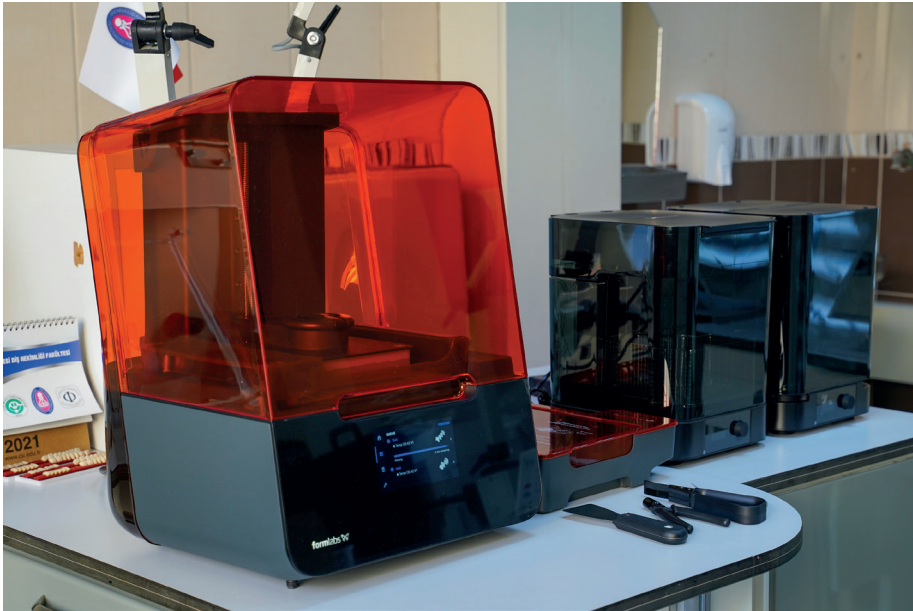
Kazan polimerizasyon yöntemlerinde, tankın içinde yer alan, ultraviyole ışık demeti veya lazer ışını ile polimerize olabilen, likit halindeki reçine materyali kullanılarak tabakalar halinde üç boyutlu objeler oluşturulmaktadır.

Şekillendirme sırasında, oluşturulan objeyi taşıyan tabla, tamamlanan her tabakadan sonra polimerize edilen tabakanın kalınlığı kadar aşağıya inmekte ve bu işlemler obje tamamlanincaya kadar devam etmektedir. Tablanın sabit kaldığı bir diğer sistemde ise, bir tabakanın polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, tabaka kalınlığı ile paralel olacak miktarda reçine solüsyonu tanka dolmaktadır (16).

Kazan fotopolimerizasyon yöntemlerinin ortak bir son kürlenme aşaması bulunmaktadır. Son kürlenme işlemi firmalar ve teknolojiler arasında farklılık gösterebilmektedir. Son kürlenme işlemlerinin ilk aşaması olarak üretici talimatları doğrultusunda uygun alkol ile yıkanması gerekmektedir. Nihai restorasyon üzerinde bulunan artık reçinelerin uzaklaştırılması sağlanmıştır. Yıkama işlemi ultrasonik olarak aktive edilerek daha efektif yapılması sağlanabilmektedir. Yıkanan nihai restorasyonlar ısı ve ışık ile aktive edilmiş ünitelerde final sertliğine ulaşması için kürlenme ünitesine atılır. Yıkanan ve kürlenmiş restorasyonların üretim süreci bu aşamayla tamamlanmış olur.

Kürlenmiş restorasyonların destek çubukları uzaklaştırılır ve polisaj işlemleri tamamlanır (8).

Kazan fotopolimerizasyon yöntemleriyle geçici kronlar, daimi kronlar, tam protezler, oklüzal splintler, döküm için mum modelaj, ortodontik aparatlar, modeller, cerrahi rehberler ve kişisel kaşıklar üretilebilmektedir.

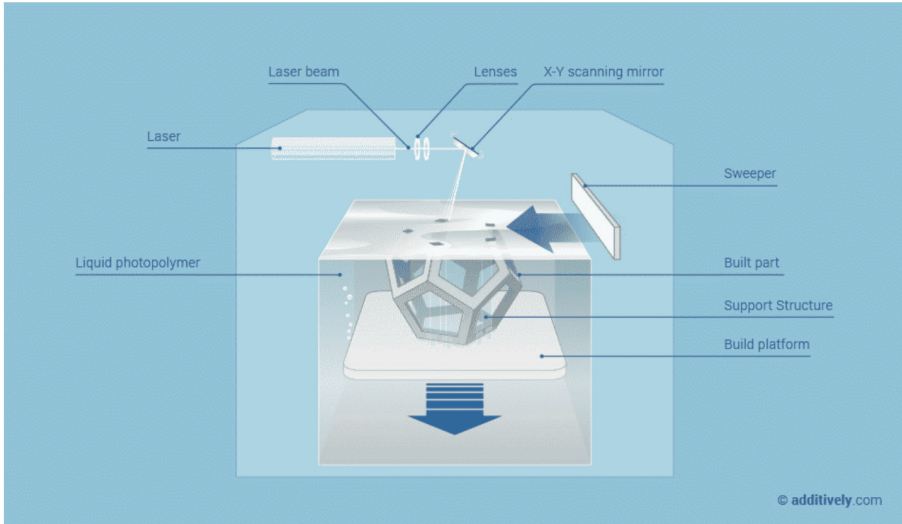


Şekil 7. Kazan fotopolimerizasyon yöntemlerinin iş akışı

2.2.1.1. Stereolitografi (SLA)

Stereolitografi (SLA) bilinen en eski fotokürleme teknolojisidir. 1986 yılında Chuck Hull tarafından tasarlandı. SLA teknolojisinde 200-500 nm dalga boyuna sahip lazer ışık kaynağı kullanılarak polimerizasyon gerçekleştirilir (17). Lazer ışını reçineye galvanometre denilen mikro aynalar tarafından yansıtılır. Lazer ışını noktasal olarak tüm yüzeyi tarar (18). Bir reçine tabakası polimerize edildikten sonra, üretim platformu bir sonraki tabakayı sertleştirmek için bir katman kalınlığı kadar z ekseninde yukarı hareket eder ve sonraki katman için de aynı lazer tarama işlemleri tekrarlanır. 3 boyutlu tasarımın üretimi sonlanana kadar işlemler binlerce kez tekrar eder.

Üretim tablasının izin verdiği ölçüde karmaşık ve büyük objelerin üretilmesine izin verir (19). Lazer spotunun büyüklüğüne, lazerin ışınlama hızına ve üretilecek nesnenin büyüklüğüne göre üretim hızı değişmektedir. Materyalin kurlenme derecesi ise rezin içeriğindeki fotobaşlatıcılar, kullanılan lazerin dalga boyu, ışınlama süresi ve kullanılan uv emici pigment materyallerinden etkilenmektedir (20-22).

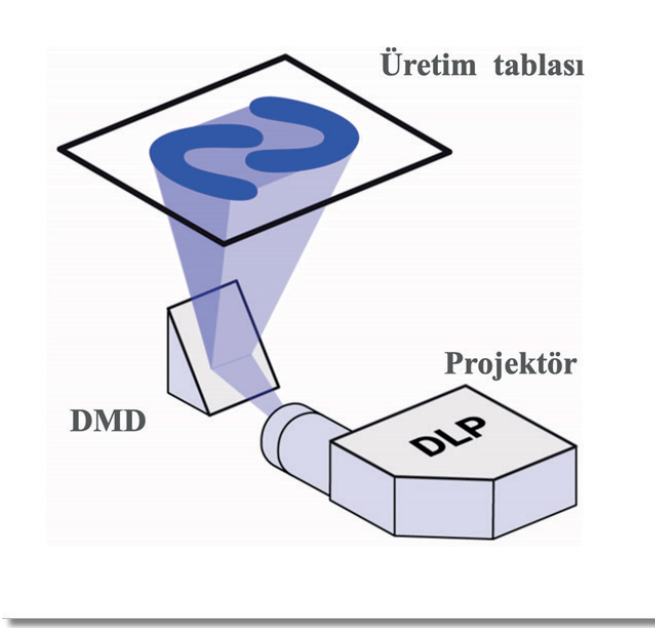


Şekil 8. SLA çalışma prensibi (23)

2.2.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP)

DLP teknolojisi 1987 de Larry Hornbeck tarafından keşfedildi. Dijital ışık işleme (DLP), SLA teknolojiyle çok benzer bir teknolojidir. En önemli farkı SLA'de lazer ışını kullanılırken DLP teknolojisinde projektör lamba kullanılmasıdır (24). Işık yüzbinlerce küçük aynanın bir araya gelmesiyle oluşan dijital mikro ayna cihazı (DMD) tarafından yansıtılır. Ayna sayısı yansıtılan

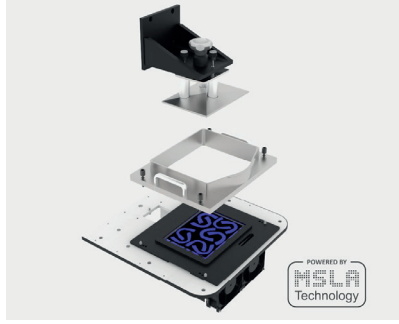
görüntünün çözünürlüğünü ifade eder. Ayrıca SLA teknolojisi gibi noktasal ışınlama yapmaz. Aynı anda tüm yüzeyi ışınlanır (25). Buna bağlı olarak da üretim süresi üretilecek nesnenin geometrisinden ve nesne sayısından bağımsızdır. Üretim süresi ışınlama süresi ve katman sayısına bağlıdır. Işınlamanın noktasal olmaması sebebiyle, üretim süresi SLA teknolojisinden daha kısadır. Projektör lambasının belli dönemlerde değiştirilmesi teknolojisinin dezavantajını oluşturur (23).



Şekil 9. DLP çalışma prensibi (26)

2.2.1.3. Likit Kristal Ekran (LCD)

Likit kristal ekran (LCD), DLP teknolojisinde olduğu gibi kürleme yüzeyin tamamında eş zamanlı yapılıdır. Farkı ise ışığın LCD bir panelden maskelenerek yansıtılmasıdır. LCD ekrana uygulanan akım neticesinde ışınlanacak objenin dışında kalan kısımdaki piksellerin maskelenmesi ile ışınlama gerçekleşir. En büyük dezavantajı ise ışığın büyük bir çoğunluğunun (%90'a varan) LCD ekran tarafından absorbe edilmesi ve sadece küçük bir kısmının polimerizasyon için kullanılmasıdır. Ucuz bir teknoloji olması ise en büyük avantajını oluşturur (9).



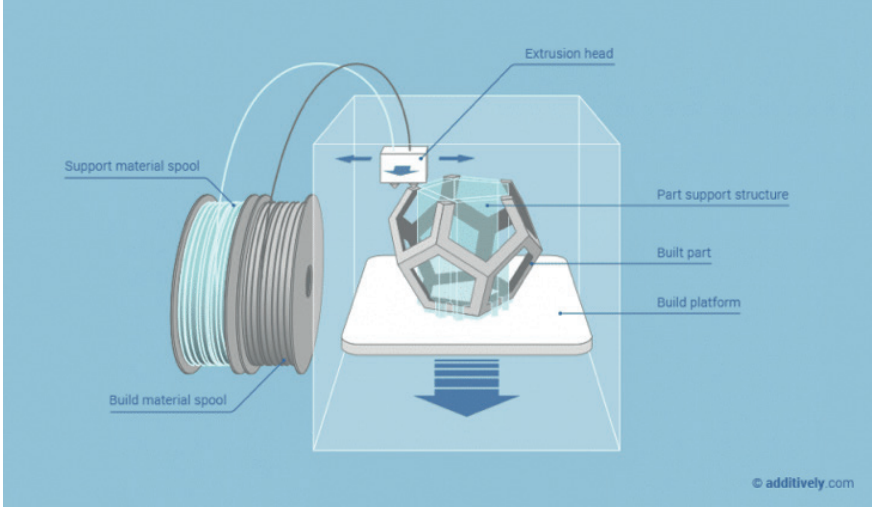
Şekil 10. LCD çalışma prensibi (27)

2.2.2. Materyal Ekstrüsyonu (FDM)

Yöntem ilk olarak 1980’li yıllarda S. Scott Crump tarafından ortaya konulmuştur. Bu teknoloji kapsam olarak birçok farklı alt tekniği içerisinde barındırmaktadır. Genel çalışma prensibine bakıldığında, kısmi erimiş halde olan hammadde ısı enjeksiyon yöntemiyle lif şekline dönüştürülür ve bu lifler ısı kontrolü altında katmanlar halinde sıkıştırılarak üç boyutlu yapıda üst üste tamamlanır. Bu cihazda ısıtılan hammadde, akışkan formda olup 0,3 mm çapındaki uçtan çıkarak ilgili üretim noktalarına gönderilir. Platform aynı kalınlıkta aşağıya inerek üretim döngüsünü tekrar eder. Doğru sonuçlar elde etmek için basınç sabit ve hız sabit tutulmalıdır. Malzeme tabakaları sıcaklık kontrolü veya kimyasal ajanların kullanımı ile birleştirilebilir. Bu döngülerin sonucunda numune tamamen üretilmiş olur (28).

Materyal ekstrüzyonu, ekleyici yöntemler arasında maliyeti en düşük olan yöntemdir. Ancak üretim hızı ve üretilen objenin yüzey kalitesi diğer eklemeli üretim yöntemlerine kıyasla daha düşüktür.

Bu yöntem günümüzde sağlık sektörü, otomobil, inşaat ve uzay endüstrisi gibi birbirinden farklı kullanım sahalarına sahiptir (29). Dış hekimliğinde ise yalnızca döküme alınmak üzere elde edilecek olan mum modelajların üretiminde, teşhis ve çalışma modellerinin elde edilmesinde, cerrahi rehberlerin üretilmesinde kullanılabilir (30,31).

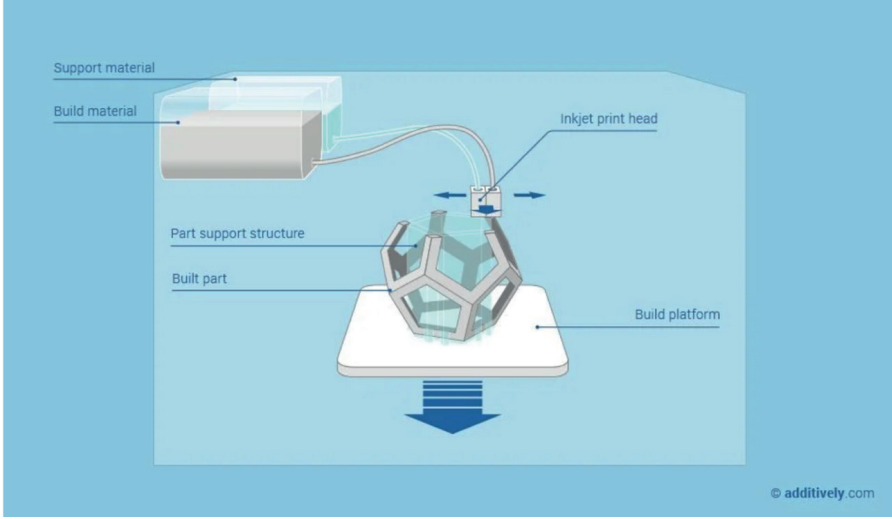


Şekil 11. FDM çalışma prensibi (23)

2.2.3. Materyal Püskürtme (MJ)

Malzeme püskürtme teknolojisi, bir sıvı reçinenin yüzlerce nozülde seçici olarak atıldığı ve UV ışığı ile polimerleştirildiği polijet baskı (PP) olarak da adlandırılabilir. UV polimerler dijital tasarımı yapılan restorasyonların üretiminde kullanılır. Birden fazla baskı nozülü kullanılabilirdiğinden, doldurucu malzemeler ile birlikte üretimi yapılabilmektedir. Ayrıca bu teknolojide, materyallerin üretilmesi esnasında farklı nozüllerden farklı renklerde ve farklı mekanik özelliklere sahip materyaller gönderilebildiği için katmanlar arasında da bu geçişlerin kullanılmasına imkan tanımaktadır. Buda farklı varyasyonlarda materyallerin üretilmesine izin vermektedir (32,33).

Materyal püskürtmeli baskı iki alt sınıfa ayrılabilir: dolaylı ve doğrudan baskı. Dolaylı materyal püskürtme yöntemi daha önce geliştirilmiştir. Nozüller üretilen nesneye gönderilen toz partiküllerinin üzerine materyali püskürtürken UV ışık ile sertleştirme yaparak çalışmaktadır. Doğrudan baskıda ise toz partikülleri de nozüller aracılığıyla gönderilerek ışınlanması yapılmaktadır (33).



Şekil 12. MJ çalışma prensibi (23)

2.2.4. Toz Yatağı Füzyonu (PBF)

Seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer ergitme (SLE) üretim yöntemlerinde substrat olarak kullanılan toz partiküllerine, lazer aynalar ile yansıtılarak objeler oluşturulur (8). Lazer ışınının substrat yüzeyine çarpmasıyla oluşan ısı, toz partiküllerini istenilen şekilde bir araya getirir ve 3 boyutlu objeler oluşturur. Lazer ile belirlenen bölge tarandıktan sonra, ilk katman oluşturulur. Yeni katmanların oluşması için, toz tabakanın altında bulunan hareketli platform katman kalınlığı kadar aşağı iner. Üretim esnasında kaynaşmaya engel olan oksitlenmeyi önlemek için ortam argon ya da nitrojen gazıyla doldurulur. Nihai obje oluşana kadar işlem tekrarlanır. Sinterleme tamamlandıktan sonra makinanın soğuması beklenir (34).

Üretilen obje, fırça ve vakumlu süpürgeler yardımıyla toz partiküllerinden arındırılır (34). Lazer sinterleme ile kompleks yapılar oluşturulabilir. Lazerin hassasiyet derecesi ve tozun partikül boyutu objenin detayını etkiler. Lazer sinterleme ile metal, polimer ve seramik objeler üretilebilir (35). Polimer veya seramik tozların sinterlenmesinde genellikle SLS kullanımı tercih edilirken, metal tozlarının kullanımında SLE veya direkt metal lazer sinterleme (DMLS) kullanılır (8). SLS ve SLM tekniklerinde metal alaşım tozları belirli derecelerde eritilip birbiriyle kaynaştırılır. SLS de metal toz partikülünün sadece çeperi eritilirken SLM de ise metal tozu partikülü bütünüyle eritilir. Üretilen nesnelerin tekrardan kürlenme (sertleştirilme) ihtiyacı yoktur (34).

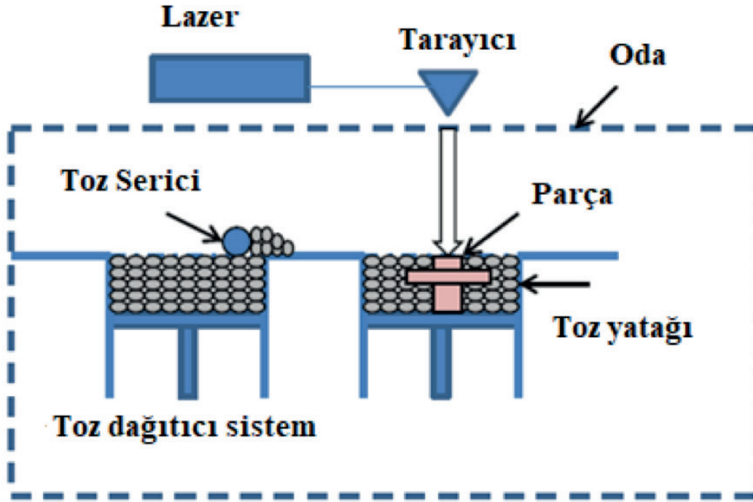
2.2.4.1. Seçici lazer Sinterleme (SLS)

Eklemeli üretim sistemlerinden biri olan bu yöntemde lazer enerjisi ile toz halindeki materyaller birleştirilir ve bu şekilde üç boyutlu katı objelerin üretimi sağlanır. Bu teknikle mühendislik alanında kullanılan plastiklerin, termoplastik elastomerlerin, metallerin ve seramikler gibi farklı materyallerin üretimi yapılabilmektedir (36).

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bu yöntemde modeller taranarak bilgisayar ortamına aktarılır. Bilgisayar ortama aktarılan modellerin tasarımı yapıldıktan sonra istenilen nesnelere elde edilir (37). Diş hekimliği için üretilecek nesnelere küçük boyutlarda olması dolayısıyla katman kalınlığı 20-100 µm olacak şekilde ayarlanır. İşlem tablasının üzerine yayılan alaşım tozuna fiber lazer ışını uygulanır. Işının çarptığı noktalarda oluşan sıcaklık toz malzemeyi eritir. İstenilen objenin üretimi tamamlanıncaya kadar termal ve mekanik siklus devam eder, ışına maruz kalmayan toz ise parçaya desteklik sağlar (38).

Üretim kapalı bir ortamda, oksidasyonun önlenmesi için nitrojen veya argonun bulunduğu inert bir atmosferde gerçekleştirilir. İşlem tamamlandıktan sonra elde edilen ürünler kullanımdan önce post sinterizasyon sürecine tabi tutulmakta ve yapısal bütünlüğün tamamlanması sağlanmaktadır (39).

SLS günümüzde en sık kullanılan hızlı üretim tekniğidir. Lazer ışınına maruz kalan toz tanecikleri oluşan ısı nedeniyle erir ve temasta oldukları diğer toz tanecikleriyle kaynaşır, katman katman tekrarlanan bu döngü sonrasında ise istenilen ürün ortaya çıkar. Kaynaşma veya sinterlenme özelliği daha az olan materyaller için ise bağlayıcı ajan ilave edilebilir (40). Lazerle sinterleme sonrasında üretilen malzemelerin mekanik özelliklerinin artırılması amacıyla üretim sonrası süreç gerekmektedir (11).

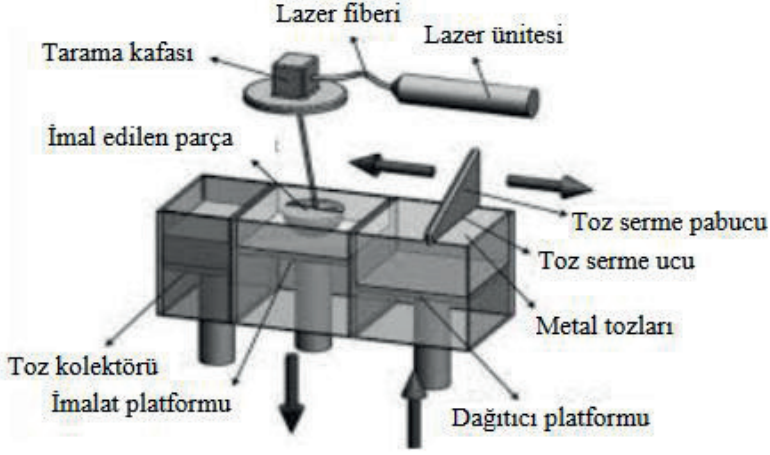


Şekil 13. SLS çalışma mekanizması (41)

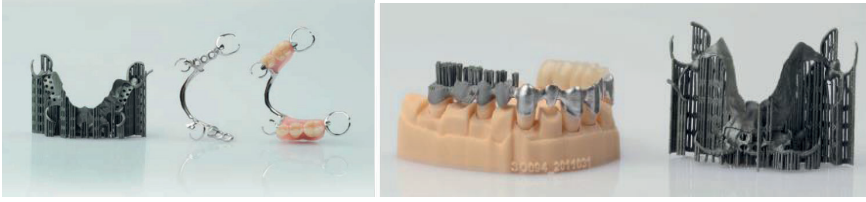
2.2.4.2. Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS)

Bu hızlı prototipleme sisteminde farklı erime derecelerine sahip metal tozlarının karışımı kullanılır, alaşım oluşturmak için bağlayıcı metallere ihtiyaç yoktur. Bağlayıcı görevini düşük erime derecesine sahip olan metal üstlenir. Bu üretim sistemi ile yüksek yoğunlukta ve üstün mekanik özelliklere sahip metal altyapıların üretimi mümkün olabilmektedir (11). Şekil 14’de DMLS ile imalatın şematığı gösterilmiştir.

2005 yılından sonra diş hekimliğinde sabit protez üretiminde kullanılan sistemler ile ekonomik, hızlı, hassas ve standart kalitede üretim yapılabilmektedir (Şekil 15). Sabit protez haricinde barlı protezler, kişisel abutmentlar, bölümlü protez altyapı iskeleti üretiminin yapılması da bu sistemde mümkündür (42).



Şekil 14. DMLS çalışma mekanizması (43)



Şekil 15. Lazer sinterleme ile üretilen dental restorasyonlar (44)

Diş hekimliğinde kullanım alanları

SLS teknolojisi kraniyal ve dental implantlarda, sabit ve bölümlü protezlerde, hibrit restorasyonların üretiminde kullanıldığı gibi daha birçok alanda kullanılmaktadır (37).

SLS teknolojisinde çelik, titanyum, titanyum alaşımları ve Co-Cr alaşımları gibi birçok metal kullanılabilir (8).

Avantajları;

1. Daha hassas üretime izin verir.
2. Döküm sırasında oluşan büzülme görülmez ve boyutsal stabilitesi yüksek restorasyonlar üretilir.
3. Üretim sonrası işlemleri kolaydır.
4. Üretimde herhangi bir destek yapı gerek yoktur.
5. Döküm ve kazımayla üretilmesi mümkün olmayan parçaların üretimine olanak sağlar.

6. Birim zamanda daha fazla restorasyon üretilir (45).

Dezavantajları;

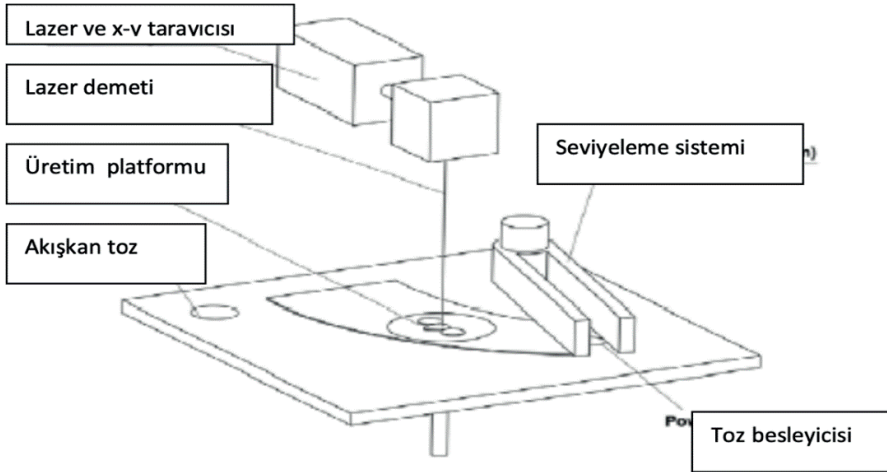
1. Dijital olarak hazırlanan tasarımın üretim sistemine transferi için STL (Standard Template Library) formatı gibi bir ara yüzeye ihtiyaç vardır. Ancak STL formatı CAD veri dosyasına göre bilgisayarda daha fazla yer kaplamaktadır.

2. STL formatında veri aktarımında sapmalar olabilir.

3. CAD dosyasına dönüştürme algoritmalarındaki aksaklık sebebiyle onarım yazılımı gerekir (45).

2.2.4.3. Seçici Lazer Ergitme (SLM)

Ekipman olarak SLS yöntemine çok benzeyen bu sistemde yüksek enerji kullanımıyla toz tamamen eritilir. Bu sayede yoğunluğu daha yüksek olan parçaların üretimi sağlanabilmektedir (46). SLM sistemi ile yüzey özellikleri ve mekanik özellikleri çok iyi olan materyallerin aynı zamanda düşük ağırlıkları nedeniyle döküm veya kazıma sistemleri ile üretimi gerçekleştiremeyen parçaların da üretimi gerçekleştirilmektedir (47). Ancak işlem esnasında yüksek sıcaklık değişimlerinin görülmesiyle yüksek iç gerilmeler ve yüzey bitiminde sıkıntılar yaşanabilmektedir (48).



Şekil 16. SLM çalışma mekanizması (49)

2.2.4.4. Bağlanma Mekanizmaları

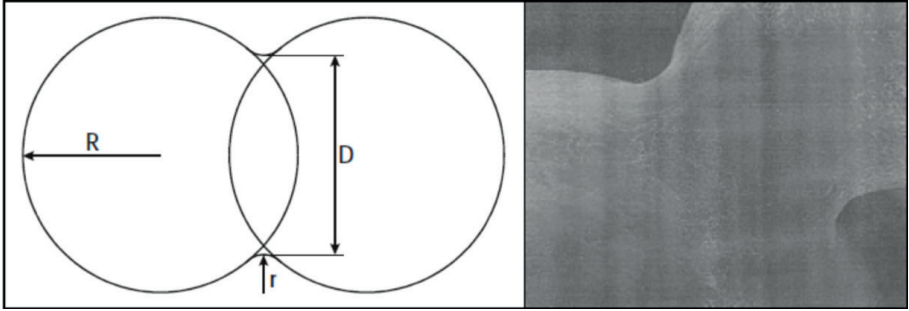
Lazer ışını uygulanan bölgelerde ortaya çıkan ısı neticesinde toz partiküllerinin birleşerek katılaşmasına bağlanma denir.

Selektif lazer sinterleme ve selektif lazer eritme işlemlerinde toz partikülleri dört farklı şekilde bağlanırlar. Bunlar; 1) katı faz sinterizasyonu (SSS, Solid State Sintering) 2) sıvı faz sinterizasyonu ve kısmi ergime, 3) tam ergime ve 4) kimyasal tetiklemeli birleşme (50).

2.2.4.4.1. Katı Faz Sinterizasyonu

Toz partiküllerinin ergime sıcaklığının altında birleşmesine Katı Faz Sinterizasyonu denir. Katı faz sinterizasyonunda birçok fiziksel ve kimyasal reaksiyon meydana gelir. En önemlisi atomların difüzyonudur (51).

Sinterlemenin gerçekleşmesinde en önemli etmen toz partiküllerinin birleşirken yüzey enerjilerinin düşmesidir. Metal, kompozit ve porselen gibi birçok materyal Katı Faz Sinterizasyonu kullanılarak üretilebilir. Katı faz sinterizasyonu eklemeli üretimde az kullanılır. Bunun nedeni katı halde bulunan difüze atomların yavaş hareket etmesi ve yüksek lazer hızına uyum sağlayamamasıdır (52,53). Şekil 17'de SSS işleminde görülen boyun (neck) oluşumu ve iki paslanmaz çelik partikülünün meydana getirdiği boyun oluşumu verilmektedir.



Şekil 17. SSS işleminde görülen boyun (neck) oluşumu ve iki paslanmaz çelik partikülünün meydana getirdiği boyun oluşumu (54)

2.2.4.4.2. Sıvı Faz Sinterizasyonu ve Kısmi Ergime

Sıvı faz sinterizasyonunda bağ mekanizmaları toz partiküllerinin kısmen ergimesiyle meydana gelir. Tek komponentten oluşan toz partikülleri kullanıldığında ergime yüzeyde oluşur ve çekirdekler katı halde kalır. Sıvı faz sinterlemesi yüzeyde gerçekleşen sıvı akışı ile meydana gelir.

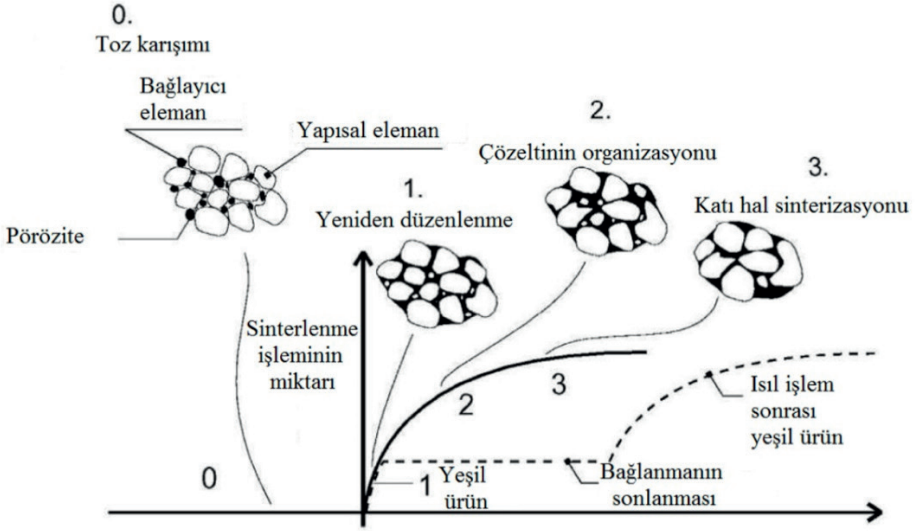
Birden fazla komponente sahip karışımlar kullanıldığında yüksek ergime noktasına sahip olan toz katı halde kalırken, düşük ergime noktasına sahip

olan toz erir. Düşük ergime noktasına sahip toz bir bağlayıcı görevi görür. Yüksek ergime noktasına sahip tozların birbirlerine bağlanmasını sağlar. Sıvılaştan tozun yoğunluğunun artırılması için infiltrasyon veya sıcak izostatik basınç (HIP, Hot Isostatic Pressing) işlemleri uygulanır (55). İki komponentten oluşan toz partiküllerinde sıvılaştan malzeme, kılcal kuvvetlerin etkisi ile katı toz partiküllerin arasına yayılır. Düşük ergime sıcaklığına sahip tozlar bağlayıcı, yüksek ergime sıcaklığına sahip tozlar ise yapısal malzeme olarak adlandırılır (50,56).

Bağlayıcı ve yapısal malzemeleri bir araya getirmek için çeşitli yöntemler vardır; 1) iki farklı toz partikülünün karışımı, 2) bağlayıcı ve yapısal malzeme içeren mikro yapıda birleşik toz partiküllerinin kullanılması ve 3) yapısal malzemenin bağlayıcı malzeme ile üzerinin kaplanması neticesinde elde edilen partiküllerin kullanılması (50).

Yapısal malzeme olarak metal ve porselenler kullanılabilir. Bağlayıcı malzeme çoğunlukla metaldir. Yapısal malzemeler genellikle bağlayıcı malzemelere göre daha büyük partiküllere sahiptir (52).

Toz partikülleri içerisinde bulunan bağlayıcı malzeme ergime seviyesine ulaşana kadar lazer demeti tarafından ısıtılır. Yapısal malzeme sıvılaştan bağlayıcı malzeme tarafından ıslatır. Yüksek ıslanılabilirlik (wetting) özelliğine sahip yapısal malzemelerde boşluklar daha az görülür. Boşluklu yapının az olması üretilen nesnenin porozitesinin düşük, mekanik özelliklerinin yüksek olmasını sağlar. Sıvı faz sinterizasyonu üç aşamadan oluşur. Bunlar; yeniden düzenlenme (rearrengement), çözünme ve yeniden toparlanma (solution re-precipitation) ve final sinterizasyondur (56). Şekil 18'de Sıvı Faz Sinterizasyonuna ait mekanizmanın şeması verilmektedir (57).



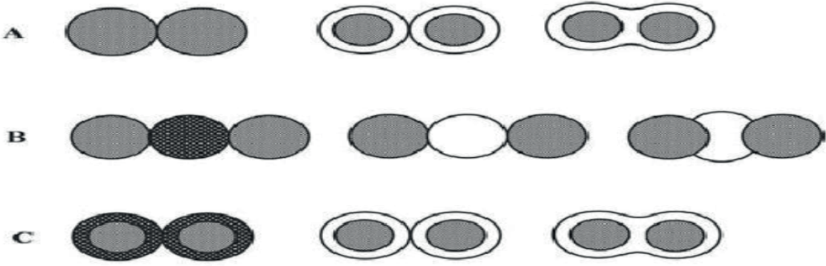
Şekil 18. Sıvı Faz Sinterizasyonuna ait mekanizmanın şeması (47)

Farklı bir bağlayıcının bulunmadığı ve yalnızca yapısal materyalden oluşan tek komponentli toz partiküllerinde kısmi ergime görülür. Eriyen ve erime görülmeyen bölgeler arasında belirgin bir ayırım vardır. Uygulanan lazer ışının enerjisi partiküllerin çeperinde erimeye yol açarken çekirdek bölgesi katı halde kalır. Eriyen kısımlar katı halde kalan çekirdek bölgesi için bağlayıcı görevi görür (50).

1. Partikülü eritmeye yetmeyen bir ısı uygulandığında yalnızca partikülün çeperi erir. Partiküllerin çeperleri arasında boyun bölgeleri oluşur.

2. Çoğul faza sahip toz partikülleri içeren karışımlar kısmen ergimiş ise, kısmi ergime sınıfına dahile edilir.

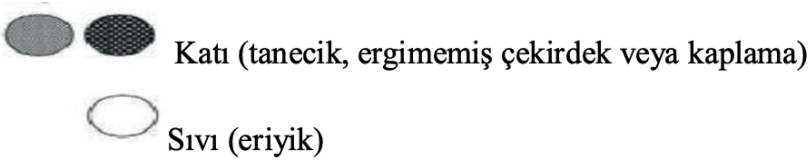
3. Farklı partikül büyüklüklerinin olduğu materyal tozlarında küçük partiküller erirken büyük partiküller katı halde kalmaya devam eder. Kısmi ergime bu şekilde oluşabilir (50). Şekil 18'de farklı kombinasyonlardaki partikül sinterizasyonlarına örnekler verilmektedir.



A: Tek bileşenli metal tozu

B: İki bileşenli metal/metal toz karışımı

C: İki bileşenli metal/metal kaplamalı toz



Şekil 19. Farklı kombinasyonlardaki partikül sinterizasyonları (47)

2.2.4.4.3. Tam Ergime

Tam ergime toz partiküllerin birleştirilmesinde kullanılan üçüncü tekniktir. Çoğunlukla işlem sonrası ikinci bir yoğunlaştırma süreci gerektirmez. Tam yoğunluğa sahip nesnelere elde etmek istenildiğinde kullanılır. Geliştirilen lazer kaynakları ve optikler yardımıyla yoğunluğu %99,9'a varan objelerin elde edilmesine imkân tanıyan büyük gelişmeler kaydedildi. Alman üreticiler sözü edilen SLM makineleri sunmuştur. (50). İlk zamanlardaki CO₂ lazerli makineler ile kıyaslandıklarında, bu makineler diot pompalı Nd: YAG, fiber veya disk lazerler gibi katı hal lazerleri kullanmaktadırlar (50).

Tam ergimenin bize sunduğu en büyük avantaj tam yoğunluğa sahip nesnelere tek basamakta sunmasıdır. Üretim süresinin kontrolüne dikkat edilmesi gerekmektedir. Dikkat edilmesi gereken iki önemli faktör vardır:

1) Üretim sürecinde ortaya çıkan yüksek ısı gradientleri ve yoğunluk oranları iç streslere veya distorsiyona sebep olabilmektedir.

2) Eriyik havuzunda topaklanma ve cüruf oluşumu kötü yüzey bitimine neden olabilir (50).

2.2.4.4. Kimyasal Tetiklemeli Bağlanma

Kimyasal tetiklemeli bağlanma partikülleri birleştirmede kullanılan bir diğer önemli mekanizmadır. Aktif olarak ticari tabakalı üretim ekipmanlarında yaygın kullanım alanı bulamamaktadır. Metaller, polimerler ve porselen için uygulanabilir bir birleştirici mekanizma olacağı düşünülmektedir (50).

2.3. Hibrit Üretim

Hibrit üretim yöntemi dijital diş hekimliği uygulamaları olan eklemeli üretim yönteminin etkinliği ile eksiltmeli yönteminin freze cihazının hassaslığını birleştirmektir (58,59). Hibrit üretim, daha hassas, daha uyumlu ve yüzey özellikleri iyi restorasyonların üretilmesine izin verdiği belirtilmiştir. Datron adlı Alman firma hibrit üretimi 8 yıldan fazla süredir gerçekleştirmektedir. Datron, Concept Lazer ve the Follow Me Teknoloji Grubu hibrit iş akışının, standart frezleme cihazlarına aktarılması üzerinde çalışmaktadırlar. Hibrit üretimin önemli bir noktası, eklemeli üretimdeki sıfır noktasının frezleme cihazına aktarımıdır.

Bu amaçla, sinterleme aşamasında platform üzerine 3 ölçüm pini oluşturulur. Bu pinler Datron D5 frezeleme ünitesinin okuma ucu tarafından okunarak, lazer sinterlenmiş üyelerin tam pozisyonunda algılanmasını sağlarlar.

3. SONUÇ

Dijital diş hekimliği uygulamalarının birçok artısı bulunmaktadır. En başta hasta ve hekim konforunun artması gelmektedir. Birim zamanda daha fazla ve hassas restorasyonların üretilmesi en büyük avantajıdır. Teknisyen becerisine bağlı parametreleri sınırlı tutmaktadır. Hastanın ünitteki süresini ve seans sayısının minimuma indirilmesini sağlamaktadır. Bu sebeplerden dolayı dijital diş hekimliği uygulamalarına her geçen gün rağbet artmaktadır.

KAYNAKLAR

1. **Özsoylu AF.** Endüstri 4.0. Çukurova Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi **2017**; 21(1): 41-64
2. **Raicu L, Marin, D.** Design aspects in machine tools evolution, Journal of Proceeding of The International Conference on Manufacturing Systems; **2008**; 3: 59-64
3. **F Duret, J. D. P.** CAD/CAM imaging in dentistry . Curr Opin Dent 1, 150–15431 (**1991**).
4. **I, Çekiç Nagaş, E. G.** Zirkonya seramiklerin diş hekimliğindeki yeri ve geleceği. GÜ Diş Hek Fak Derg 25, 51–60 (**2008**).
5. **Rekow ED.** CAD/CAM in dentistry: a historical perspective and view of the future. J Can Dent Assoc [Internet]. **1992** Apr [cited 2020 Feb 5];58(4):283, 287–8.
6. **Goldberg, A.J.,Burstone, C.J. (1992)** The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dental Materials, 8 (3), 197-202.
7. **Hamza, T.A., Rosenstiel, S.F., Elhosary, M.M.,Ibraheem, R.M. (2004)** The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. The Journal of Prosthetic Dentistry, 91 (3), 258-264.
8. **Van Noort R.** The future of dental devices is digital. Dental Materials **2012**; 28(1):3-12
9. **Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X.** Photo-curing 3D Printing technique and its challenges. Bioactive Materials 5 **2020**;110-115
10. **Palin W, Burke FJT.** Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. DentUpdate [Internet]. **2005** Dec [cited 2020 Feb 5];32(10):566–72.
11. **Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T.** Rapid manufacturing of metal components by laser forming. International Journal of Machine Tools and Manufacture. **2006**;46(12-13):1459-68.
12. **Ersu B, Yüzügüllü B, Canay RŞ.** Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi. **2008**;32(2):58-72.
13. **Çelik K, Özkan A.** Eklemeli imalat yöntemleri ile üretim ve onarım uygulamaları. Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi. **2017**;5(1):107-21.
14. **Abduo J, Lyons K, Bennamoun M.** Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. Int J Dent. **2014**;2014:783948.
15. **Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF.** 3D Printing in Digital Prosthetic Dentistry: An Overview of Recent Developments in Additive Manufacturing. J Clin Med. **2021**;10(9):2010.

16. **Gibson I, Rosen D, Stucker B.** Additive manufacturing technologies. In: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing. In: New York: Springer-Verlag. 2nd ed. **2015.** p. 498.
17. **Azari A, Nikzad S.** The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. *Rapid Prototyping Journal*, **2009**; 15(3): 216-225
18. **Alharbi N, Osman R, Wismeijer D.** Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, **2016**; 115(6): 760-767.
19. **Yates JM, Wildgoose DG, van Noort R.** Correction of a mandibular asymmetry using a custom-made titanium onlay. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, **2009**; 62(8): e247-e250.
20. **Stansbury JW, Idacavage MJ.** 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental materials*, **2016**; 32(1): 54-64.
21. **Liska R, Schuster M, Infuhr R, Tureek C, Fritscher C, Seidl B.** Photopolymers for rapid prototyping. *J Coatings Technol Res* **2007**; 4: 505–10.
22. **Infuehr R, Pucher N, Heller C, Lichtenegger H, Liska R, Schmidt V, Stampfl J.** Functional polymers by two-photon 3D lithography. *Applied Surface Science*, **2007**; 254(4): 836-840.
23. **Revilla-León M, Özcan M.** Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. *J Prosthodont*. **2019**;28(2):146-158.
24. ASTM, Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies, West Conshohocken, Pa. Standard Terminology for Additive Manufacturing– General Principles and Terminology, 2009. ISO/ASTM52900–15.
25. **Groth C, Kravitz ND, Jones PE.** Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod* **2014**; 48: 475–485
26. Erişim: (<https://www.youtube.com/watch?app=desktop&v=O2FICzAh4u0>)
27. Erişim: (<https://vietcan.com/en/san-pham/dentaform>)
28. **Kruth J-P, Vandenbroucke B, Van Vaerenbergh J, Naert I.** Digital manufacturing of biocompatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/SLM. *Proc VRAP, Leiria*. **2005**;139-46.
29. **Boparai KS, Singh R, Singh H.** Development of rapid tooling using fused deposition modeling: a review. *Rapid Prototyping Journal*. **2016**; 281299.
30. **Sood AK, Ohdar RK, Mahapatra SS.** Experimental investigation and empirical modelling of FDM process for compressive strength improvement. *J Adv Res*. **2012**; 3(1): 81–90.
31. **Liu Q, Leu MC, Schmitt SM.** Rapid prototyping in dentistry: Technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*. **2006**; 29: 317–35.

32. **Singh V.** Rapid prototyping, materials for RP and applications of RP. *IJSER* **2013**; 4:473-480
33. **Fahad M. Dickens P, Gilbert M.** Novel polymeric support materials for jetting based additive manufacturing processes. *Rapid Prototyp J* **2013**; 19:230-239
34. **Çelik İ, Karakoç F, Çakır MC, Duysak A.** Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi* **2013**; 031: 53-70
35. **Hoy MB.** 3D printing: Making things at the library. *Medical Reference Services Quarterly* **2013**; 32(1): 93-99
36. **Apak S, Özüğür B, Korkut İ, Şeker U, DüNDAR K.** Farklı hızlı prototipleme cihazlarında üretilen parçaların üretim zamanı ve maliyet açısından karşılaştırılması. in 2. Ulusal tasarım imalat ve analiz kongresi. **2010**; 354–363.
37. **Simchi A.** Direct laser sintering of metal powders: Mechanism, kinetics and microstructural features. *Mater Sci Eng A* **2006**; 428: 148–158.
38. Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A. & Kremers, L. CAD/CAM - Fillings of the future? *Int. Dent. J.* 47, 247–258 (1997).
39. Yıldırım MP, B. F. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniv Dis Hek Fak Derg* 23, 430–435 (2013).
40. **Kruth, JP, Wang X, Laoui T.** Froyen L. Lasers and materials in selective laser sintering. *Assem Autom.* **2003**; 23: 357–371.
41. **Kathuria YP,** Microstructuring, by selective laser sintering of metallic Powder. *Surface and Coatings Technology*, **1999**; 116: 643-647.
42. **Duran İ.** Diş Hekimliğinde Metal Alaşımları. *Türkiye Klin J Prosthodont*, **2017**; 3: 164–9.
43. **Longhitanoa GA, Larosaa MA, Munhoza ALJ.** Surface finishes for Ti-6Al-4V alloy produced by direct metal laser sintering. *Mater Res*, **2015**;18:838-842.
44. Erişim: (<https://www.turkuazdental.com/eos.html>)
45. **Ippolito R, Iuliano L. Gatto A.** Benchmarking of Rapid Prototyping Techniques in Terms of Dimensional Accuracy and Surface Finish. *CIRP Ann. - Manuf Technol*, **1995**; 44: 157–160.
46. **Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D.** Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, **2008**; 204: 505–511.
47. **Strano G, Hao L, Everson RM, Evans KE.** Surface roughness analysis, modeling and prediction in selective laser melting. *J Mater Process Technol.* **2013**; 213: 589–597.
48. **Tolochko NK.** Balling processes during selective laser treatment of powders. *Rapid Prototyp J.* **2004**; 10: 78–87.
49. The Realizer 50 Desktop SLM Machine, Realizer GmbH.

50. **Kruth JP, Levy G, Klocke F, Childs TH.** Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, **2007**; 56(2):730-759
51. **Van Der Schueren B.** Basic Contributions to the Development of the Selective Metal Powder Sintering Process. PhD thesis, University of Leuven, **1996**.
52. **Karapatis PA.** Sub-Process Approach of Selective Laser Sintering, PHD thesis, Lausanne : EPFL, **2002**.
53. **Rombouts M, Kruth JP, Froyen L, Mercelis P.** Fundamentals of Selective Laser Melting of alloyed steel powders. *CIRP Annals Manufacturing Technology*, **2006**; 55:187-192.
54. **Santos EC.** Processing of pure titanium by selective laser melting, Master Degree Dissertation, Graduate School of Engineering Science, Osaka University, **2003**.
55. **Nikolay T, Mozzharov S, Laoui T, Froyen L.** Selective laser sintering of single – and two – component metal powders. *Rapid Prototyping Journal*, **2003**; 9:68-78.
56. **Kruth JP, Mercelis P, Froyen L, Rombouts M.** Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser Melting. 15th Solid Freeform Fabrication Symposium, **2004**.
57. **Prashant K, Marson A, Debasish D.** A review of Process planning techniques in Layered Manufacturing. *Rapid Prototyping Journal*, **2000**; 6:18-35.
58. **Torii M, Nakata T, Takahashi K, Kawamura N, Shimpo H, Ohkubo C.** Fitness and Retentive Force of Cobalt-Chromium Alloy Clasps Fabricates with Repeated Laser Sintering and Milling. *J Prosthodont Res* **2018**; 62: 342–346.
59. **Nakata T, Shimpo H, Ohkubo C.** Clasp Fabrication Using One-Process Molding by Repeated Laser Sintering and High-Speed Milling. *J Prosth Research* **2017**; 61: 276–282.



Bölüm 3

KLİNİK KULLANIMDA CAD/CAM MATERYALLERİ

Cafer Anıl ERDEM¹, Orhun EKREN²

1 Arş. Gör , Çukurova Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.
dt.anilerdem@gmail.com, ORCID : <https://orcid.org/0000-0002-0530-325X>

2 Prof. Dr. Çukurova Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.)
orhunekren@gmail.com, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3237-8003>

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde estetik kaygılar ve bunları gidermek yıllardır hekimliğin en temel amaçlarından birisi olmuştur. Bu anlamda gerek teknolojik gerekse ekonomik bir çok yenilik ve ilerleme ilham kaynağı olmuştur. Bilgisayar teknolojileri zamanla hekimliğin gerek tedavi gerek bilgi paylaşımı noktasında hem hekimlerin hem de hastaların vazgeçilmezi haline gelmiştir. Zamanla bilgisayar destekli sistemler diş hekimliğinde bir çok tedavide planlama, üretim vb. konularda hekimlerin kullanımına sunulmuştur.

Hastaların restorasyonları üzerindeki estetik talepleri seramiklerin inlay onlay kron körpü olarak kullanımında araştırmaların özellikle materyal açısından bu noktaya yönelmesini sağlamıştır. (1) Bu noktada teknoloji ve talepler bir araya gelmiş yeni bir akımı doğurmuştur. Bu materyallerin bilgisayar destekli tasarlama ve üretim cihazlarıyla üretimi bu akımı oluşturur. (2)

Bu anlamda birçok materyal gerek alt yapı gerekse restorasyon olarak üretime sunulmuştur. (2) Bu seminerin amacı hekimlerin hastalarına bu seramiklerin hasta tedavisinde seçimi ve endikasyonu noktasında yardımcı olmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tam Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

Tam seramiklerin ilk kullanımı Land tarafından jaket kron olarak kullanılmış ancak düşük dayanıklılık düşük başarıyı beraberinde getirmiştir. (3) 1965 yılında McLean metal desteksiz porselen çalışmaları yapmıştır. (4)

Tam seramikler sürekli olarak üzerinde çalışılmaya devam eden bir konudur. Estetik görüntüleri biyouyumlu yapıları onları sürekli güncel tutmuştur. İdeal estetik restorasyonlar üretme amacıyla silikat ve cam seramikler kullanılmıştır. Fiziksel dayanımın daha çok ihtiyaç duyulduğu noktalarda ise alüminyum ve zirkonyum oksit seramikler hem kron hemde körpü restorasyonlarında tercih konusu olmuştur. (5)

1990 lı yıllarda kristalizasyon içermeyen cam seramik sistemler kullanıma sunulmuştur. Daha sonra 2000 li yıllarda bu gelişmeleri lüsit ve lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler takip etmiştir. Zamanla teknoloji de bu gelişmelere eklenerek bu materyallerin CAD/CAM ile üretimi de mümkün hale gelmiştir. (6)

2.2. CAD/CAM kullanımı

Optik destekli tarayıcılar aracılığıyla bilgisayar yazılımından destek alarak 3 boyutlu tasarım oluşturmayı esas alan sistemlerdir. Veri toplama bazı sistemlerde ağız içi tarayıcı aracılığı ile bazı sistemlerde ise elde edilmiş modeli taramak suretiyle yapılır. Bu veriler daha sonra bilgisayara aktarılmak suretiyle istenilen tasarım oluşturulur. Daha sonra bu elde ettiğimiz veriler ve tasarım-

lar uygun olan restorasyonun veya alt yapının üretimi yapılır.

CAD/CAM diş hekimliğinde kullanımı eski yıllara dayanmaktadır. Bu konudaki ilk adım 1970 li yılların başında Francois Duret tarafından atılmıştır. Daha sonra bu adımı 1979 yılında Heitlinger ve Rodder 1980 de ise Mörmann takip etmiştir. 1985 yılında ise ilk defa laboratuvar işleminden bağımsız olmak koşuluyla şekillendirilip ağız içine yerleştirilen kron elde edilmiştir. (7)

CAD /CAM kullanılarak inley onlay tarzı kron içi restorasyonlar, tam kron, köprü, bölümlü kron, lamine, implant cerrahisi için rehber hazırlama, hareketli bölümlü protezlerde ana bağlayıcı üretimi yapılabilmektedir. (8,9,10) Ayrıca maksillofasiyal protezlerin üretiminde de kullanılabilirdiği gösterilmiştir. (11)

CAD/CAM in sağladığı en önemli avantajları geleneksel ölçü alma tekniklerini elimine edebilmesi, restorasyonları geleneksel tekniklere göre daha kısa sürede üretilmesi ve bundan mütevellit hasta için zaman tasarrufu sağlabilmesi ve çapraz kontaminasyon riskini azaltmasıdır. (12)

Ancak üretim maliyeti açısından gelişimde olmasına rağmen halen geleneksel tekniklere göre pahalı olması, monokromatik bloklarda görülen estetik zafiyetler, subgingival marjinlerin bilgisayar ortamına aktarımda zorluk çıkabilmesi bu açıdan dezavantajlı teşkil etmektedir. (13)

Diş hekimliğinde CAD/CAM kullanımı klinikte hekimlerin kullanımı üzerine hasta başında restorasyon üretimi, hekimlerin verileri laboratuvara göndermesi suretiyle laboratuvar üretimi veya merkez fabrikasyon üretim tesisi olacak şekilde 3 kurumsal amaçla kullanılabilir. (14)

3. BLOK MATERYALLER

CAD/CAM ekleme(additive) veya eksiltme(subtractive) teknikle kullanılabilir. Eksiltme tekniğinde materyallerin hazır blokları çeşitli akslarda freze edilerek restorasyon elde edilir. Bu frezleme işlemi 3,4 ya da 5 aks lı olabilir üretilen restorasyon planlamasına göre. Frezleme sırasında kullanılan materyale göre kuru veya ıslak olarak frezlenebilir. (14). Eksiltme tekniğinde kullanılan hazır bloklar bir çok materyal için üretilmiştir. Blok materyaller;

1. Cam seramikler
 - 1.1 Feldspatik seramikler
 - 1.2 Lösitle güçlendirilmiş cam seramik
 - 1.3 Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik
 - 1.4 Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramik
2. Oksit seramikler
 - 2.1. Cam infiltre oksit seramik

2.1.1 İn-Ceram Alumina

2.1.2. İn-Ceram Spinell

2.1.3. İn Ceram Zirconia

2.2. Sinterlenen oksit seramikler

2.2.1. Alüminyum oksit seramik

2.2.2. Zirkonyum oksit seramik

3. Polimerler

3.1. Kompozit polimerler

3.1.1. Nanoseramik

3.1.2. Hibrit seramik

3.2. Metakrilat polimerler

3.1. Cam Seramikler

3.1.1. Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler CAD/CAM bloğu olarak kullanılan ilk materyallerdendir. Presslenebilir formuna göre daha polisajlanabilir ve preslenebilir bir çok seramiğe göre 2 kat daha dayanıklıdır. (15,16) Yapı olarak asitlemeye uygundur ve geleneksel simantasyondan daha başarılıdır. Monokromatik, dikromatik, polikromatik olarak bulunabilir. Translusensisi yüksek doğal diş taklit etme konusunda başarılı ve bundan mütevellit estetik olarak da başarılı bir materyaldir. Ancak fiziksel dayanım konusunda zayıf bir materyaldir. (17)

Feldspatiklerle ilgili estetik kaygıları monokromatik bloklar oluşturmaktadır. Tek renk üretim tek translusensi ve kromayla üretilir ve bu materyaller diğer seramikler gibi renklendirme ve glaze ile estetik hale getirilebilir. Ancak yine de hekim eğer monokromatiklerin doğasından memnun değilse polikromatik bloklar kullanılabilir. 3 farklı kroma ve translusensi seviyesi nötral diş görünümü konusunda restorasyonu daha estetik hale getirmiştir. Mine kısmı yüksek translusensi düşük kroma boyun kısmında ise yüksek kroma düşük translusensi kullanılarak estetik başarısı artırılmıştır. (15)

Feldspatikler daha zayıf olarak nitelendirilse bile doğru endikasyonda başarılı sonuçlar alınmış, 10 yıllık süreçte %90 ın üzerinde bir sağ kalım oranı gösterilmiştir. (18). Genel olarak anterior restorasyonlarda ve bölümlü kronlarda tercih edilir. Lamine, inlay, onlay, kron olarak kullanılır. İnlay ve onlay olarak tavsiye edilen 1,5 mm okluzogingival yükseklik ve 1.5 mm bukkolingual genişliktir. Onlay restorasyonlarda tüberkülün restorasyona dahil edildiği durumda 2mm kalınlık istenir. Tam kron olarak minimum 1.5 mm okluzal yükseklik 1 mm bukkal redüksiyon istenir. Lamine restorasyonlarda ise minimum

0.5-0.7 mm incisal 0.2 mm basamak kalınlığı üretici firmanın tavsiyesidir. (19)

3.1.2. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramik

Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler fiziksel özellik açısından feldspatik seramiklere göre nispeten daha dayanıklı materyallerdir. Bunun yanında refraktör indeks açısından yakın değerlere sahip oldukları için translusensi açısından kayda değer bir kaybı yoktur. Aynı şekilde asitlemeye yatkın yapısıyla rezin simantasyona uygun bir yüzel topografisi elde edilebilir. (20)

Polikromatik, yüksek translusensi (HT), düşük translusensi (LT) seçenekleriyle hekimlerin kullanımına sunulmuştur. Posterior ve anterior tam kron, inley, onley, veneer olarak kullanılabilir. Ancak posterior bölgede uygulanacak körpü restorasyonlar için uygun değildir. Polikromatik seçenekle farklı renk ve translusensi değerlerini bir arada barındıran restorasyonlar elde edilmiş böylece daha estetik sonuçlara ulaşılmıştır. Anterior kronlar için 1.0 mm basamak 1.5 mm bukkal ve lingual duvar kalınlığı 1.5 insizal kalınlık istenir. Veneer olarak ise 0.6 mm basamak, eğer insizal dahil edilecekse minimum 1.0 mm insizal kalınlık istenir. Posterior kronlarda 1.0 mm basamak 2.0 mm tüberkül 1.5 mm oklüzal kalınlık gereklidir. İnley ve onley olarak ise 1.5 mm okluzak 2.0 mm tüberkül kalınlığı istenir. Basamak olarak chamfer ya da yuvarlatılmış shoulder tercih edilmelidir basamaksız kesim uygun değildir. Restorasyonu yapacak hekim bu bilgiler doğrultusunda preparasyonunu yapmalıdır. (21)

3.1.3. Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramik

Cam seramiklerde endikasyon yelpazesini genişletmek ve aynı zamanda fiziksel dayanım olarak daha başarılı hale getirilmek amacıyla geliştirilmiş seramiktir. Fiziksel dayanımı diğer cam seramik ve rezin seramiklere göre daha yüksektir. (22) Kristal içeriği fiziksel yapıyı güçlendirmek adına daha yüksek tutulmuştur. Güçlendirilmiş yapısı hem adeziv hem de geleneksel simantasyona uygun olmasını sağlamıştır. (23) Klinik olarak 10 yıllık başarılı takip çalışmaları vardır (24)

İnce veneer, inley, onlay, kron olarak kullanılabilir, köprü olarak da kullanılır ancak köprü ayağı olarak molar bölgesi kullanımı tavsiye edilmez. Kanti-lever kullanımı, derin subgingival preparasyonlar, brüksist hastalar yine kullanımı tavsiye edilmeyen durumlardır. Özellikle kron ve köprü restorasyonlarda retantif preparasyon prensiplerine dikkat gerektirebilir. Shoulder, yuvarlatılmış shoulder, chamfer basamak dizaynı tavsiye edilir. Üreticinin minimal in-vaziv yaklaşımla belirttiği minimum kalınlıklar; kronlar ve inleyler için 1.0 mm ince veneerler için 0.4 mm basamak 0.5 mm kalınlık şeklindedir ancak bu durumlarda adeziv simantasyon zaruridir. Normal şartlarda posterior kronlarda 1.5 mm okluzak kalınlık anterior kronlarda 1.2 mm kalınlık 1.5 mm insizal kalınlık, bölümlü kronlarda yine 1.0 mm kalınlık gereklidir. Veneerlerde ise 0.6 mm basamak, 0.7 mm veneer kalınlığı tavsiye edilir. (22)

Translusensilerine göre HT, LT, MO, HO, İmpuls seçenekleriyle sunulmuştur piyasaya. HT bloklar genellikle inley onlay ve veneer olarak kullanılır. HO ve MO bloklar ise renklenmiş dişlerde daha başarılıdır. LT bloklar dentin benzeri geniş restorasyonlarda tercih edilmelidir. İmpuls ise opalesent etkinin gerekli olduğu ince veneer restorasyonlar için geliştirilmiş bir bloktur (22)

3.1.4. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Disilikat Seramik

Cam seramiklerin estetik başarısını ve zirkonyanın mekanik desteğini bir araya getirmek amacıyla üretilmiş bir materyaldir. Yaklaşık %10 oranında zirkonya içermektedir. Yapıca lityum disilikat seramiklere göre daha dayanıklıdır. (25)

Anterior ve posterior kron olarak, veneer , inley, onley olarak kullanım endikasyonları vardır. Bloklar translusensilerine göre monokromatik olarak HT ve T olarak kullanıma sunulmuştur. Anterior bölge köprü olarak kullanımını materyalin özelliklerinden beklenir ancak çalışmalar net değildir. Veneer olarak minimum 0.4 mm basamak 0.7 mm insizal kalınlığı, posterior kron olarak fissür bölgesinde 1.0 mm tüberkül bölgesinde 1.5 mm, inley ve onley olarak 1.0 mm, anterior kron olarak 1.5 mm insizal, 1.0 mm basamak kalınlığı üretici firmanın tavsiyeleridir. Ancak seramiğin kalınlığı 2.0 mm yi geçmemelidir. Chamfer ya da yuvarlatılmış shoulder basamak dizaynı tavsiye edilir. Diş eti altına ulaşan preparasyonlar önerilmez. Hem adeziv simantasyona hem de geleneksel simantasyona uygun bir materyal olduğu belirtilmiştir. (26)

3.2. Oksit Seramikler

3.2.1. Cam İnfiltrasyonlu Oksit Seramikler

Lanthan oksit cam infiltrasyonu ile oluşturulan seramik bloklardır. Genel olarak adeziv simantasyona uygun olan bir seramik grubu değildir. (27) Cam iyonomer gibi geleneksel yöntemlerle simantasyonu uygundur. (28). Ancak bu materyaller günümüzde kullanımını yitirmiştir. 3 ayrı blok grubu vardır.

3.2.1.1 İn-Ceram Alumina

Alumina ya lanthan oksit eklenmesiyle oluşturulmuş olmalıdır. Biyouyumluluğu yüksek olan bir materyaldir. Kron ve 3 ünitli anterior köprüler için altyapı materyali olarak kullanılabilir. Posterior bölgede köprü için uygun değildir. Üretici firma insizalde yaklaşık 0.7 mm, çevresel olarak da 0.5 mm minimum kalınlık ister. (29)

3.2.1.2 İn-Ceram Spinell

İN-ceram spinell İn-Ceram alumina'nın opak yapısından kaynaklanan estetik dezavantajlarını gidermek için üretilmiş bir materyaldir. İçlerinde en fazla translusent olan materyaldir. Yapısında magnezyum alüminyum oksit (MgAl₂O₄) kullanılmıştır bu amaçla. (29) Fiziksel dayanıklılığı in-ceram alumina dan daha düşüktür. (30) Yüksek translusensi sayesinde anterior bölgede kulla-

nımı uygundur ve inley, onley de endikasyon havuzuna eklenmiş oldu. Ancak kron ya da köprü olarak posterior kullanımı uygun değildir. Köprü olarak anteriorda da kullanılmaz bu da onu kısıtlı bir endikasyonda tutar. İstenilen 0.7 mm insizal 0.5 mm çevresel kalınlıktır. (29)

3.2.1.3. İn-Ceram Zirconia

İN-Ceram Zirconia kırılma dayanımı ve bükülme direnci arttırmak amacıyla zirkonyum dioksitle güçlendirilmiş materyaldir. Fiziksel özellik olarak Alumina ve Spinell e göre daha dayanıklıdır. (31) Yapısında %33 seryum stabilize zirkon içerir. Anterior ve posterior olarak tek kron, köprü olarak kullanımı uygundur. Köprü dayanağı olarak 1.0 mm oklüzal, 0.7mm çevresel kalınlık istenir. Kron olarak 0.7 mm oklüzal 0.5 mm çevresel kalınlık istenir. (29) Simantasyondan önce fazla miktarda cam infiltrasyonu önlemek amacıyla kumlama yapılması gereklidir. (32)

3.2.2 Sinterlenen Oksit Seramikler

3.2.2.1 Alüminyum Oksit Seramik

1993 yılında piyasaya sürülmüş bir seramiktir. Neredeyse tamamı alüminyum oksitten oluşmuştur. Tek renkli blok olarak üretilmiştir. Geleneksel yöntemlerle simantasyona daha yatkındır. (33) Kullanımı yaygın olmamıştır.

3.2.2.2. Zirkonyum Oksit Seramik

Zirkonya fiziksel dayanımı daha yüksek olan diş hekimliğinde 15 yıldır kullanılan bir seramiktir. Geçmişten günümüze çeşitli amaçlarla kullanılmış üzerinde sürekli çalışılmış ve geliştirilmeye odaklanılmış güncelliğini koruyan bir materyaldir. Seramik olarak faz geçişlerini bünyesinde barındıran tam stabil olmayan bir materyaldir. Bu amaçla yapısına itriya, kalsiyum, magnezyum, seryum gibi elementler eklenmiştir. Amaç faz geçişleri arasında hacim genişlemesini engellemek ve estetik olarak uygun hale getirebilmektir. (34)

İlk jenerasyon zirkonya birden fazla ünit köprülerin ve yüksek dayanım gerektiren restorasyonların alt yapı materyali olarak kullanılmıştır. Alüminyum oksit seramiğe göre daha dayanıklı bir materyaldir. Düşük translusensi, içiği saçma özelliği ona opak bir görünüm verir. Üst veneerle bağlantı kaynaklı chiping ve kırılmalar sık karşılaşılan sorunlardır. Opak görüntüsü estetiğin önemli olduğu bölgelerde kullanımını kısıtlamıştır. (35) Alt yapı materyali olarak oklüzal bölgede 0.7 mm çevresel olarak 0.5 mm minimum kalınlık gereklidir (36)

Estetik olarak eksik kalması neticesinde materyalin fiziksel yapısında değişikliğe gidilerek 2. jenerasyon geliştirilmiş oldu. 1. jenerasyona kıyasla alüminyum oksit grenleri daha küçük ve içerik olarak da daha azdır. Böylece ışık geçirgenliğinin artırılması amaçlanmıştır. (35) Kullanım olarak yine köprülerde alt yapı materyali olarak ya da tam kron olarak doğal diş ve implant üstü restorasyonlarda kullanılır. İnley, onley ve bölümlü kronlar için uygun

değildir. Yuvarlatılmış shoulder, ya da chamfer basamak tasarımı kullanılarak 1.0 mm basamak, 1.0-1.5 mm çevresel restorasyon kalınlığı, 1.5-2.0 mm restorasyon kalınlığı tavsiye edilir üretici firma tarafından. Basamak sınırlarında bevel yapılmamalıdır. (37) Ancak yine de estetik amaçlanan restorasyonlarda istenilen görsel başarılarla değildir. (38)

Daha sonra materyalin ışık geçirgenliğini arttırmak için stabilize edici itriya oranı artırılarak (%5-%8) daha estetik bir materyal elde edilerek 3. jenerasyon zirkonyalar

kullanıma sunulmuştur. Estetik elde edilirken mekanik özelliklerden kısmen feragat edilmiştir. 1 ve 2. jenerasyona göre daha dayanıksızdır. Tüm zirkonyalardan daha translusent olmasına karşın lityum disilikata göre halen daha az translusenttir. (38)

Daha çok anterior ve posterior tek kron 3 üyeli kısa köprüler için kullanımı uygundur. Özellikle birden çok tabakalı yüksek translusensi içeren zirkonyalarda veneer, inley, onley kullanımı da vardır. Preparasyon sırasında bıçak sırtı marjin tasarımı, derin shoulder, J marjin kullanımı kontraendikedir. Minimum 1.5 mm posterior tam kron için oklüzal kalınlık, 1.0mm çevresel kalınlık, anterior kronlarda 1.5 mm insizal 1.0 mm çevresel kalınlık, 1.0 mm inley, onley 0.4mm veneer kalınlığı istenir. (39)

Zirkonya restorasyonların simantasyonunda geleneksel yada rezin başlı siman kullanılabilir. Ancak geleneksel simantasyonda başarılı neticeler için en az 4mm doku bulunması ve en fazla 15 derecelik eğime sahip olması gerekir. Aksi takdirde retansiyon kaybı görülebilir. Resin simantasyon için ise asitlemeye çok yatkın bir materyal değildir. Ancak self-cure simanlarla, üniversal simanlarla ve geleneksel kompozit simanlarla kullanılabilir. Fakat simantasyon öncesinde mutlaka kumlama, silanlama gibi ek işlemler uygulanmalıdır. (38)

3.3 Polimerler

3.3.1 . Kompozit polimerler

3.3.1.1. Nanoseramikler

Teknolojinin diş hekimliği için diğer bir katkısı da nanoteknolojidir. Nanoseramikler rezin matriks içindeki nanopartikül seramiklerden oluşan bir yapıdır. Seramiğin estetiği ve kompozitin esnekliği ve kırılma dayanımı bir araya getirilmesi fikriyle ortaya çıkmıştır. Seramik yapıyı zirkonya ve silika oluşturmaktadır. İnley, onley, veneer , kron olarak kullanılabilir. Işıklı sertleşebilen materyallerle tamir ve ilaveler yapılabilmesi materyalin en önemli avantajlarından. Yüzey bitim işlemleri ağız içinde polisajlama, cila pastası ve lastik frezlerle yapılabilir. Fırınlama işlemi gerektirmez. Simantasyon öncesinde kumlama ve adeziv simanlarla simante edilmesi üretici firma tarafından tavsiye edilir. (39) Elastisitesi dentine yakındır.

Fiziksel dayanım açısından feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş seramikten daha dayanıklı lityum disilikat seramiğe yakın ama nispeten zayıf bir durumdadır. Karşıt dişi aşındırma açısından değerlendirildiğinde cam seramiklerden daha güvenlidir. (40)

Tam kron olarak anterior bölgede 1.0 mm basamak 1.5 mm insizal kalınlık istenir. Posterior kronlarda 1.0 mm basamak 1.5 mm oklüzal kalınlık istenir. İnley ve onleylerde 1.5 mm tüberkül dahil olan ve olmayan yerlerde kalınlık ve isthmus genişliği

Istenir. Veneerlerde ise 0.4 mm kalınlık istenir üretici firma tarafından. Chamfer ve shoulder preparasyon önerilir bıçak sırtı preparasyon marjini tavsiye edilmez. Yüksek ve düşük translusent bloklar mevcuttur. Yüksek translusent olanlar daha çok mine dokusunda yer alan maskeleme gerektirmeyen restorasyonlarda kullanılır. Düşük translusent bloklar ise renklenme olan derin ve geniş restorasyonlarda tercih edilmelidir (39)

3.3.1.2. Hibrit seramikler

Hibrit seramikler organik ve inorganik yapıların bir araya gelmesiyle oluşmuş seramiklerdir. Hibrit seramiklerde inorganik ve organik yapılar birbiri içine penetre olmuş durumdadır. Böylece materyalin mekanik özelliklerinin artırılması amaçlanmıştır. (41) Yapısı oklüzal temaslarla oluşan stresleri daha fazla yaymasına izin verir bu açıdan geleneksel seramiklerden daha üstündür. (42) Sertliğinin daha az olması geleneksel seramiklere göre daha az aşınmaya neden olmasını sağlamıştır. Ancak geleneksel seramiklere göre daha çok aşınma gösterir (43)

Geleneksel seramiklere göre kırılma direnci daha az olup ince millemeye izin verir. Böylece minimal invaziv restorasyonlarda kısmen daha uygundur. Cam seramikler gibi asitlemeye ve adeziv simantasyona uygun bir materyaldir. Simantasyon öncesi kumlama tavsiye edilir. Self-adeziv ile sadece tam kron olarak simante edilir, inley onley ve veneer için self-adeziv uygun değildir. Anterior ve posterior kron, veneer, inley, onley, bölümlü kron olarak kullanılabilir. Ancak kantilever olarak yada köprü olarak kullanılmaz. Yüksek translusent (HT) ve translusent (T) blokları mevcuttur. HT bloklar inley, onley, veneer, kron olarak kullanılabilir. T bloklar ise discolore olmuş dişlerin maskelenmesi gereken restorasyonlarda daha uygundur. (44)

Anterior kron olarak 1.5 mm insizal 0.8 mm çevresel, posterior kron olarak 1.0 mm fissür 1.5 mm tüberkül, 1.0 mm çevresel kalınlık minimum değerlerdir. İnley, onley olarak 1.5 mm isthmus, 1.0 mm fissür 1.5 mm tüberkül bölgesi minimum istenen kalınlıklardır. Veneerlerde ise insizal üçlüde 0.3 mm servikal bölgede 0.2 mm minimum istenen kalınlıklardır. (44)

3.3.2 Metakrilat polimerler

Polimer bloklar daha çok uzun süreli geçici restorasyonların üretimi için kullanılan bloklardır. Bu bloklar endüstriyel polimerizasyon, kontrollü basınç ve sıcaklık parametreleri sayesinde daha homojen bir yapıda üretilmiştir. Bu özellikleriyle blok materyali olarak konvensiyonel polimerlere göre daha başarılı mekanik stabilite gösterirler. Böylece daha uzun dönem kullanımın planlandığı, tedavi öncesi aşamanın uzadığı kompleks rehabilitasyonlarda kullanımı daha uygun hale gelmiştir. Aynı zamanda polimerizasyon büzülmesi de bu materyallerde bir endişe kaynağı olmuştur. Seramiklere göre daha ince hazırlanabiliyor olması özellikle inflamasyon dışı bulunan uzun dönem geçici kullanılan hastalarda avantaj sağlamaktadır.(45)

Polimer bloklar geçici restorasyon olarak kron veya köprü olarak kullanılabilir. Ancak köprü olarak kullanıldığı durumlarda 2 den fazla pontik bulunmamalıdır. İmplant üstü restorasyonlar için kişisel hibrit restorasyon olarak da kullanılabilir geçici olarak. Ancak bu materyaller daimî restorasyonlar için uygun değildir. Oklüzal yüzeyde minimum 1.5 mm redüksiyon çevresel olarak 0.8 mm redüksiyon tavsiye edilir. Köprü olarak da konnektor minimum 12mm olmalıdır. Geçici simantasyon materyalleriyle simante edilmesi tavsiye edilir. PMMA alerjisi görülen hastalarda kullanılmamalıdır. (46)

4. SONUÇ

CAD/CAM blokları geniş ürün yelpazesi ve farklı endikasyon çeşitleriyle uzun süredir diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Mevcut gelişmeler ışığında da farklı materyaller farklı endikasyonlarla yine karşımıza çıkabilecektir. Özellikle klinik kullanımda hasta başı restorasyon üretim imkânı sunması uzun süre güncelliğini korumasını sağlayacaktır. Doğru endikasyon seçimleri, klinik kullanım tavsiyelerine uyulması hekimlerin restorasyonlarında başarılarını arttıracak etkenlerdendir. Bloklar ile ilgili güncel bilgiler sürekli değişebilmekte yenilenebilmektedir. Bu nedenle hekimler güncel takip etmeli özellikle daha yeni sayılabilecek materyallerin uzun dönem takipleri hakkında bilgi sahibi olmalıdır.

KAYNAKLAR

1. **Fischer H**, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater.* **2002**;18(1):12-19
2. **Miyazaki T**, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal.* **2011**;53(1):97-106
3. **Blank JT**. Scientifically based rationale and protocol for use of modern indirect resin inlays and onlays. *J Esthet Dent.* **2000**;12(4):195-208
4. **McLean JW**, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British dental journal.* **1965**;119(6):251-67
5. **Conrad HJ**, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systemic review. *J Prosthet Dent.* **2007**;98(5):389-404
6. **Anusevice KJ**. Informatics system to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Adv Dent Res.* **2003** 17(1):43-8
7. **Duret F**, Blouin JL, Duret B. CAD/CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1998;117(6):715-20
8. **Mormann WH**. Chairside computer generated ceramic restorations: the Cerec third generation improvements. *Pract Periodontics Aesth Dent.* **1992**;4(1):9-16
9. **Williams RJ**, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* **2004**;91(1):85-8
10. **Marchack CB**. CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient. *J Prosthet Dent.* **2007**;97(6):389-94
11. **Bibb R**, Bocca A, Evans P. An appropriate approach to computer aided design and manufacture of cranioplasty plates. *J Maxillofac Prosthet Technol.* **2002**;5(1):28-31
12. **Karaalioglu OF**, Durmuş ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* **2008**;18:25-32
13. **Cristhensen GJ**. Computerized restorative dentistry: State of the art, *J Am Dent Assoc.* **2001**;132(9):1301-3
14. **Beuer F**, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Brit Dent Jour.* **2008**;204:505-511

15. **Giordano R.** Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* **2006**;137(9):14-21
16. **Seghi RR**, Sorensen JA. Relative flexural strenght of six new ceramic materials *Int J Prosthodont.* **1995**;8(3):239-46
17. **Castelnuovo J**, Anthony HLT, Philips K, Nicholls IJ, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent.* **2000**;83(2):171-80
18. **Otto T**, de Nico S. Computer aided direct restorations: a 10 year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inleys and onleys. *Int J Prosthodont* **2002**;15(2):122-8
19. VITABLOCS® MARK II Product information brochure, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Germany. 2018; <https://www.vita-zahnfabrik.com/>
20. **Fu L**, Engqvist H, Xia W. Glass-Ceramics in detistry:a review. *Materials* **2020**;13(5):1049
21. Ivoclar Vivadent IPS Empress CAD: The ultimate esthetic restorative system. Information for dentists. Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein <http://www.ivoclarvivadent.com>
22. Ivoclar Vivadent IPS e.max Lithium Disilicate: The future of all- ceramic dentistry- materials science, practical applications, keys to success. Amherst, N.Y. Ivoclar Vivadent 2009; 1-5.
23. **Fasbinder DJ**, Joseph BD, Heys D, Neive G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc* **2010**;141(6):10-14
24. **Kern M**, Sasse M, Wolfart S. Ten-Year outcome of three-unit fixed dental protheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc.* **2012**;143(3):234-40
25. **Elsaka ES**, Elhagny AM. Mechanical propoities of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* **2016**;32(7):908-14
26. VITA SUPRİNİTY®PC Product information VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Germany ; <https://www.vita-zahnfabrik.com/>
27. **Ho GW**, Matinlinna JP. Insights of porcelain as a dental material Part II: Chemical surface treatment. *Silicon* **2011**;3:117-123
28. **Segal BS.** Retrospective assesment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. *J Prosthet Dent.* **2001**;85(6):544-50
29. VITA IN-CERAM® Direction for use, fabrication of the substructure. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Germany ; <https://www.vita-zahnfabrik.com/>
30. **Magne P**, Belser U. Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont* **1997**;10(5):459-66

31. **Chong K**, Chai J, Takahasi Y, Wozniak W. Flexural strenght of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia core materials. *Int J Prosthodont*. **2002**;15(2):183-8
32. **Kern M**, Thompson VA. Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alümina ceramic: volüme loss, mophology, and changes in the surface composition. *J Prosthet Dent*. **1994**;71(5):453-61
33. **Brunton PA**, Smith P, McCord JF, Wilson NHF. Procera all-ceramic crowns: a new approach to and old problem? *Br Dent J*. **1999**;186(9):430-4
34. **Stawarczyk B**, Keul C, Eichberger M, et al. Three generations of zirconia: From veneered to molothitic. Part I. *Quintessence Int*. 2017;48(5):369-380
35. **Hjerppe J**, von Steyern PV. Two decades of zirconia as a dental biomaterial-w hat have we learned? *Nor Tannlegeforen Tid* **2019**; 129: 22–28
36. Ivoclar Vivadent IPS e.max ZirCAD: Labside instruction for use. Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan/Liechtenstein **2019**. <http://www.ivoclarvivadent.com>
37. Lava™ Plus Hight Translucency Zirconia. Clinical handling guidelines for dentist and lab. 3M ESPE Dental Products, St. Paul United States. **2013**. <http://www.3m.com>.
38. **Stawarczyk B**, Keul C, Eichberger M, et al. Three generations of zirconia: From veneered to molothitic Part II. *Quintessence Int*. **2017**;48(6):441-450
39. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Instructions for Use, 3M ESPE Dental Products, St. Paul United States. **2016**;www.3m.com
40. **Nathaniel CL**, Bansal R, Burgess JO. Wear, strenght, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*. **2016**;32(11):275-283
41. **He LH**, Purton D, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *J Mater Sci Mater Med*. **2011**;22(7):1639-43
42. **Coldea A**, Swain M, Thiel N. Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics *J Mech Behav Biomed Mater*. **2014**;34:123-33
43. **Mörmann WH**. Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/ CAM materials: Two-body wear, gloss retantion, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater*. **2013**, 20: 113-125.
44. Vita Enamic® Working instruction , VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Germany 2013 <http://www.vita-zahnfabrik.com>
45. **Güth JF**, Zuch T, Zwinge S, et al. Optical properties of manually and CAD/ CAM fabricated polymers. *Dent Mater J*. **2013**;32(6):865-71
46. Ivoclar Vivadent Telio® CAD İstruction for use. Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan/Liechtenstein **2017** <http://www.ivoclarvivadent.com>



Bölüm 4

AĞIZ İÇİ DİJİTAL ÖLÇÜ VE TARAMA GÖVDELERİ

Mustafa AYATA¹, Ravza ERASLAN²

1 Protetik Diş Tedavisi Uzmanı Dt, Ortoperio Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, Kayseri, Türkiye e.mail: dt.mustafaayata@gmail.com, Orcid ID: 0000-0001-6102-9729

2 Dr. Öğretim Üyesi, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Kayseri, Türkiye e.mail: ravza_asl@hotmail.com, Orcid ID: 0000-0002-0863-7052

Protetik diş tedavisinde implant destekli kron ve köprülerin üretiminde CAD/CAM teknolojisinin popülerliği yaklaşık son on beş yılda giderek artmıştır. Dijital iş akışında ağız içi tarayıcılar ve ağız içi tarama gövdelerinin kullanımı da giderek yaygınlaşmıştır (Yılmaz et al., 2021). Bir ağız içi tarayıcı vasıtasıyla implantların dijital ölçüsünün alınabilmesi için, implant firmaları kendilerine özgü ağız içi tarama gövdeleri tasarlayıp üretmişlerdir. Bu tarama gövdeleri dijital ölçü aşamasında implantların veya abutmentlerin üzerine sabitlenmektedir. Bununla birlikte, bu parçalar bir modeldeki implant analoguna yerleştirilebilir ve ardından bir masaüstü üç boyutlu (3B) tarayıcı kullanılarak dijital bir ölçü kaydedilebilmektedir. Dijital bir ölçüde ulaşılmak istenen sonuç, implantların yada abutmentlerin, doğal dişlere, yumuşak doku konturlarına ve diğer implantlara göre lokalizasyonunu doğru şekilde dijital laboratuvar modeline aktarabilmektir. Dijital ölçü, hekimin tercihine göre farklı aşamalarda alınabilmektedir:

- Cerrahinin ilk aşamasında, implantların yerleştirilmesinin ardından yada ikinci aşama cerrahi öncesinde geçici bir kron üretilebilmesini sağlamak için,
- Cerrahinin ikinci aşamasında iyileşme başlığı yerleştirildikten sonra, yumuşak dokuların iyileşmesinin ardından daimi kron üretilmesi için,
- Dental laboratuvarında yukarıdaki aşamaların herhangi birinde alınan geleneksel ölçüden sonra sağlanan model üzerinden.

Dental implantolojide ölçü aşaması çok önemlidir. İmplant pozisyonların yanlış transferi, biyolojik ve mekanik sorunlara yol açabilecek uygun olmayan bir protez üretimine neden olabilir (Papaspriidakos, Chen, Chuang, Weber, & Gallucci, 2012). CAD/CAM teknolojilerinin ortaya çıkması ile birlikte, implant destekli restorasyonların imalatında artık doğrudan veya dolaylı olarak dijital bir iş akışı sürdürmek mümkündür (Christensen, 2009). Dolaylı iş akışı, laboratuvarında laboratuvar tarama gövdeleri ve bir masaüstü tarayıcısı kullanılarak geleneksel bir implant ölçüsünü içermektedir. Doğrudan iş akışı ise, hastanın ağızından bir dijital tarama yapmak için ağız içi tarama gövdeleri ve ağız içi tarama cihazlarının kullanılmasını gerektirir. Dijital ölçülerin doğru bir şekilde alınmasının ardından, dijital implant analogu, implant ve tarama gövdesi kitaplığına sahip dijital modele yerleştirilebilir, ardından protez üretimi için bir CAD yazılımı kullanılır.

Dijital implant ölçülerinin geleneksel ölçülere göre, artırılmış hasta konforu ve uyumu, daha yüksek doğruluk ve verimlilik, laboratuvar aşamalarında ölçülerin bozulma riskinin olmaması gibi bir dizi avantajlar sağlar (Christensen, 2009).

Dental implantların üç boyutlu konumunun ölçülmesi için ilk kez 1994 senesinde fotogrametri cihazı kullanılarak bir yöntem tanımlanmıştır (Lie &

Jemt, 1994). Yazarlar, bu yöntemin geleneksel yöntemlere kıyasla benzer bir hassasiyet gösterdiğini ve implant pozisyonlarının kaydedilmesi için uygun bir seçenek olduğunu keşfettiler. Bu bulgular ise daha sonra doğrulanmıştır (Bergin, Rubenstein, Mancl, Brudvik, & Raigrodski, 2013). 2004 senesinde, dijital olarak taranabilir ilk implant sistem parçası olarak, komşu ve antogonistteki dişler ve yumuşak dokular hakkında 3B bilgi sağlayan kodlanmış bir iyileşme başlığı (The Bellatek Encode; Biomet 3I) tanıtıldı. 2008 senesinde ise, geleneksel ölçüm tekniklerine alternatif olarak çeşitli 3B görüntü alma teknolojilerinin kullanılması önerildi (Del Corso, Abà, Vazquez, Dargaud, & Ehrenfest, 2009). Ardından taranabilir ilk ölçü kopingleri kısa bir süre sonra piyasaya sürüldü. Bu parçalar Straumann grubu tarafından tarama cisimleri olarak adlandırıldı. Başlangıçta bu tarama gövdeleri, ticari olarak sadece tek implantlı sistem için mevcuttu ve belirli bir tarayıcı cihazı ve teknolojisi (iTerö tarayıcı cihazı, paralel konfokal mikroskopi teknolojisi) gerektiriyordu. Tarayıcı teknolojisinin gelişmesi ve popülerliği arttıkça, tarama gövdelerinin tasarımı ve kullanımı da zamanla gelişmiştir.

Günümüzde, diş laboratuvarları gibi çok sayıda yardımcı kuruluşlar ve büyük implant üreticilerinin neredeyse tümü dijital ölçü tarama gövdeleri sağlamaktadır. Ticari ağız içi tarama gövdelerinin tasarımı, materyali, şekli, boyutu, yüzeyi, bağlantı tipi, yeniden kullanılabilirliği, tarayıcı/yazılım uyumluluğu ve maliyeti, önemli ölçüde değişkenlikler göstermektedir (Stimmelmayer, Güth, Erdelt, Edelhoff, & Beuer, 2012). Ağız içi tarama gövdelerine asimetrik bir şekil oluşturmak amacıyla genellikle düz bir yüzey eklenir (Şekil 1). Böylelikle yüzey tanımlanması daha iyi sağlanabilmektedir (Mizumoto & Yılmaz, 2018).



Şekil 1: Bir kısmı düz yüzeye sahip ağız içi tarama gövdesi örneği

Tarayıcı sistemi, temaslı ve temassız olarak iki ana kategoriye ayrılabilir. Dijital diş hekimliğinde kullanılmakta olan tarayıcıların çoğu temassız kategoridedir. Çeşitli tekniklerle; üçgenlemeyle, interferometriyle, konfokal mikroskopiyile, yapılandırılmış ışıkla, lazerle, videoyla ve dalga cephesi (wavefront) örneklemeyle ham veriler toplanabilmektedir (Logozzo, Zanetti, Franceschini, Kilpelä, & Mäkynen, 2014). Teknolojideki farklılıklar sebebiyle tarayıcıların doğruluğundaki farklılıklar rapor edilmiştir (Hack & Patzelt, 2015; Patzelt, Emmanouilidi, Stampf, Strub, & Att, 2014). Ağız içi tarayıcılar, kullanılan belirli bir teknolojiden bağımsız olarak bir nesnenin aynı anda yalnızca bir kısmını yakalayabilmektedir. Sonuç olarak, nokta bulutu veri setleri, görüntünün yeniden oluşturulma aşamalarında daha aşağı akışta birleştirilmeden önce, tarayıcının konumu tarafından belirlenen küresel bir koordinat sistemine kaydedilmelidir (Campbell & Flynn, 2001). Genel olarak, tarama esnasında elde edilen nokta bulutu yoğunluğunun fazla olması, daha doğru ve ayrıntılı bir sanal yüzey rekonstrüksiyonu sağlar (Persson, Odén, Andersson, & Sandborgh-Englund, 2009). Bu yoğunluk tam tersi bir etkiye de sebep olabilir; ağız içi tarama gövde yüzeyinin implant kitaplığı ile kaydetme ve hizalama aşamasında nokta bulutundaki eksik veriler, eksik yüzeyin tamamlanmasında sorunlara neden olabilir. Sayısallaştırılmış verilerin kalitesi ilk olarak kullanılan dijital ölçü sistemine bağlıdır. Nokta bulutunun yoğunluğunu etkileyebilen bir diğer önemli unsur ise, taranacak yüzeylerin özellikleridir (Rudolph, Quaas, & Luthardt, 2002). Yani sayısallaştırılmış yüzeylerin rekonstrüksiyonunun kaliteleri şekle de bağlıdır. Bununla birlikte elde edilen noktaların sayısı malzeme tipine bağlı olarak değişebilmektedir (Holst, Persson, Wichmann, & Karl, 2012; Zhu, Barhak, Srivatsan, & Katz, 2007).

Genel şeklin sayısallaştırılması ince ayrıntıların oluşturulmasına göre daha kolay sağlanmaktadır (Barbero & Ureta, 2011). Donuk, opak ve pürüzsüz yüzeyleri taramak, tükürük kaynaklı yansıtıcı yüzeylerin olduğu ağızdaki parlak, yarı saydam ve pürüzlü yüzeyleri taramaktan daha kolaydır (de Villambrosia, Martínez-Rus, García-Orejas, Salido, & Pradies, 2016). Araştırmalar, derin, alt bölgeden oyuk, açılı, keskin, dik veya karmaşık yüzeylerin taranmasının zor olduğunu belirleyerek bunların daha az doğrulukta nokta bulutlarına sebep olduğunu göstermiştir (Chan, Chung, Haines, Yau, & Kuo, 2011; Gimenez-Gonzalez, Hassan, Özcan, & Pradies, 2017; Wismeijer, Mans, van Genuchten, & Reijers, 2014).

Bir veri setinin toplanıp ortak bir koordinat sisteminde düzenlenmesinin ardından, görüntünün yeniden yapılandırılması tersine mühendislik süreçleri ile başlayabilir (Campbell & Flynn, 2001). Bir nesnenin yüzeyinden elde edilen nokta bulutlarının yeniden birleştirilme süreci, yüzey rekonstrüksiyonu olarak tanımlanır. Son derece özel yazılım algoritmaları sayesinde 3B model elde etme sürecinde çeşitli nokta bulutları bir araya getirilir, filtrelenir ve tek bir sanal görüntüye dönüştürülür (Bernardini & Rushmeier, 2002; Rusinkiewicz,

Hall-Holt, & Levoy, 2002). Bu ardışık düzende iki ana işleme akışı vardır: ince ölçekli yüzeylerin görünümü (yoğunluk görüntüleri) ve geometri (aralık görüntüleri). Yakın zamanda sunulan yeni tarayıcılar, yoğunluk görüntülerine dahil olarak nesnelerin renkleri için de veriler üretebilmektedir ve depolayabilmektedir. İşlem kalitesini ve verimliliğini yükseltmek için iki işlem arasında bilgi alışverişi yapılır. Son olarak, nesnenin bir kompakt sayısallaştırılması oluşturulur, ardından bu sayısallaştırma, yüzeyleri yeniden sanal olarak yapılandırmak için kullanılmaktadır (Bernardini & Rushmeier, 2002).

Ağız içi tarama cihazı şirketleri yaygın olarak, karşılıkları bulmak ve hizalama dönüşümünü en aza indirmek için iki farklı nokta bulutunda ortak noktaların mesafelerini hesaplamak için yinelemeli en yakın nokta algoritmasını kullanır. Bu algoritmada, elde edilen nokta bulutu, taranan yüzeyi bir dizi düz çokgenle temsil etmektedir. Bu nokta bulutu çokgen ağ olarak bilinen dijital görüntüler oluşturmak için kullanılır. Yeniden oluşturulmuş dijital modelin görselleştirilmesini hızlandırmada ve algoritmalarının karmaşıklığını azaltmada çoğunlukla üçgen yüzeyler kullanılarak yüzey oluşturulması basitleştirilir (Campbell & Flynn, 2001). Bununla birlikte, ağız içi tarayıcı monitöründeki yeniden elde edilmiş dijital görüntü, nesnenin kesin temsili olmadığı gibi, bu veri kümesi hatasız da olmayabilir. Çoğu çokgen ağda, sarkan veya izole edilmiş parçalar, tekil köşeler veya kenarlar, boşluklar, delikler veya örtüşmeler, bozulmalar, kesişmeler, tutarsız yönlendirme veya gürültü gibi hatalı alanlar bulunabilir (Campen, Attene, & Kobbelt, 2012). Bu nedenle, işlem sonrası aşama, akıştaki dijital implant kitaplığıyla yüzey hizalamanın ve eşleştirmenin geliştirilmesinde çok önemlidir. Mevcut ağız içi tarayıcılar çok sayıda yoğun nokta bulutu verileri üretebilse de, ağız boşluğunun taranması ile ilgili doğal problemlerden dolayı görüntü parazitini ve aykırı verileri sınırlamak en zorlu sorundur. Bu problemler arasında zayıf aydınlatma ve görüş, hasta hareketi, sınırlı alan derinliği, yüksek yansıma ve odak mesafeleri bulunur. Bu sebeple, algoritmalar sadece nokta bulutlarını doğru şekilde birbirine bağlamakla kalmayarak, yeniden oluşturma veya işlem sonrası adımlardaki parazitleri filtreleyebilmelidir. Nesnenin taranan yüzeyi belirli tarama gövdelerinde bulunan belirgin bir özellik içerdiğinde, parazitler ve keskin özellikler yazılıma göre belirsiz olabileceğinden dolayı, parazitlere karşı güvenilir olmak zordur. Bu belirgin ayırt edici özellikler nedeniyle belirsiz örnekler aşırı amplifikasyona maruz kalır (Wang, Yu, Zhu, & Cao, 2013). Tarama sırasında parazit miktarını azaltmanın bir yolu, tarayıcıların belirli bir şekli aramasını sağlayan önceden ayarlanmış parametreleri kullanmaktır (Ye et al., 2008). Bu şekiller, bireyler arasındaki morfolojik farklılıklar nedeniyle dişlerde mümkün olmayabilir ancak tarama gövdelerinin boyutlarını ve farklı özelliklerini önceden yazılıma girmek mümkündür.

Görüntünün yeniden oluşturulma sürecinin iyileştirilmesinin başka bir yoluysa tarama çözünürlüğünün artırılmasıdır. Yüzeyin yüksek detay-

lı olması veya ileri eğrilikler bulunan bölgelerde daha düşük çözünürlüklerin genel hataları artırdığı rapor edilmiştir (Pinto et al., 2015). Ancak yüksek çözünürlükte tarama yapmanın dezavantajları da vardır ve klinik uygulamalarda pratik olmayabilir; çünkü tarayıcı maliyetleri artabilir, tarama süreci yavaşlayabilir ve önemli miktarda bellek gerekli olabilir. Yeniden yapılandırma aşamasında en büyük zorluk dışsuz bir hastada ortaya çıkmaktadır. Bu, taranan yüzeyin yeterli sayıda benzersiz veri noktasına sahip olmaması yada nokta bulutlarının arasında kaliteli referans noktası olmaması durumunda ortaya çıkar. Bu durumda da görüntüler doğru bir şekilde birbirlerine eklenemeyebilir. Bunun sonucunda da görüntülerin birbirine tutturulmasında gürültülü ve yanlış bir ağ oluşumu gerçekleşebilir veya son işleme algoritması taramanın önemli bölümlerini yanlışlıkla gereksiz noktalar olarak belirleyerek kesebilir (Giménez, Pradíes, Martínez-Rus, & Özcan, 2015). Bu durumda taramanın doğruluğunu artırmak için daha kullanışlı ve basit bir yöntem, tarama yapılmadan önce tarama gövdelerinin arasındaki referans noktalarının sayılarını artırmak olabilir. Bu, bunları birbirinden ayırarak yada taranacak yüzeyleri değiştirerek gerçekleştirilebilir (Kim, Amelya, Shin, & Shim, 2017).

Ağız içi tarama gövdelerinin yüzeyinin dijitalde yeniden oluşturulmasının ardından, kullanılabilir bir dosya formatıyla (genellikle bir STL dosyası) dışa transfer edilmelidir. Tarama sistemleri dijital dosyanın içe ve dışa aktarılmasındaki izin verme derecesine göre açık, yarı açık ve kapalı çeşitlere sahiptir. Bu aşamada, laboratuvar ve klinisyen için daha fazla rahatlık sağladığı için yarı açık yada açık bir sistem tercih edilebilir. Bu aşamada, dışa aktarılan dosya ağız içi tarama gövde yüzeylerini tanımak, eşleştirmek ve implant analoglarını dijital modellerde konumlandırmak için belirli özellikleri bulunan dental CAD yazılım programlarına aktarılır.

Yüzey eşleştirme algoritmasının verimli ve doğru şekilde çalışması için ağız içi tarama gövdelerinin üreticileri tarafından implant kitaplığından sağlanan yüzeyin uygun bir temsil şemasına gerek vardır (Yamany & Farag, 2002). CAD programı bu bilgiyi kullanarak, dijital implant analogunu doğru 3B konuma yerleştirmek için yüzey eşleştirme algoritması kullanır ve dosyayı hizalayabilir. Çok sayıda şirketin implant kitaplıklarını ücretsiz sunmasına rağmen, bazı üreticiler bu ve diğer aşamaların ilgili bir diş laboratuvarı tarafından yapılmasını şart koşmaktadır. CAD geometrisi ile elde edilen yüzey geometrisini hizalamak için en yaygın kullanılan algoritma, elde edilen tarama gövdesinin nokta bulutuyla implant kitaplığında bulunan ilgili referans tarama gövdeleri arasındaki uzaklıkları en aza indirir. Bu algoritmanın avantajları, yüzey hizalamanın kesinliğini tespit etmek için kullandığı ortalama karekök hatasını en düşük seviyeye indirme çalıştığı içindir. 0,01 milimetrenin altında ortalama karekök hataları mükemmeldir, buna karşın 0,05 milimetrenin üzerinde ortalama karekök hataları ise zayıf uyumu

göstermektedir (Peters et al., 1999). Ek olarak, diş hekimliği için sunulmuş CAD yazılım programlarının çoğu, en iyi eşleşme olan yüzeyleri görselleştiren yüzey hizalama haritalaması içerir. Bu alanlar, hizalamaların doğruluğunun artırılması için özel olarak seçilebilmektedir. Bazı programlar tanıma sürecini hızlandırmak için manuel veya 3 noktalı şekil eşleştirme algoritması kullanmaktadır. İmplant dosyası doğru hizalandığında, bir bölme çıkarma algoritması tarama gövdesi veri kümelerini ortadan kaldırabilir (Gong, Liu, Wu, & Xie, 2009). Bu aşamayla, dijital implant analoglarının düzgün şekilde konumlandırılarak içe aktarılan orijinal dosya ile birleştirilmesi için ağıdan belirli poligonlar çıkarılır. Algoritmalar gürültülü verileri ve aykırı değerleri saklamaya çalışsa da yüzey eşleştirme esnasında elde edilen verilerin mümkün mertebede doğru olması gereklidir. Akış süreçlerindeki küçük yanlışlar bile iş akışı boyunca birikebilir ve gerçek implant pozisyonunu yanlış gösterilmesine sebep olacaktır (Koch, Gallucci, & Lee, 2016).

Veriler elde edildikten sonra dosya dijital iş akışında işleme ve üretimde kullanılmaya hazırdır (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008). Ana model gerekli ise (örneğin porselen ilavesi gerekli olduğunda) bir model yazdırılabilir yada implant analogunun 3B oryantasyonunda manuel şekilde doğru konumlandırılması için boşluk bırakılabilmektedir. Daha sonra implant analogu, dikey durdurucular, özel kılavuz oluklar ve diğer kama yollarıyla modele tutturulur. İmplant ara yüzünü ve bağlantısını kullanarak ana model oluşturmak için bile bu teknik kullanılabilir. Fiziksel bir model oluşturduktan sonra geleneksel iş akışına devam etmek ve nihai restorasyon yapmak mümkündür. Bu sebeple, ağız içi tarama gövdeleri kullanıldığında iş akışı kısmen yada tamamen dijital olabilmektedir.

Ağız içi tarama performansı dil ve yanak hareketleri, yapışık diş eti miktarı, tükürük varlığı, dişsiz kret şekli ve uzunluğu gibi hastaya bağlı faktörlerden ve implant sayısı, konumları ve implantlar arasındaki mesafe gibi implantlarla ilgili faktörlerden etkilenebilir (Giménez et al., 2015; Rutkūnas, Gečiauskaitė, Jegelevičius, & Vaitiekūnas, 2017). Ayrıca, ağız içi tarama gövdesinin bağlantı tipi, tasarımları, boyutları, malzeme çeşiti, yeniden kullanılabilirliği, yüzey ve tarayıcı/yazılım uyumluluğu gibi özellikleri de ağız içi dijital ölçünün genel doğruluğunu etkileyebilir (Mizumoto & Yilmaz, 2018). Ağız içi tarama gövdeleri monolitik yada titanyum alaşımından, alüminyum alaşımından, polietereeterketondan (peek) ve çeşitli rezinlerin karışımından olmak üzere çeşitli materyallerle ve renklerde üretilmektedir (Şekil 2).



Şekil 2: *Çeşitli materyallerde ve renklere ağız içi tarama gövdesi örnekleri*

İmplant tarama gövdesinin hassasiyeti, birçok faktörden etkilenir. Bunlar yapı (taban, tarama ve gövde bölgesi), materyal (alüminyum, peek, rezin veya titanyum), tasarım (çift yada tek parçalı), hata payı (üretimin doğruluğu) ve pozisyonudur (Mangano, Gandolfi, Luongo, & Logozzo, 2017).

KAYNAKÇA

- Barbero, B. R., & Ureta, E. S. (2011). Comparative study of different digitization techniques and their accuracy. *Computer-Aided Design*, 43(2), 188-206.
- Bergin, J. M., Rubenstein, J. E., Mancl, L., Brudvik, J. S., & Raigrodski, A. J. (2013). An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 243-251.
- Bernardini, F., & Rushmeier, H. (2002). The 3D model acquisition pipeline. Paper presented at the Computer graphics forum.
- 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.
- Campbell, R. J., & Flynn, P. J. (2001). A survey of free-form object representation and recognition techniques. *Computer Vision and Image Understanding*, 81(2), 166-210.
- Campen, M., Attene, M., & Kobbelt, L. (2012). A Practical Guide to Polygon Mesh Repairing. Paper presented at the Eurographics (Tutorials).
- Chan, D., Chung, A.-H., Haines, J., Yau, E.-T., & Kuo, C. (2011). The accuracy of optical scanning: influence of convergence and die preparation. *Operative dentistry*, 36(5), 486-491.
- Christensen, G. J. (2009). Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *The Journal of the American Dental Association*, 140(10), 1301-1304.
- de Villaumbrosia, P. G., Martínez-Rus, F., García-Orejas, A., Salido, M. P., & Pradíes, G. (2016). In vitro comparison of the accuracy (trueness and precision) of six extraoral dental scanners with different scanning technologies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(4), 543-550. e541.
- Del Corso, M., Abà, G., Vazquez, L., Dargaud, J., & Ehrenfest, D. M. D. (2009). Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clinical implant dentistry and related research*, 11(3), 214-221.
- Gimenez-Gonzalez, B., Hassan, B., Özcan, M., & Pradíes, G. (2017). An in vitro study of factors influencing the performance of digital intraoral impressions operating on active wavefront sampling technology with multiple implants in the edentulous maxilla. *Journal of Prosthodontics*, 26(8), 650-655.
- Giménez, B., Pradíes, G., Martínez-Rus, F., & Özcan, M. (2015). Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(1).
- Gong, Y.-X., Liu, Y., Wu, L., & Xie, Y.-B. (2009). Boolean operations on conic polygons.

Journal of Computer Science and Technology, 24(3), 568-577.

- Hack, G. D., & Patzelt, S. (2015). Evaluation of the accuracy of six intraoral scanning devices: an in-vitro investigation. *ADA Prof Prod Rev*, 10(4), 1-5.
- Holst, S., Persson, A., Wichmann, M., & Karl, M. (2012). Digitizing implant position locators on master casts: comparison of a noncontact scanner and a contact-probe scanner. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(1).
- Kim, J.-E., Amelya, A., Shin, Y., & Shim, J.-S. (2017). Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(6), 755-761.
- Koch, G. K., Gallucci, G. O., & Lee, S. J. (2016). Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 749-754.
- Lie, A., & Jemt, T. (1994). Photogrammetric measurements of implant positions. Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clinical oral implants research*, 5(1), 30-36.
- Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., & Mäkynen, A. (2014). Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 203-221.
- Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC oral health*, 17, 1-11.
- Mizumoto, R. M., & Yilmaz, B. (2018). Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 343-352.
- Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Chuang, S.-K., Weber, H.-P., & Gallucci, G. O. (2012). A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(1).
- Patzelt, S. B., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R., & Att, W. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical oral investigations*, 18, 1687-1694.
- Persson, A. S., Odén, A., Andersson, M., & Sandborgh-Englund, G. (2009). Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental Materials*, 25(7), 929-936.
- Peters, M., DeLong, R., Pintado, M., Pallesen, U., Qvist, V., & Douglas, W. (1999). Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *Journal of dentistry*, 27(7), 479-485.
- Pinto, J. M., Arrieta, C., Andia, M. E., Uribe, S., Ramos-Grez, J., Vargas, A., . . . Tejos, C. (2015). Sensitivity analysis of geometric errors in additive manufacturing medical models. *Medical engineering & physics*, 37(3), 328-334.
- Rudolph, H., Quaas, S., & Luthardt, R. (2002). Matching point clouds: limits and possibilities. *International journal of computerized dentistry*, 5(2-3), 155-164.

- Rusinkiewicz, S., Hall-Holt, O., & Levoy, M. (2002). Real-time 3D model acquisition. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 21(3), 438-446.
- Rutkūnas, V., Gečiauskaitė, A., Jegelevičius, D., & Vaitiekūnas, M. (2017). Accuracy of digital implant impressions with intraoral scanners. A systematic review. *Eur J Oral Implantol*, 10(Suppl 1), 101-120.
- Stimmelmayer, M., Güth, J.-F., Erdelt, K., Edelhoff, D., & Beuer, F. (2012). Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit—an in vitro study. *Clinical oral investigations*, 16, 851-856.
- Wang, J., Yu, Z., Zhu, W., & Cao, J. (2013). Feature-preserving surface reconstruction from unoriented, noisy point data. Paper presented at the Computer Graphics Forum.
- Wismeijer, D., Mans, R., van Genuchten, M., & Reijers, H. A. (2014). Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clinical oral implants research*, 25(10), 1113-1118.
- Yamany, S. M., & Farag, A. A. (2002). Surface signatures: an orientation independent free-form surface representation scheme for the purpose of objects registration and matching. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 24(8), 1105-1120.
- Ye, X., Liu, H., Chen, L., Chen, Z., Pan, X., & Zhang, S. (2008). Reverse innovative design—an integrated product design methodology. *Computer-Aided Design*, 40(7), 812-827.
- Yilmaz, B., Gouveia, D., Marques, V. R., Diker, E., Schimmel, M., & Abou-Ayash, S. (2021). The accuracy of single implant scans with a healing abutment-scanpeg system compared with the scans of a scanbody and conventional impressions: an in vitro study. *Journal of dentistry*, 110, 103684.
- Zhu, L., Barhak, J., Srivatsan, V., & Katz, R. (2007). Efficient registration for precision inspection of free-form surfaces. *The international journal of advanced manufacturing technology*, 32, 505-515.



Bölüm 5

METAL SERAMİK RESTORASYONLARDA PORSELEN BAĞLANTISI ANALİZ YÖNTEMLERİ

Haydar ALBAYRAK¹

Simanur BAYYILDIZ²

1 Doç.Dr., Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi, haydaralbayrak@erciyes.edu.tr, ORCID: 0000-0000-0000-0000.

2 Arş.Gör., Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi, simanur.bayyildiz@gmail.com, ORCID: 0009-0001-7905-425X

1. GİRİŞ

Sabit protezler bir veya birden fazla diş eksikliğinde fonksiyon, fonasyon ve estetiği tekrar kazandırmak ile kalan diş yapısının korunması için uygulanan tedavi seçeneğidir. Günümüzde sabit protez uygulamaları için metal destekli seramik restorasyonlar yaygın olarak tercih edilmektedir. Metal destekli seramik sistemlerin ana kullanım alanı diş üstü kron-köprüler ve implant üstü sabit protezlerdir. Diş hekimliğinde ilk porselen kron yapımı 1837'de Stockton tarafından olsa da Charles H. Land. uzun yıllar kullanılacak bir jaket kron tasarladı. Ancak bu tasarım dental kuvvetlere dayanıklı değildi. Kırılma mukavemetini arttırmak için 1950'li yıllarda porselen restorasyonlar, üzerine porselenin kaynaştırıldığı metal bir altyapıyla güçlendirildi (Saint-Jean, 2014). Metal seramik sistemler, hem seramiğin estetik özelliklerini hem de metallerin olağanüstü mekanik özelliklerini birleştirdiğinden ötürü oldukça popülerdir (Özkan, Uludamar, Evren, & Gozneli, 2012).

Metal seramik restorasyonların yapımında soy metal ve baz metal alaşımları kullanılabilir. Soy metal fiyatlarının artması, ekonomik nedenlerle baz metal alaşımlarının tercih edilmesi ile sonuçlanmıştır. Baz metal alaşımları, Nikel-Krom (Ni-Cr) alaşımları, Kobalt-Krom (Co-Cr) alaşımları ve Titanyum alaşımlarını içerir. Baz metal alaşımlarının ortak özelliği yüksek elastiklik modülüsüne sahip olmalarıdır. Jaket kuronların yüksek elastiklik modülüsüne sahip metal altyapılarda desteklenmesi kırılma olasılığını azaltmaktadır. (Al Jabbari, 2014)

Baz metal alaşımlarının uygulanmaya başlandığı ilk zamanlar yoğunlukla Ni-Cr alaşımları kullanılmaktaydı. Fakat Nikel alerjisinin ortaya çıkması bu alaşımların kullanımını oldukça kısıtlamıştır (Lu, Chen, Ke, & Wu, 2009). Bunun yanında titanyum alaşımlarının porselen bağlantısı ve bükülmeye direnci diğer baz metallerden düşüktür. Klinik ve laboratuvarında çalışması daha zordur çünkü şekillendirilmesinde özel aletlere ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca düşük yoğunlukta olduğundan döküm defektlerine neden olabilir (Shokry et al., 2010)

Co-Cr alaşımları ise genel olarak yüksek mukavemete sahiptir. Isıya dayanıklı, aşınmaya ve korozyona dirence sahip alaşımlar olarak tanımlanabilir. Biyouyumluluğu iyidir ve yüksek elastisite modülü ağır kesitlere ihtiyaç duymadan gerekli mukavemeti ve sertliği sağlar, böylece metal alt yapıların ağırlığını azaltır. Tüm bu avantajların yanında diğer metallerin dezavantajı düşünüldüğünde Co-Cr alaşımlar metal destekli seramik restorasyonların altyapısında sıklıkla tercih edilmektedir (Al Jabbari, 2014).

Günümüzde artan dijitalleşmeyle birlikte, sık kullanılan geleneksel döküm yöntemine alternatif olarak, stereolitografi, erimiş birikim şekillendirme yöntemi (fused deposition modeling), sıcak presleme tekniği (hot pressed technique) ve seçici lazer sinterleme (SLS) gibi güncel metal altyapı üretim teknikleri de kullanılmaktadır. (Dimitriadis, Spyropoulos, & Papadopoulou, 2018)

2. METAL SERAMİK BAĞLANTISI

Metal destekli seramik restorasyonlarda klinik başarısızlık hem diş hekiminin klinikte zaman alıcı randevuları ile sonuçlanırken, hem de laboratuvarında maliyeti artırıp sabit restorasyonların çoğunlukla yenilenmesini gerektirir. Metal destekli seramik protezlerde tedavinin uzun dönem başarısı restorasyonun dayanak dişler ile olan bütünlüğünün korunması ve metal ile seramik arasındaki bağın sürekliliğinin sağlanması ile ilişkilidir. Bu kitap bölümünde metal ile seramik arasındaki bağın devamlılığı ele alınmıştır. Yapılan çalışmalar, metal destekli seramik restorasyonlarda %2,3-8 aralığında kırılma başarısızlığı oranı gösterdiğini rapor etmiştir (Anusavice, 2012). Klinik başarıda anahtar faktör olarak görülen metal seramik bağlantı dayanımı dört kuvvetten etkilenir.

2.1 Kimyasal Bağlanma:

Dental porselendeki oksitler ile ısı işlem görmüş metal yüzeyinin oksitlerinin arasında birincil bağların oluşması ile gerçekleşir. Kimyasal bağlanmada, metal yüzeyi ile seramik arasında bulunan oksit tabakası temel rol oynamaktadır. Metal seramik sistemlerin çoğunda seramik

uygulanmasından önce metalin ön oksidasyonu sonucu oksit tabakası oluşturulur. Metal üzerine uygulanan porselen ısıtılırken metal altyapı ile bütünleşir. Bu esnada metal alaşımdaki iyonların okside olarak seramik içerisine doğru çözünmesi; ara yüzdeki seramikte bulunan oksijen atomlarının da metal oksitleri ile birleşmesi söz konusu olur. Kuvvetli bir metal seramik bağlantısı için alaşımın tipinden bağımsız olarak oluşan oksit tabakası optimum kalınlıkta olmalıdır(Bagby, Marshall, & Marshall Jr, 1990). Oksit tabakasının bulunmaması veya çok az miktarlarda olması da metal yüzeyindeki atomik düzeyde oluşacak temasların azalmasına sebep olur. Bu da seramiğin metal yüzeyindeki ıslatma etkisinin azalmasına neden olur. Oksit tabakasının çok kalın olması da bağlantıyı zayıflatmaktadır. Ayrıca, mükemmel bağlantı için 1 ila 2 μm ' den az oksit tabakalarının önerildiği bildirilmiştir(Smith, Kelly, & Tesk, 1994).

2.2. Mekanik Bağlanma:

Metal yüzeyinin lazer veya alüminyum oksit partikülleri ile pürüzlendirilmesi sonucu porselenin metal yüzeyindeki girintilere fiziksel olarak tutunmasını sağlayan bağlıdır. Yüzey işleminin amacı üretilen altyapının yüzey artıklarının yok edilmesi ve pürüzlü bir yüzey oluşturulmasıdır. Mikroskobik düzeyde oluşan bu girinti ve çıkıntılar fırınlama esnasında erimiş halde olan opak porselen ile doldurulur. Soğuma sırasında metal ile seramiğin kenetlenmesi sonucu mikro mekanik bağlantı elde edilir(Külünk, Kurt, Ural, Külünk, & Baba, 2011). Bu pürüzlendirme işlemi 50-250 μm büyüklüğündeki alüminyum oksit (Al_2O_3) tozu ile gerçekleştirilir(Kim & Ahn, 2021).

2.3. Sıkıştırma Kuvvetiyle Bağlanma:

Seramik ile metal arasındaki ısıl genişleme katsayılarındaki farklar nedeni ile metal-seramik ara yüzünde meydana gelen bu stresler, soğuma işleminin süresine ve şekline bağlı olarak oluşurlar. Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan porselenler yüksek alkali içermeleri nedeni ile cam ve seramik materyallerine göre daha yüksek ısıl genişleme kat sayısına sahiptirler. Genel olarak artık streslerin minimum olması

açısından metal alaşım ve porselenin ısıl genişleme katsayılarının birbirlerine yakın olması istenmektedir. Metalin ısıl genişleme katsayısının porseleninkine göre bir miktar yüksek olması restorasyonun oda sıcaklığına soğuması esnasında metalin porselele göre biraz daha fazla büzülmesine yol açacağı için metalde gerilim streslerini porselen de ise sıkışma streslerini oluşturur. Oluşan sıkışma kuvvetleri, metal-seramik bağlantısının kuvvetlenmesinde önemli rol oynar. Bu nedenle literatürde metalin ısıl genişleme katsayısı porselele göre $1 \times 10^{-6} \text{ cm}/^\circ\text{C}$ büyük olması tavsiye edilmiştir(Kai Chun Li 2015). Porselen tozu üreticileri uyumlu olan metallerin genişleme katsayısını bir aralık şeklinde vermektedir(Czepułkowska, Wołowiec-Korecka, & Klimek, 2018)

2.4. Van der Waal's Kuvvetiyle Bağlanma:

Moleküler yüklere bağlı oluşan çekim kuvvetidir. Anlık gerçekleşen farklı yüklerle yüklü moleküllerin karşılıklı olarak elektrostatik çekimiyle gerçekleşir. Metal yüzeyi ile erimiş haldeki seramik arasında moleküler düzeyde temas açısı oluşmaktadır. Van Der Waal's kuvvetleri arttıkça erimiş porselen ile metal yüzeyi arasında oluşan temas açısı azalır. Temas açısının 180 dereceye yaklaşması ıslanabilirliği ve Van Der Waal's kuvvetlerini azaltırken, sıfıra yaklaşması her ikisini de artırır. Temas açısının azalması seramiğin ayrıntılara dolmasını sağlayarak ıslanabilirliği artırır (Anusavice, 2012).

3. METAL SERAMİK BAĞLANTI DAYANIMI ANALİZ YÖNTEMLERİ

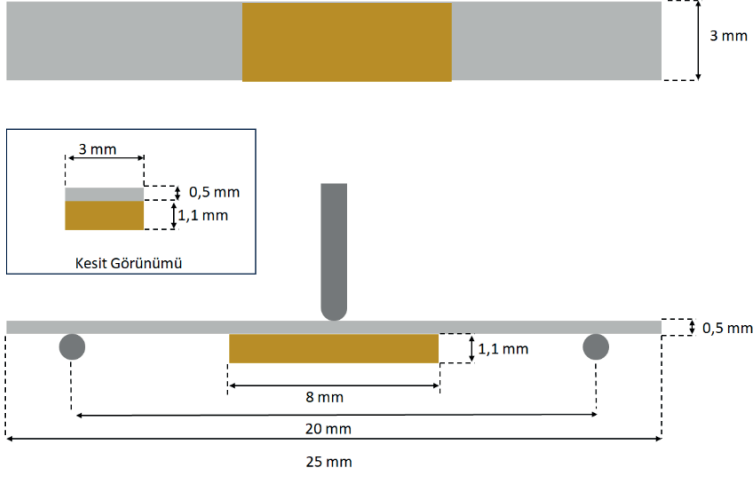
Metal seramik bağlantısının analizinde farklı laboratuvar testleri kullanılmaktadır. Bu testler restorasyonun başarısını da tahmin etmeyi sağlamaktadır. Restorasyonlar ağız içerisinde farklı yönlerde ve çok sayıda kuvvete maruz kalırken laboratuvar da örnekler üzerine sınırlı sayıda kuvvet gelmektedir. Bu sebepten laboratuvar testleri protezin klinik başarısı hakkında doğrudan bilgi vermez ancak ön fikir oluşturur. Restorasyonun başarısını in vitro olarak tahmin etmede daha yararlıdır.

Metal seramik sistemlerin toplam altı tabakadan oluşan karmaşık bir yapıya sahip olması, bağlantı kalitesinin ölçülmesini zorlaştırır. Bu sebeple çeşitli laboratuvar testleri geliştirilmiştir. Metal seramik bağlantı dayanımını değerlendirmede literatürde temelde 4 farklı yöntem kullanılmıştır. Bunlar; üç nokta eğme testi (Standardization, 2019), makaslama testi (Antanasova, Kocjan, Kovač, Žužek, & Jevnikar, 2018; Joias et al., 2008; Revilla-León, Husain, Methani, & Özcan, 2021; Shilpa, Narendra, Reddy, & Sashideepth Reddy, 2019; Tulga, 2018), dört nokta eğme testi (Barazanchi, Li, Al-Amleh, Lyons, & Waddell, 2020; Li, Tran, Prior, Waddell, & Swain, 2016; Ting et al., 2014) ve kron/köprü kırmatastleridir. Bu metotların haricinde de tanımlanmış fakat tercih edilmeyenler de vardır.

3.1. Üç Nokta Eğme Testi

Anatomik olmayan şekildeki numunelerin kullanıldığı bir test yöntemidir. Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO), 1991 yılında metal seramik bağlantısını değerlendirilmesi için en uygun test olarak üç nokta bükme testini göstermiştir. 1999, 2012, 2016 ve 2019 yılında güncellenerek ISO 9693 standardı olarak yeniden yayımlanmıştır (Standardization, 2019).

Öncelikle 25 ± 1 mm uzunluğa, $3 \pm 0,1$ mm genişliğe ve $0,5 \pm 0,05$ mm kalınlığa sahip metal altyapılar elde edilir. Metal altyapı örneklerinin 8 mm genişliğindeki orta 1/3'lük kısmına opak tabakası, dentin porseleni, mine porseleni ve glaze tabakası porselen üreticisinin önerdiği şekilde uygulanır. Toplamda seramik tabakası kalınlığı $1,1 \pm 0,1$ mm olmalıdır (Şekil 1) (Dimitriadis et al., 2018).



Şekil 1- ISO 9693 standardına göre numunelerin ve test düzeneğinin sematik gösterimi

Örnekler testin gerçekleştirileceği universal test cihazına seramik uygulanmış yüzeyleri aşağıda kalacak şekilde yerleştirilir (Şekil 1). Örneklerin üzerinde konumlandığı dayanaklar arası mesafe 20 mm olarak ayarlanır ve metal seramik ara yüzünün bir kenarında ayrılma gerçekleşinceye kadar kuvvet uygulanır. Kuvvet uygulayıcı ucun hızı 0,5-1,5 mm/dk seçilebilir. Kopma anındaki kuvvet (F) değeri Newton(N) cinsinden kaydedilip ilgili formülde yerine konur.(Standardization, 2019)
Formül:

$$\sigma = k \times F;$$

σ , metal seramik bağlantı dayanımı değeri (MPa); k, metalin elastiklik modülüsüyle metal altyapı kalınlığına göre hesaplanan katsayı ($1/\text{mm}^2$); F, kırılma anındaki kuvvet (N)(Standardization, 2019)

Birçok çalışmada üç nokta eğme testi kullanılmıştır.(AboElhassan & Morsy, 2024; Htat et al., 2024; Wang et al., 2018; Zhou, Dong, Li, & Yan, 2023) Bu çalışmalarda gözlenmiş en büyük değer 94.3 MPa 'dır.(Wang et al., 2018)Bu standarda göre klinikte kullanılacak olan bir metalseramik sistemi en az 25 MPa bağlantı dayanımı değerine sahip olmalıdır (Standardization, 2019).

3.2. Makaslama Testi:

Anatomik olmayan şekildeki numunelerin kullanıldığı bir test yöntemidir. Makaslama direnci, bir materyalin makaslama kuvvetlerine maruz kaldığında bozulmadan önce dayanabileceği maksimum kuvvettir. Özellikle iki farklı materyalin ara yüzü çalışılırken önemlidir. (Czepulkowska et al., 2018).

Örneklerin üretimi metal altyapıların üretimi ile başlar. Farklı çalışmalarda numune boyutları da değişkenlik göstermektedir. Shilpa ve ark. tarafından yapılan çalışmada metal numuneler tabanı 5 mm çapında 1 mm yüksekliğinde bir silindir ile tabanın üstüne 4 mm çapında 4 mm yüksekliğinde ikinci bir silindirin birleşimi şeklinde üretilmiştir. Bağlantı yüzeyinin çapı 4 mm olarak belirlenmiştir(Shilpa et al., 2019). Joias ve ark. tarafından yapılan çalışmada metal altyapı 5 mm yüksekliğinde ve 4 mm çapında üretilmiştir. Bağlantı yüzeyinin çapı 4 mm olarak belirlenmiştir(Joias et al., 2008). Antanasova ve ark. tarafından yapılan çalışmada metal altyapı 4 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde silindirik şekilde üretilmiştir. Bağlantı yüzeyinin çapı 4 mm olarak belirlenmiştir.(Antanasova et al., 2018)Bu 3 çalışmada da metal altyapı örneklerinin üzerine 4 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde dentin porseleni, mine porseleni ve glaze tabakası porselen üreticisinin önerdiği şekilde uygulanmıştır.

Revilla-León ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada tabanı 5 mm çapında 1 mm yüksekliğinde silindir metal altyapılar üretilmiştir. Metal ile seramik bağlantı alanı çapı 3 mm olarak belirlenmişken seramik tabakasının kalınlığı net bir şekilde belirtilmemiştir. (Revilla-León et al., 2021)

Tulga ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada ise tabanı 10 mm çapında ve yüksekliği 10 mm olan silindir metal altyapılar kullanılmıştır. Metal ile seramik bağlantı alanının çapı ve seramik kalınlığı 5 mm olarak belirlenmiştir. (Tulga, 2018)

Lee ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada diğer çalışmalardan farklı bir şekilde tabanı 6,8 mm çapında ve yüksekliği 9 mm olan silindirik metal altyapılar kullanılmıştır. Metal ile seramik bağlantı alanı diğer çalışmalardan farklı olarak kare şekilde (4mmx4mm) belirlenmiştir.(Lee, Lee, Kim, & Lee, 2015)

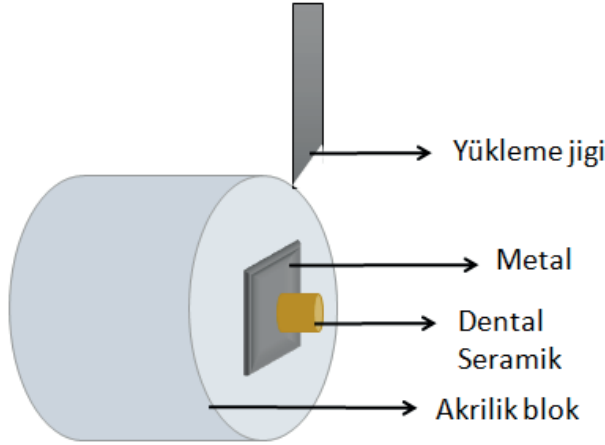
Serra-Prat ve ark. yaptıkları çalışmada 10mm çaplı ve 10 mm yüksekliğinde metal altyapı kullanılmıştır. Metal seramik arayüzü 2,5 mm ve seramik yüksekliği 4 mm olarak belirlenmiştir.(Serra-Prat, Cano-Batalla, Cabratosa-Termes, & Figueras-Àlvarez, 2014)Tüm bu çalışmalar ışığında makaslama bağlantı dayanımı kullanmış çalışmalarda metal altyapı numuneleri genelde silindirik (4mm çap x 4mm yükseklik) şekilde üretilmiştir.

Çalışmaların bir kısmında seramik uygulanmış silindirik altyapı numuneleri, bağlantı yüzeyi seviyesine kadar rezin bir blok içine gömülerek sabitlenmişken(Farzin, Giti, & Asalforush-Rezaiye, 2018; Lee et al., 2015; Tulga, 2018) bazılarında doğrudan metal tutucular tarafından sabitlenmiştir(Antanasova et al., 2018). Numuneler daha sonra 0,5- 1,5 mm/dakika hızında(Farzin et al., 2018; Tulga, 2018),bir Universal Test Makinesi kullanılarak kırık oluşana kadar yüklemeye (~50N) tabi tutulmuştur (Shilpa et al., 2019)(Şekil 2). Kırılma anındaki kuvvet(F) değerleri Newton (N) cinsinden kaydedilmiştir.

Bağlantı dayanımı değeri birim alana düşen kuvvet (megapaskal: MPa) verileri kullanılarak hesaplanır. Literatürde Makaslama bağlantı dayanımı aşağıdaki formülle hesaplanmıştır:(Revilla-León et al., 2021)

$$\tau(\text{MPa})=\text{Kuvvet (N)}/\text{Alan (mm}^2\text{)}$$

Formüldeki alan (mm²) seramikle metalin bağlantı alanını temsil eder



Şekil 2-Makaslama bağlantı testinin şematik gösterimi

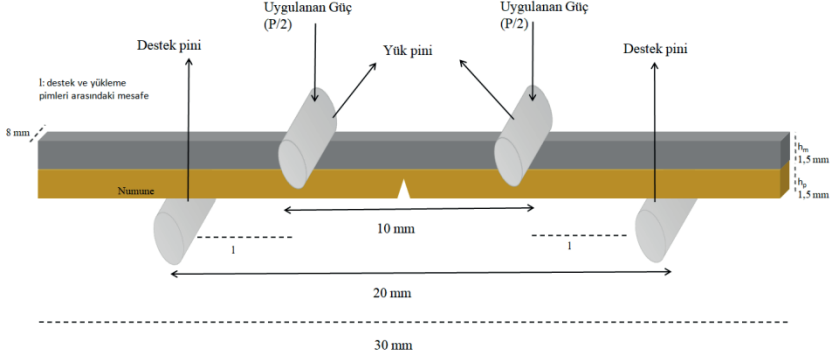
Makaslama bağlantı dayanımı değeri için klinik olarak referans alınabilir kabul edilmiş bir eşik değer yoktur. Literatürde yapılmış çalışmalarda makaslama bağlantı dayanımı değerleri 16.52 ± 8.96 MPa (Serra-Prat et al., 2014) ile 83.65 ± 12.21 MPa(Revilla-León et al., 2021) arasında değişkenlik göstermektedir.

3.3.Dört Nokta Eğme Testi:

Anatomik olmayan şekildeki numunelerin kullanıldığı bir test yöntemidir. Dört nokta eğme testi yapılmış çalışmalarda metal seramik bağlantı dayanımı, gerinim enerjisi salınım oranı (G) ile değerlendirilmiştir.(Barazançi et al., 2020; Li et al., 2016; Ting et al., 2014)

Dört nokta eğme testi yapan çalışmalarında metal altyapı numuneleri 30 mm x 8 mm x 1,5 mm boyutlarında üretilmiştir.(Jörn, Waddell, & Swain, 2010; Li et al., 2016; Ting et al., 2014)Sonrasında metal altyapıların üzerine 1,5 mm yüksekliğinde dentin porseleni, mine porseleni ve glaze tabakası porselen üreticisinin önerdiği şekilde uygulanmıştır. Seramik tabakasının tam ortasına kalınlık boyunca, metal tabakasına kadar 0,4 mm genişliğinde bir çentik su soğutması altında hazırlanır.(Suansuwan & Swain, 1999)Üç nokta bükme testinden farklı olarak 2 adet yük uygulama ucu aynı anda kullanılmıştır. Tüm bükme testleri oda

sıcaklığında 0,05 mm/dakika hızıyla bir üniversal test makinesinde gerçekleştirilmiştir (Barazanchi et al., 2020; Li et al., 2016; Ting et al., 2014). (Şekil 3).



Şekil 3-Dört nokta eğme testi numunesi ve düzeneğinin şematik gösterimi

Gerinim enerjisi salınım oranı (G) aşağıdaki eşitlikler kullanılarak belirlenmiştir(Suansuwan & Swain, 1999):

$$G = \frac{\mu(P^2l^2[1 - v_m^2])}{E_m b^2 h^3}$$

$$\mu = \frac{3}{2} \left(\frac{1}{\left(\frac{h_m}{h}\right)^3} - \left(\frac{\gamma}{\left(\frac{h_p}{h}\right)^3 + \gamma \left(\frac{h_m}{h}\right)^3 + 3\gamma \left(\frac{h_m h_p}{h}\right)^1 \left(\frac{h_p}{h} + \frac{\gamma h_m}{h}\right)^{-1}} \right) \right)$$

$$\gamma = \frac{E_m(1 - v_p^2)}{E_p(1 - v_m^2)}$$

G, Gerinim enerjisi salınım oranı,(J/m²)

P,Çatlağın stabil bir şekilde ilerlemesi için gerekli olan yük,

l, Aynı taraftaki yükleme ve destek yük pinleri (makaralar) arasındaki moment kolu veya mesafe,

v_mve E_m, metal alt yapının Poisson oranı ve elastiklik modülü,

v_p ve E_p , seramik tabakasının Poisson oranı ve elastiklik modülü,

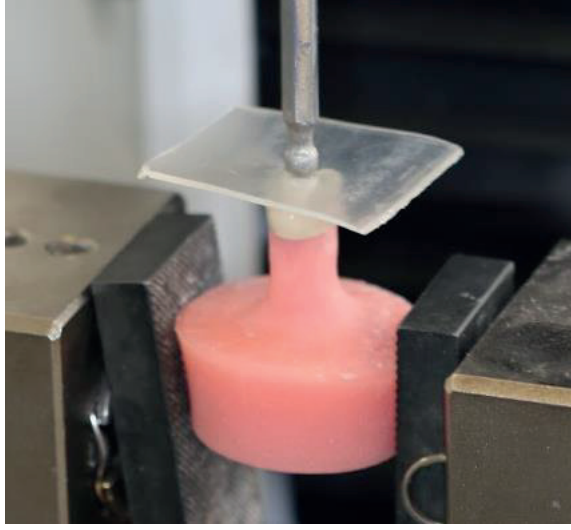
h_p ve h_m , sırasıyla porselen ve metal tabakaların kalınlığı.

b ve h sırayla numunenin genişliği ve toplam kalınlığıdır.

Metal seramik bağlantısını Gerinim enerjisi salınım oranı ile belirlemiş çalışmaların sayısı oldukça sınırlıdır. Bu çalışmalarda en yüksek değer 92.15 J/m^2 (Li et al., 2016) ve 28.65 J/m^2 (Ting et al., 2014) olarak tespit edilmiştir. Bu test için klinik olarak kabul edilebilir bir eşik değer tanımlanmamıştır.

3.4. Kron/Köprü Kırma Dayanımı Testleri

Diş anatomisini taklit eden numunelerin kullanıldığı bir test yöntemidir. Bu testi kullanmış çalışmalarda kron veya köprü şeklinde numuneler hazırlanmıştır (Krug, Knauber, & Nothdurft, 2015; Sun et al., 2014). Rezin veya metalden yapılmış kesik dişler üzerine hazırlanan restorasyonlar simante edildikten sonra bir üniversal test cihazında (0,5-1mm/dk hızla) kırılmıştır. Seramiğin kırıldığı andaki kuvvet değeri Newton sensinden kaydedilmiştir. (Şekil-4) Kırıcı uç metal bir malzemedendir yapılmış olup 5-6 mm çapında küre şeklindedir. (Sun et al., 2014) Ağız içerisinde oluşan en fazla çiğneme kuvvetleri 900N olarak literatürde belirtilmiştir. (Ferrario, Sforza, Zanotti, & Tartaglia, 2004; Varga et al., 2010) Bu değer kron ve köprü kırma testlerinde eşik değer değerlendirilmiştir. Kırılma değerleri bu eşik değerle karşılaştırılmıştır.



Şekil-4 Kron kırma testine deney düzeneği

Sonuçlar

Bu kitap bölümünde güncel literatürde en fazla çalışma yapılmış test teknikleri incelenmiştir. Metal seramik bağlantısını incelemiş çalışmalarda en yaygın olarak 3 nokta eğme testi kullanılmıştır. Bu testin daha çok tercih edilmesinin sebepleri numunelerin kolay hazırlanması, elde edilen verilerin aynı test yöntemi kullanılarak yapılan başka çalışmalardaki değerlerle karşılaştırılabilmesi ve ISO tarafından standardize edilmesidir (Yang, Liu, & Yan, 2019).

Makaslama testi, dört nokta eğme testi ve kron/köprü kırma testlerinde numunelerin standardizasyonu ve elde edilmesi üç nokta eğme testinden daha zordur. Makaslama testi ve dört nokta eğme testinde klinik olarak kabul edilebilir bir eşik değer belirlenmemiştir.

KAYNAKÇA

- AboElhassan, R. G., & Morsy, N. (2024). Effect of laser etching on surface characteristics and porcelain bond to soft milled and direct metal laser sintered cobalt chromium alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*.
- Al Jabbari, Y. S. (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(2), 138-145.
- Antanasova, M., Kocjan, A., Kovač, J., Žužek, B., & Jevnikar, P. (2018). Influence of thermo-mechanical cycling on porcelain bonding to cobalt–chromium and titanium dental alloys fabricated by casting, milling, and selective laser melting. *Journal of prosthodontic research*, 62(2), 184-194.
- Anusavice, K. J. (2012). Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dental materials*, 28(1), 102-111.
- Bagby, M., Marshall, S., & Marshall Jr, G. (1990). Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(1), 21-25.
- Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2020). Adhesion of porcelain to three-dimensionally printed and soft milled cobalt chromium. *Journal of prosthodontic research*, 64(2), 120-127.
- Czepułkowska, W., Wołowicz-Korecka, E., & Klimek, L. (2018). The role of mechanical, chemical and physical bonds in metal-ceramic bond strength. *Archives of Materials Science and Engineering*, 92(1), 5-14.
- Dimitriadis, K., Spyropoulos, K., & Papadopoulos, T. (2018). Metal-ceramic bond strength between a feldspathic porcelain and a Co-Cr alloy fabricated with Direct Metal Laser Sintering technique. *The journal of advanced prosthodontics*, 10(1), 25-31.
- Farzin, M., Giti, R., & Asalforush-Rezaiye, A. (2018). The effect of multiple firings on the shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional casting alloy. *Materials*, 11(4), 478.
- Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G., & Tartaglia, G. M. (2004). Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent*, 32(6), 451-457. doi:10.1016/j.jdent.2004.02.009
- Htat, H. L., Takaichi, A., Kajima, Y., Kittikundecha, N., Kamijo, S., Hanawa, T., & Wakabayashi, N. (2024). Influence of stress-relieving heat treatments on the efficacy of Co-Cr-Mo-W alloy copings fabricated using selective laser melting. *Journal of prosthodontic research*, 68(2), 310-318.

- Joiás, R. M., Tango, R. N., de Araujo, J. E. J., de Araujo, M. A. J., Saavedra, G. d. S. F. A., de Arruda Paes-Junior, T. J., & Kimpara, E. T. (2008). Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(1), 54-59.
- Jörn, D., Waddell, J. N., & Swain, M. V. (2010). The influence of opaque application methods on the bond strength and final shade of PFM restorations. *Journal of dentistry*, 38, e143-e149.
- Kai Chun Li, D. J. P., J. Neil Waddell, Michael V. Swain. (2015). Comparison of the microstructure and phase stability of as-cast, CAD/CAM and powder metallurgy manufactured Co-Cr dental alloys. *Dental materials*, 31(12), 306-315.
- Kim, H.-K., & Ahn, B. (2021). Effect of Al₂O₃ sandblasting particle size on the surface topography and residual compressive stresses of three different dental zirconia grades. *Materials*, 14(3), 610.
- Krug, K.-P., Knauber, A. W., & Nothdurft, F. P. (2015). Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clinical oral investigations*, 19, 401-411.
- Külünk, T., Kurt, M., Ural, Ç., Külünk, Ş., & Baba, S. (2011). Effect of different air-abrasion particles on metal-ceramic bond strength. *Journal of Dental Sciences*, 6(3), 140-146.
- Lee, D.-H., Lee, B.-J., Kim, S.-H., & Lee, K.-B. (2015). Shear bond strength of porcelain to a new millable alloy and a conventional castable alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 113(4), 329-335.
- Li, K. C., Tran, L., Prior, D. J., Waddell, J. N., & Swain, M. V. (2016). Porcelain bonding to novel Co-Cr alloys: influence of interfacial reactions on phase stability, plasticity and adhesion. *Dental materials*, 32(12), 1504-1512.
- Lu, Y., Chen, W., Ke, W., & Wu, S. (2009). Nickel-based (Ni-Cr and Ni-Cr-Be) alloys used in dental restorations may be a potential cause for immune-mediated hypersensitivity. *Medical hypotheses*, 73(5), 716-717.
- Özkan, Y., Uludamar, A., Evren, B. A., & Gozneli, R. (2012). Metal-seramik sistemlerde estetik başarıyı sağlamak için önerilen teknikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 15(4), 348-356.
- Revilla-León, M., Husain, N. A.-H., Methani, M. M., & Özcan, M. (2021). Chemical composition, surface roughness, and ceramic bond strength of

- additively manufactured cobalt-chromium dental alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(5), 825-831.
- Saint-Jean, S. J. (2014). Dental glasses and glass-ceramics. In *Advanced ceramics for dentistry* (pp. 255-277): Elsevier.
- Serra-Prat, J., Cano-Batalla, J., Cabratosa-Termes, J., & Figueras-Àlvarez, O. (2014). Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(3), 600-605.
- Shilpa, P., Narendra, R., Reddy, S., & Sashideepth Reddy, J. (2019). Shear bond strength of ceramic bonded to different core materials and their pattern of failure: An in vitro study. *Cureus*, 11(11).
- Shokry, T. E., Attia, M., Mosleh, I., Elhosary, M., Hamza, T., & Shen, C. (2010). Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 103(1), 45-52.
- Smith, T. B., Kelly, J. R., & Tesk, J. A. (1994). In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. *Journal of prosthodontics*, 3(3), 138-144.
- Standardization, I. O. f. (2019). ISO 9693-1:dentistry-compatibility testing- part 1: metal-ceramic systems. In. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization.
- Suansuwan, N., & Swain, M. V. (1999). New approach for evaluating metal-porcelain interfacial bonding. *International Journal of Prosthodontics*, 12(6).
- Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z., & Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 35, 93-101.
- Ting, S., Li, K. C., Waddell, J. N., Prior, D. J., van Vuuren, L. J., & Swain, M. V. (2014). Influence of a tungsten metal conditioner on the adhesion and residual stress of porcelain bonded to cobalt-chromium alloy. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(3), 584-590.
- Tulga, A. (2018). Effect of annealing procedure on the bonding of ceramic to cobalt-chromium alloys fabricated by rapid prototyping. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(4), 643-649.
- Varga, S., Spalj, S., Lapter Varga, M., Anic Milosevic, S., Mestrovic, S., & Slaj, M. (2010). Maximum voluntary molar bite force in subjects with normal

- occlusion. *European Journal of Orthodontics*, 33(4), 427-433.
doi:10.1093/ejo/cjq097 %J European Journal of Orthodontics
- Wang, H., Xu, J.-b., Zhen, N., Ma, W.-y., Zhang, Q.-m., & Guo, L. (2018). Preparation and properties of Co-Cr alloy denture by selective laser melting. *Materials Research Express*, 6(2), 026552.
- Yang, C.-C., Liu, Y.-C., & Yan, M. (2019). Bond strength of ceramics heat-pressed onto three dental alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(5), 867. e861-867. e865.
- Zhou, Y., Dong, X., Li, N., & Yan, J. (2023). Effects of post-treatment on metal-ceramic bond properties of selective laser melted Co-Cr dental alloy. Part 1: Annealing temperature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 129(4), 657. e651-657. e659.