

EDİTÖR

Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ

Alanında Araştırmalar
ve Değerlendirmeler

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

Haziran 2025

İmtiyaz Sahibi • Yaşar Hız
Genel Yayın Yönetmeni • Eda Altunel
Yayına Hazırlayan • Gece Kitaplığı
Editörler • Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ

Birinci Basım • Haziran 2025 / ANKARA

ISBN • 978-625-388-420-8

© copyright

Bu kitabın yayın hakkı Gece Kitaplığı'na aittir.
Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin almadan
hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Gece Kitaplığı

Adres: Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak Ümit Apt
No: 22/A Çankaya/ANKARA Tel: 0312 384 80 40

www.gecekitapligi.com
gecekitapligi@gmail.com

Baskı & Cilt
Bizim Buro
Sertifika No: 42488

Protetik Diş Tedavisi Alanında Araştırmalar ve Değerlendirmeler

Haziran 2025

Editörler:
Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1

ANTERİOR İMPLANTÜSTÜ PROTETİK RESTORASYONLARDA YUMUŞAK DOKU YÖNETİMİ

Cansel BELGE, Emrah AYNA, Köksal BEYDEMİR.....1

BÖLÜM 2

İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE KONVANSİYONEL VE GÜNCEL DİJİTAL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ

Ahmed Mohamed Rashed Elsayed Abdalla, Ayşegül KÖROĞLU21

BÖLÜM 3

İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE KULLANILAN CAD/CAM POLİMER ALTYAPI MATERYALLERİ

Mohammed Wafa, Ayşegül KÖROĞLU.....35

BÖLÜM 4

DİŞ HEKİMLİĞİNDE CAD/CAM SİSTEMLERİ VE 3 BOYUTLU ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Büşra TOSUN, Alihan ÇAYIR, Muhammet Buğrahan ŞENER.....49



BÖLÜM

1

ANTERİÖR İMPLANTÜSTÜ PROTETİK RESTORASYONLARDA YUMUŞAK DOKU YÖNETİMİ

Cansel BELGE¹

Emrah AYNA²

Köksal BEYDEMİR³

¹ Uzm. Dt., Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, ORCID: 0000-0001-6765-7312

² Prof. Dr., Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, ORCID: 0000-0003-2684-0131

³ Prof. Dr., Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD, ORCID: 0000-0003-0907-7349

İmplant destekli protezler, uzun dönemli klinik başarıları ve kanıtlanmış işlevsel, biyolojik ve mekanik avantajları sayesinde çağdaş diş hekimliğinde yaygın şekilde tercih edilen tedavi alternatiflerinden biri olmuştur. Kısmi diş eksikliği bulunan bireylerde sabit implant destekli restorasyonlarla elde edilen sağkalım oranları uzun vadede tatmin edici seviyelere ulaşsa da, estetik açıdan önem taşıyan anterior bölgenin rehabilitasyonu, implant uygulamalarındaki en karmaşık alanlardan biri olmayı sürdürmektedir [1]. Nihai protetik restorasyon ve peri-implant mukoza, doğal dişlerin morfolojik özelliklerini yansıtmalı ve komşu yumuşak dokuların yapısıyla da uyumlu olmalıdır[2]. Bu nedenle, anterior bölgeye yönelik protetik restorasyonlarda yumuşak doku yönetimini de kapsayan tedavi yaklaşımları daha karmaşık bir yapı sergilemekte olup, başarılı bir sonuç elde edilebilmesi için hekimin ileri düzey bilgi ve deneyime sahip olması gerekmektedir.

Günümüzde, implant destekli protetik restorasyonların başarılı kabul edilebilmesi için yalnızca implantın alveolar kemik ile stabil şekilde osteointegre olması değil, aynı zamanda uygulanan implant destekli restorasyonun uzun dönem stabilitesinin sağlanması, fonksiyonel ihtiyaçları karşılaması ve estetik açıdan tatmin edici sonuçlar sunması beklenmektedir [3]. Bu nedenle, estetik bölge tek diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile restore edileceği vakalarda, estetik açıdan başarılı bir sonuç elde edebilmek için; doğru tanı ve kapsamlı tedavi planlamasının yapılması, protetik süreç öncesinde cerrahi aşamaların eksiksiz ve uygun şekilde tamamlanması, sert ve yumuşak dokuların yönetimine yönelik stratejilerin uygulanması ve vakaya özgü protetik tedavi seçeneklerinin değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır.

1. Estetik Bölge Tek Diş Eksikliğinin Sonuçları

Diş eksiklikleri, bireylerin beslenme düzenini, artikülasyon yeteneğini ve günlük yaşam aktivitelerini olumsuz etkileyen çeşitli fonksiyonel problemlere yol açmaktadır. Bu durum yalnızca fizyolojik değil, aynı zamanda psikolojik etkiler de doğurabilmektedir. Bu nedenle, diş kaybı yalnızca oral sağlıkla sınırlı bir sorun olarak değil, bireyin yaşam kalitesini ve sosyal yaşama katılımını etkileyen çok yönlü bir problem olarak ele alınmalıdır.

Diş kaybı, psikolojik etkilerinin yanı sıra fizyolojik yapısı ve kaybın süresine bağlı olarak rezidüel alveolar kemik hacminde de çeşitli değişikliklere yol açmaktadır. Diş çekimini takip eden dönemde, kemikteki en belirgin değişimlerin genellikle ilk yıl içerisinde ortaya çıktığı; bu değişimlerin yaklaşık üçte ikilik kısmının ise ilk üç ay içerisinde hızlı şekilde gerçekleştiği bildirilmiştir [4]. Altıncı ay itibarıyla, rezidüel alveolar kemiğin vertikal yüksekliğinin yaklaşık %50 oranında azaldığı, çekim boş-

luğu çapının üçte ikisine kadar daraldığı ve horizontal yönde ortalama 4–5 mm’lik kemik kaybı meydana geldiği tespit edilmiştir [5].

Alveolar kemikte gözlenen bu yapısal kayıplar, desteklediği yumuşak dokular üzerinde de belirgin değişikliklere yol açmaktadır. Alveolar kemik atrofisine paralel olarak yapışık dişeti miktarında azalma görülmekte; daha ileri düzeydeki atrofi vakalarında ise keratinize mukoza tamamen kaybolmakta ya da yalnızca çok ince bir bant halinde kalabilmektedir [6].

2. Estetik Bölge Tek Diş Eksikliklerinin Tedavi Yöntemleri

Tedavi yöntemi belirlenirken dikkate alınması gereken pek çok önemli faktör bulunmaktadır. Bunlardan ilki, planlanan protezin kullanım süresidir; bu süre, hastanın uzun dönem ihtiyaçlarını karşılayacak şekilde belirlenmelidir. Ayrıca, olası komplikasyonların yönetilebilirliği de tedavi seçimini doğrudan etkileyen önemli bir parametredir. Hangi komplikasyonların ne ölçüde kontrol altına alınabileceği, tedavi planlamasının dikkatle yapılmasını gerektirir. Hastanın protezi doğru şekilde kullanabilme ve bakımını sürdürebilme becerisi ile düzenli takip randevularına uyumu, tedavi planı üzerinde belirleyici olabilir. Aynı şekilde, hastanın beklentileri, tercihleri ve tedaviye ayırabileceği zaman dilimi de göz önünde bulundurularak kişiselleştirilmiş bir yaklaşım benimsenmelidir. Tüm bu etkenlere ek olarak maliyet de dikkate alınmalı; planlanan tedavi, hastanın ekonomik durumu ile uyumlu olmalıdır.

Bunlara ilave olarak, tedavi yöntemi seçimini etkileyecek intraoral faktörler de göz önüne alınmalıdır. Bu faktörler arasında; komşu dişlerin mobilitesi, antagonist dişlerle olan oklüzal ilişkiler, rezidüel alveolar kemik hacmi, çekim boşluğunun meziodistal ve okluzogingival boyutları, anatomik yapılara olan mesafesi, çevre dişleri saran gingival dokuların durumu ve keratinize mukoza varlığı gibi kriterler sayılabilir [7].

Tüm bu unsurlar ele alındığında; hareketli bölümlü protezler, fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlar, rezin bağlı sabit bölümlü protezler, diş destekli geleneksel sabit protezler ve implant destekli kronlar, estetik bölgedeki tek diş eksikliği vakalarında değerlendirilebilecek protetik tedavi alternatifleri arasında yer almaktadır [8].

2.1. Anterior Maksilla Tek Diş Eksikliğinin İmplant Destekli Restorasyonlar ile Tedavisi

Anterior maksillada tek diş eksikliklerinin implant destekli protetik restorasyonlarla rehabilitasyonunda, uzun dönem fonksiyonel ve estetik başarının sağlanabilmesi için yalnızca detaylı bir tedavi planlaması değil, aynı zamanda cerrahi ve protetik aşamaların multidisipliner yaklaşımla,

birbiriyle uyumlu şekilde yürütülmesi gereklidir [9]. Doğru tedavi planlaması yapılabilmesi için bölgenin anatomik özelliklerine hakim olunmalıdır. Eksik dişin lokalizasyonu, komşu dişlerin morfolojisi ve pozisyonu, çeneler arası oklüzal ilişki, diş kaybının etiyojisi, çevre yumuşak dokuların sağlığı, dişsiz alanın meziodistal ve bukkopalatinal genişliği, rezidual kemiğin kalınlığı ve komşu anatomik yapıların yakınlığı gibi faktörler, implantın üç boyutlu ideal pozisyonunun belirlenmesinde dikkate alınması gereken temel parametrelerdir.

2.1.1. Anterior maksilla tek diş eksikliğinin implant destekli restorasyonlar ile tedavisinde cerrahi öncesi değerlendirme

İmplant cerrahisi planlanmasından önce hastaların sistemik sağlık durumlarının ayrıntılı şekilde değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır. Bu kapsamda, hastaların ayrıntılı medikal öyküsü alınmalı; kontrolsüz sistemik hastalıklar, geçirilmiş radyoterapi veya kemoterapi öyküsü, gebelik durumu, sürekli kullanılan ilaçlar ve bilinen alerjiler gibi risk oluşturabilecek faktörler dikkatle sorgulanmalıdır [10]. Kontrolsüz diyabet, sistemik hastalıkların farmakolojik yönetimi, sigara kullanımı gibi etmenler; implant cerrahisi ve sonrasında osseointegrasyon sürecini olumsuz etkileyebilecek başlıca risk faktörleri arasında yer almaktadır. Dolayısıyla, cerrahi girişim öncesi hastanın genel durumu, doku iyileşmesini yavaşlatabilecek alışkanlıkları ve sistemik durumu bütüncül şekilde ele alınmalıdır. Bu parametreler, implantın başarılı entegrasyonunu ve uzun dönem sağkalım oranlarını doğrudan etkileyebilmektedir [11-14].

Tedavi planlamasında medikal öykü kadar, kapsamlı bir ekstraoral ve intraoral muayene de gereklidir. Panoramik radyografiler, periapikal görüntüler, klinik fotoğraflar ve tanı modelleri; hastanın dentofasiyal yapısının detaylı olarak analiz edilmesine katkı sağlar. İntraoral değerlendirme esnasında implant yerleştirilecek bölgedeki mevcut kemik hacmi ve yumuşak doku durumu, ayrıca varsa doku kayıplarının tipi ve derecesi belirlenmelidir. Tan ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği çalışmada, diş çekimini takiben ilk yıl içerisinde belirgin alveoler kret rezorpsiyonu meydana geldiği, bu kaybın ilk altı ayda vertikal yönde %11–22, horizontal yönde ise %29–63 oranında gerçekleştiği bildirilmiştir [15]. Anterior maksillada tek diş eksikliği sonrası genellikle palatinal kemik plağı kısmen korunurken, en fazla rezorpsiyonun labial kortikal tabakadan kaynaklandığı gözlemlenmektedir [16-19]. Bu durumun temel nedeni, labial kemik plağının palatinal yapıya kıyasla çok daha ince olması ve beslenmesini büyük oranda çekilen dişe ait periodontal ligament liflerinin vaskülarizasyonundan sağlamasıdır [20, 21].

Dennis P. Tarnow ve Stephen J. Chu'nun estetik bölgede gerçekleştirdikleri çalışmalarda, bukkal kemik plağı ve üzerini örten yumuşak doku seviyesi temel alınarak, çekim sonrası oluşan alveoler soket defektleri sistematik bir şekilde üç sınıfta kategorize edilmiştir [22, 23]. Bu sınıflandırma, implant cerrahisi öncesi alveol kemikteki rezorptif değişikliklerin analiz edilmesi ve uygun sert/yumuşak doku augmentasyon protokolünün seçilmesi açısından klinik rehberlik sağlamaktadır:

Sınıf 1: Bukkal kortikal kemik plağı ve onu örten yumuşak dokular korunmuş olup, herhangi bir hacimsel kayıp mevcut değildir.

Sınıf 2: Yumuşak doku seviyesi fizyolojik konturunu korumaktadır; ancak alttaki bukkal kemik plağında defekt söz konusudur. Bu sınıf, kemik kaybının vertikal derinliğine göre alt gruplara ayrılır:

2A: Bukkal kortikal kemiğin seviyesi, serbest dişeti kenarından yaklaşık 5–6 mm daha apikalde konumlanmıştır. Bu durum koronal 1/3'lük segmentteki kemik kaybını ifade eder.

2B: Kemik seviyesi, serbest dişeti sınırının yaklaşık 7–9 mm apikaledir. Hem koronal hem de orta 1/3'lük bölgeyi kapsayan kemik kaybı mevcuttur.

2C: Bukkal kemik, serbest dişeti kenarına göre 10 mm veya daha fazla apikalde yer almakta ya da tamamen kaybolmuş durumdadır. Bu tablo ileri düzey kemik defektini temsil eder.

Sınıf 3: Diş çekimi öncesinde var olan kemik ve yumuşak doku kaybı, çekim sonrası da devam etmekte olup, hem bukkal kemik plağında hem de mukogingival dokularda belirgin hacim eksikliği durumudur.

Anterior maksilla tek diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda, estetik yönden tatmin edici sonuçlar elde edilebilmesi için implant cerrahi planlama aşamasında; hem ekstraksiyon öncesi hem de ekstraksiyon sonrası dönemde, bukkal kortikal kemik plağının ve üzerini örten yumuşak dokuların horizontal kalınlığı ve vertikal yüksekliği detaylı şekilde değerlendirilmelidir. Bu bölgedeki alveoler kemiğin dikey ya da yatay rezorpsiyona uğradığı durumlarda, implantın ideal üç boyutlu pozisyonuna yerleştirilmesi cerrahi olarak zorlaşabilir. Ayrıca, yetersiz kemik hacmi, operasyon sonrası peri-implant sert dokuların vaskülarizasyonunu olumsuz etkileyerek, yumuşak doku komplikasyonlarının gelişme riskini artırabilir. Bu komplikasyonlar; bukkal mukozada kollaps, interdental papil kaybı, yumuşak doku çekilmesi ve restorasyonda doğal dokularla uyumlu çıkış profili oluşturulamaması gibi ciddi estetik problemlere neden olabilmektedir [24, 25].

Bu tür istenmeyen komplikasyonların önlenmesi için, estetiğin önemli olduğu bölgelere yapılacak tek üye implant destekli protetik res-

torasyonlarda, hem horizortal hem de vertikal yönde kemik ve yumuşak doku augmentasyonuna ihtiyaç duyulabilmekte veya geçici restorasyonlar ile yumuşak dokuları destekleyecek ve şekillendirecek çıkış profili oluşturma işlemleri uygulanabilmektedir [21, 26].

3. İmplant Üstü Protetik Restorasyonlarda Diş Eti Şekillendirme

Anterior maksillada tek diş eksikliklerinin implant destekli restoratif tedavileri, yalnızca kaybedilen dişin morfolojik olarak taklit edilmesini değil, aynı zamanda komşu dişlerle fonksiyonel ve estetik uyum içinde olacak şekilde entegrasyonunu ve peri-implant mukozanın çevre yumuşak dokularla biyolojik ve estetik bütünlük oluşturmalarını zorunlu kılar. Bu bölgedeki diş kayıplarının ardından sıkça gözlenen alveoler kemik rezorpsiyonu, estetik hedeflere ulaşmayı daha da güçleştirmektedir. Bu bağlamda; dişsiz saha içerisindeki alveol formu, gingival fenotipin kalınlığı, implantın üç boyutlu yerleşim açısı ve derinliği, transmukozal komponentin şekli ve konturları, özellikle subgingival düzeyde mukoza ile temas eden yüzey materyali, nihai kron restorasyonunun kontakt noktalarının lokalizasyonu ve oluşturulan embraşür alanları gibi parametreler; estetik başarının elde edilmesinde belirleyici faktörlerdir [27-31]. Çünkü ideal estetiğe sahip implant üstü restorasyonlar, görsel olarak doğal en iyi taklit eden bir protetik üst yapı ile uygun yönlendirilmiş peri-implant yumuşak doku mimarisinin bir kombinasyonudur.

3.1. Tek üye implantüstü protetik restorasyonlarda pembe estetik

“Pembe estetik” terimi, estetik diş hekimliğinde sağlıklı dişetinin üç boyutlu kontur, renk ve doku özelliklerini tanımlamak amacıyla kullanılan ve özellikle implant destekli sabit restorasyonlarda giderek artan bir öneme sahip olan kavramlardan biridir [32]. Bu kavrama ilişkin en erken sistematik tanımlamalardan biri, 1961 yılında Gargiulo ve arkadaşları tarafından yapılmış olup; bu çalışmada dişeti morfolojisinin detaylı anlaşılmasının estetik sonuçların başarısı açısından temel oluşturduğu vurgulanmıştır [33]. Takip eden yıllarda, implantolojinin klinik pratiğe entegrasyonu ile birlikte yapılan çalışmalar, peri-implant yumuşak dokuların kontur, renk ve doku bütünlüğünün protetik restorasyonlarla uyum içinde olması gerektiğini ve bunun da tedavinin estetik başarısını doğrudan etkilediğini göstermiştir [34].

Modern estetik yaklaşımlarda, ideal bir gingival morfoloji beş temel parametre çerçevesinde değerlendirilir. Bu parametrelerden biri olan gingival kontur harmonisi, marjinal dişetinin doğal seyri ile dişlerin anatomik formuna uyumlu bir şekilde yerleşimini ifade eder ve estetik bütünlüğün sağlanmasında önemli bir rol oynar [35, 36]. Renk bütünlüğü, gingival do-

kunun pigmentasyonunun, yumuşak ve sert dokular ile biyolojik ve estetik uyum içerisinde olmasını gerektirir; bu durum, sağlıklı gingival dokunun görsel göstergelerinden biridir [37]. Sıkı ve keratinize doku yapısı, dişetlerinin doğal ve sağlıklı bir görünüm sergilemesine destek olur [38]. Simetri ve oran, karşılıklı dişetleri arasındaki yükseklik ve kurvatür dengesi ile kronların boy/en oranlarının uyumunu ifade eder; bu özellikler, estetik gülüş dizaynında kritik öneme sahiptir [39, 40]. Son olarak, gingival konturun biçimi ve kalınlığı; restoratif tedavilerin yumuşak dokularla entegrasyonunu kolaylaştırarak doğal bir görünümün elde edilmesini sağlar ve bu sayede gülüş estetiğinin başarıyla tamamlanmasına katkı sunar [41].

İmplantoloji ve dijital teknolojilerdeki ilerlemelerle birlikte, implant-tüstü protetik restorasyonlarda pembe estetiğin objektif olarak değerlendirilmesi önem kazanmıştır. Bu amaçla, peri-implant yumuşak dokuların estetik görünümünü ölçmek için çeşitli indeksler geliştirilmiştir. En sık kullanılanlar arasında Papilla Skoru, Pembe Estetik Skoru (PES), İmplant Kronu Estetik İndeksi (ICAI), PES/WES ve Kompleks Estetik İndeks (CEI) yer almaktadır. Bu indeksler, peri-implant estetiği değerlendirmede nesnel kriterler sunarak tedavi sonuçlarının izlenmesini ve farklı vakaların karşılaştırılmasını kolaylaştırmaktadır [42].

3.1.1. Papilla skoru

Papilla Skoru, peri-implant bölgedeki yumuşak doku estetiğini değerlendirmek amacıyla geliştirilmiş ilk kantitatif yöntemlerden biridir. Bu sistemde, interdental papilla yüksekliği 0 ile 4 arasında derecelendirilerek estetik bütünlüğün nesnel olarak analiz edilmesi amaçlanır. Skorlamaya göre:

Skor 0: Papillanın bulunmaması durumunu ifade eder.

Skor 1: Papilla, kontak noktası ile gingival kurvatürün en yüksek noktası arasındaki hayali çizginin yarısından azını doldurmaktadır.

Skor 2: Papilla, kontak noktası ile gingival kurvatürün en yüksek noktası arasındaki hayali çizginin yarısından fazlasını doldurduğu durumu ifade eder.

Skor 3: Papillanın gingival embraşuru tam doldurduğu durumu ifade eder.

Skor 4: Hiperplastik papillanın varlığını ifade eder [43].

3.1.2. Pembe estetik skoru (PES)

Tek üye implantüstü protetik restorasyonlarda yumuşak dokuları değerlendirirken papilla yüksekliğinin tek başına değerlendirilmesinin yeterli olmadığını, yumuşak doku rengini, konturunu, yüzey özelliğini ve marginal dişeti seviyesinin de değerlendirilmesi gerektiği düşüncesi üzerine oluşturulmuş bu sistemde, altı farklı parametre 0, 1 ve 2 puan aralıklarında değerlendirilerek maksimum 12 puan üzerinden bir toplam skor elde edilir. Değerlendirme kriterleri şu şekildedir:

Mesial ve distal papilla : 0 = papilla yokluğu , 1 = papilla kısmen dolu, 2 = papilla tamamen doludur

Yumuşak doku seviyesi : 0 = Doğal dişe kıyasla > 2mm fark, 1 = 1-2mm fark, 2 = < 1mm fark

Yumuşak doku konturu : 0 = Anormal kontur, 1 = Kısmen doğal kontur, 2 = Doğal kontur

Alveoler proses formu : 0 = Doğal dişe kıyasla belirgin hacim kaybı, 1 = Hafif hacim kaybı, 2 = Doğal konturla uyumlu yapı

Yumuşak doku rengi: 0 = Doğal dişe göre ciddi renk farkı, 1 = Hafif renk farkı, 2 = Renk farkı yok

Yüzey yapısı : 0 = Doğal dişe göre belirgin doku farkı, 1 = Hafif doku farklılığı, 2 = Doğal dişe göre fark yok [44].

3.1.3. İmplant kuronu estetik indeksi (ICAI)

Meijer ve arkadaşları tarafından geliştirilen İmplant Kuru Estetik İndeksi (ICAI), implant destekli restorasyonların estetik başarısını hem peri-implant yumuşak dokular hem de protetik üst yapının birlikte değerlendirilmesiyle analiz etmeyi amaçlamaktadır. Bu yöntem, hastaların klinik fotoğrafları üzerinden dokuz farklı parametreyi esas alır. Değerlendirilen kriterler arasında; kron genişliği, insizal kenarın konumu, labial kontur (konveksite), translüsenslik ve renk uyumu, yüzey dokusu, peri-implant mukozanın seviyelendirilmesi, interdental papillanın varlığı, yumuşak doku konturu ve yumuşak dokuların rengi ile yüzey özellikleri yer almaktadır. Her bir parametre 0 ila 5 puan aralığında derecelendirilir.

0 = estetik açıdan ideal, 1 = estetik olarak kabul edilebilir, 2-4 = orta düzeyde estetik, 5 = zayıf estetik sonuç olarak değerlendirilir.[45] Bu değerlendirme sistemi, protetik restorasyon ve çevre dokuların eş zamanlı analizine olanak tanınması açısından avantaj sağlasa da, peri-implant yumuşak dokuların ayrıntılı değerlendirilmesi açısından Pembe Estetik Skoru (PES) kadar kapsamlı bir içeriğe sahip olmadığı ifade edilmektedir.

3.1.4. Pembe estetik skor/beyaz estetik skor (PES/WES)

Belser ve arkadaşları tarafından geliştirilen PES/WES değerlendirme sistemi, implant destekli restorasyonlarda estetik başarıyı değerlendirmek amacıyla hem klinik fotoğraflar hem de çalışma modelleri kullanılarak uygulanan kapsamlı bir yöntemdir. Bu sistem, genel diş formu, renk, translüsenslik, yumuşak doku rengi, gingival kurvatur ve marjinal seviye gibi parametreleri fotoğraflar üzerinden analiz ederken; kronun dış formu ve hacmi, yüzey dokusu, yumuşak dokunun konveksitesi ve yüzey özellikleri gibi unsurları da model üzerinde inceleyerek, yumuşak ve sert doku değerlendirme skorlamasıdır.

PES, peri-implant mukozanın estetik değerlendirmesini; mezial ve distal papilla durumu, serbest mukoza seviyesinin doğal diş ile uyumu, bukkal konturun şekli, kök benzeri konveksite, yumuşak doku rengi ve yüzey dokusu olmak üzere toplam yedi parametre üzerinden yapar. Her bir parametre 0 (yetersiz) ile 2 (ideal) arasında skorlanır ve bu değerler karşıt dişin yumuşak dokularıyla karşılaştırılarak puanlanır.

WES, restoratif bileşenin estetiğine odaklanarak; genel diş formu, kronun dış sınırları ve hacmi, renk özellikleri, translüsenslik ve yüzey dokusunun karakteristik özellikleri olmak üzere beş ana kriteri değerlendirir. Bu parametreler de doğal karşıt diş referans alınarak 0'dan 2'ye kadar puanlandırılır [46].

3.1.5. Kompleks estetik indeks (CEI)

Juodzbals ve Wang tarafından geliştirilen Kompleks Estetik İndeks (CEI), anterior bölgede yer alan tek diş implantüstü protetik restorasyonların estetik başarısını objektif ölçütlerle değerlendirmeye olanak tanıyan kapsamlı bir sistemdir. Bu indeks üç ana bölümden oluşmaktadır: Yumuşak Doku İndeksi (S), Prediktif İndeks (P) ve Restoratif İndeks (R).

Yumuşak Doku İndeksi (S), peri-implant yumuşak dokuların estetik özelliklerini değerlendirir; bu değerlendirme kapsamında dokuların vertikal seviyesi, kontur morfolojisi, rengi, yüzey yapısı ve mezial-distal papilla görünümü dikkate alınmaktadır.

Prediktif İndeks (P); mezial ve distal interproksimal kemik seviyeleri, dişeti kalınlığı, implantın apiko-koronal yerleşimi ve horizontal kemik defekti gibi implant yerleşimini etkileyen anatomik ve biyolojik faktörleri değerlendirir.

Restoratif İndeks (R) ise implantüstü protetik restorasyonun estetik parametrelerini kapsamaktadır. Bu bölümde; kronun rengi ve translüsensliği, labial konveksite, insizal kenar konumu, genişlik/uzunluk oranı ve yüzey pürüzlülüğü gibi değişkenler komşu ve karşıt dişlerle karşılaştırmalı

olarak analiz edilmektedir. Bu üç alt başlığın her biri, 100 puan üzerinden değerlendirilerek toplam estetik başarı yüzdesi hesaplanır; bu bağlamda %100'lük bir skor, ideal estetik sonuca işaret etmektedir [47].

Yumuşak dokuların estetik kriterlerini belirlemede objektif rehberlik sunan bu indeksler, günümüzde implantüstü sabit protetik tedavilerin önemli bir unsuru olarak kabul edilen çıkış profilinin değerlendirmesinde de rol oynamaktadır [42]. Protetik aşama öncesinde yumuşak dokuların kontrollü biçimde şekillendirilmesi, yalnızca estetik görünüm açısından değil, aynı zamanda dokuların biyolojik stabilitesinin sürdürülebilmesi açısından da zorunludur. Bu süreçte oluşturulan çıkış profili, mukozanın hacmini, konturunu ve papiller yapıların morfolojisini doğrudan etkileyerek, restorasyonun doğal diş dokularıyla uyumunu belirler. Doğru yönlendirilmiş bir çıkış profili, estetik tatminin yanı sıra peri-implant dokuların sağlığını destekleyen bir temel oluşturur. Bu nedenle, çıkış profilinin tasarımı, implant tedavisinin yalnızca kısa dönem estetik başarısı açısından değil, uzun dönem fonksiyonel ve biyolojik sürdürülebilirliği açısından da belirleyici bir aşamadır [48].

3.2. İmplantüstü protetik restorasyonlarda yumuşak doku yönetimi

Peri-implant mukozanın biyolojik özellikleri sayesinde, yumuşak dokuların kontrollü ve sabit bir kompresyon tekniği ile şekillendirilebilmesi mümkündür. Güncel literatürlerde, peri-implant yumuşak doku morfolojisinin optimize edilmesine yönelik farklı teknikler tanımlanmıştır [21, 49-54]. Bu yöntemlerin ortak amacı; anatomik ve estetik uyum sağlayan geçici restorasyonlar aracılığıyla elde edilen peri-implant yumuşak doku konturunun, kalıcı restorasyona eksiksiz biçimde aktarılmasını sağlamaktır [55]. Bu doğrultuda günümüzde en yaygın kabul gören yöntemlerden olan dinamik bası tekniği, yumuşak dokular üzerinde bölgesel ve kontrollü bir basınç oluşturarak doku adaptasyonunu ve yeniden yapılanmasını hedefler [56].

Dinamik bası tekniği ile implant çevesi yumuşak doku yönetimi, dokunun sıkıştırılarak yönlendirilmesi için basınç uygulanma prensibine dayanmaktadır. Daha sonra, dokunun istenilen alanlara ilerlemesi için alan yaratmak amacıyla, geçici restorasyon periyodik olarak azaltılarak basınç bölgeleri azaltılır. Bu teknik özellikle estetik bölgede, başlangıçta basınç uygulanması ve ardından özellikle papiller bölgede alan yaratılarak geçici restorasyonun modifiye edilmesine dayanan yumuşak doku yönetim tekniği olarak kullanılmaktadır. Tekniğin başlıca hedefleri arasında; papilla yüksekliği ve genişliğinin artırılmasının, mukozal zenitin üç boyutlu konumunun belirlenmesinin ve anterior bölgede triangular formda ideal bir

yumuşak doku profili oluşturulmasının da dahil olduğu çıkış profili oluşturulması, komşu yumuşak dokular ile uyumlu bir mukoza seyri ve seviyesinin sağlanması ve komşu dişler ile yeterli aproksimal temas alanlarının oluşturulması bulunmaktadır [56, 57].

3.2.1. Çıkış profili açısı ve çıkış profili kavramları

Prostodontik terminoloji, sabit protetik restorasyonların yumuşak doku ile olan ilişkisini açıklamak üzere çıkış profili açısı ve çıkış profili olmak üzere iki kavram tanımlamaktadır. Çıkış profili açısı prostodontik terimler sözlüğüne göre, diş veya implant destekli protetik restorasyonların yumuşak dokuya temas eden yüzeylerinin, diş kökü ya da implant gövdesinin uzun eksenleri ile oluşan konturun açısı olarak tanımlanmaktadır [58].

Çıkış profili açısının belirli bir standardı olmamasına rağmen, her diş numarası için ayrı değerlendirme yapmak mümkündür. Doğal dişler üzerinde yapılan gözlemler, anterior bölgede çıkış profili açısının yaklaşık olarak 15° olduğunu göstermekte ve bu değer literatürde genel olarak kabul görmektedir. Çalışmanın başka bir bulgusu da çıkış profili açılarının diş konumundan bağımsız $11,30^\circ$ ile $15,26^\circ$ arasında olduğunu göstermektedir [59]. Ek olarak European Association for Osseointegration (EAO) tarafından 2021 yılında düzenlenen konsensüs konferansında, çıkış profili açısının 30° 'nin üzerine çıktığı durumlarda, peri-implantitis riskinin ve krestal kemik kaybının artmasıyla ilişkilendirildiğine dair bilimsel kanıtlar ortaya konmuştur [60].

Çıkış profili kavramı ise, ilk kez 1977 yılında D.M.D. Stein ve C.D.T. Kuwata tarafından diş destekli sabit restorasyonlara ilişkin olarak tanımlanmış olsa da, günümüzde özellikle implantoloji alanında daha yaygın şekilde kullanılmaktadır [61]. Prostodontik terimler sözlüğünde çıkış profili kavramı; protetik restorasyonun yumuşak doku ile temas eden kısmında oluşan eksensel konturu ifade eder ve restorasyonun sert dokudan yumuşak dokuya geçişini nitelendiren bir parametre olarak tanımlanır [58].

Doğal dişlerdeki çıkış profili morfolojisinin iyi anlaşılması ve implant destekli protetik restorasyonlarda yumuşak dokuların uygun şekilde yönlendirilmesi, hem estetik hem de fonksiyonel açıdan başarılı sonuçlar elde edilmesi için büyük önem taşımaktadır. Nihai protetik restorasyonun prognozu, restorasyonun koronal konturlarının uygunluğu ile doğrudan ilişkilidir; zira dişeti konturunun ideal biçimde yönlendirilmesi yalnızca estetik ve gülüş tasarımı açısından değil, aynı zamanda periodontal sağlığın korunması, plak retansiyonunun önlenmesi ve oral hijyenin devamlılığı açısından da günümüz implantoloji uygulamalarında kritik bir rol oynamaktadır. [62, 63].

3.2.1.1. İmplantüstü protetik restorasyonlarda çıkış profili

İmplantüstü protetik restorasyonlarda transgingival bölge boyunca yapılan kontur modifikasyonlarına ilişkin dişeti yönetimi, son yıllarda implantoloji alanında giderek artan bir öneme sahip olmuştur. Bu kapsamda kullanılan «aşırı kontur» ve «alt kontur» gibi terimlerin, henüz standartlaştırılmış nicel kriterlerle tanımlanmamış olması, kontur tasarımına ilişkin kavramsal çerçevenin daha net bir şekilde ortaya konulması gerekliliğini gündeme getirmiştir. Bu bağlamda önemli bir katkı, Su ve arkadaşlarının 2010 yılında implant dayanakları ve protetik üst yapılarla ilişkili olarak tanımladığı “kritik” ve “subkritik” bölge kavramlarıyla sağlanmıştır [64].

3.2.1.2. Kritik ve subkritik kontur kavramları

Su ve arkadaşlarının elde ettiği bulgular doğrultusunda, peri-implant yumuşak dokuların dayanak veya restorasyon konturundaki değişikliklere gösterdiği biyolojik yanıtın, bu modifikasyonların gerçekleştirildiği bölgeye göre farklılık gösterdiği ortaya konulmuştur. Yapılan modifikasyonlara bağlı olarak yumuşak dokunun verdiği yanıtı göre, iki temel anatomik bölge tanımlanmıştır. Bunlardan ilki; implant dayanağı, protetik restorasyon veya her ikisi üzerinde yer alabilen, serbest diş eti kenarının 1,0 ila 1,5 mm apikalinde, dairesel ve serbest dişeti kenarının pozisyonuna bağlı olarak dinamik özellik gösteren, kritik kontur olarak adlandırılmıştır [64].

Kritik kontur bölgesinde, özellikle bukkal alanda gerçekleştirilecek kontur modifikasyonları; protetik restorasyonun klinik kuron uzunluğunun belirlenmesinde etkili olan mukozal zenith pozisyonunun ve serbest dişeti kenarının seviyesinin kontrol altına alınmasına olanak tanır. Bu bölgedeki dışbükey kontur tasarımı, serbest dişeti kenarını destekleyerek gingival scallop morfolojisinin korunmasını sağlar. Ayrıca kritik konturun interproksimal alanında yapılacak morfolojik düzenlemeler, klinik kuronun servikal profilinin üçgen, oval veya kare formda şekillendirilmesini sağlayarak, interdental papillanın oluşumu ve stabilizasyonunda belirleyici bir rol oynamaktadır [64, 65].

İkinci olarak tanımlanan alan, kritik konturun apikalinden başlayarak implant platformunun koroneline kadar uzanan bölge olup, subkritik kontur olarak adlandırılmıştır. İmplantın korono-apikal yönde sığ yerleştirildiği durumlarda, bu konturun yeterli biçimde oluşamayabileceği bildirilmiştir [66]. Kritik ve subkritik kontur bölgelerinde yapılan morfolojik modifikasyonlar peri-implant yumuşak doku estetiğini iyileştirmede etkili olabilmekle birlikte, protetik restorasyonun servikal morfolojisinin korunmasının gerekli olduğu klinik durumlarda yalnızca subkritik konturda gerçekleştirilen kontur adaptasyonları, peri-implant yumuşak doku profilinin

estetik ve fonksiyonel açıdan daha öngörülebilir bir şekilde şekillendirilmesine olanak sağlamaktadır [67].

Subkritik konturun bukkal bölgesinin mümkün olduğunca içbükey tasarlanması, serbest dişeti kenarının pozisyonunu etkilemeksizin, rejeneratif desteğe ihtiyaç duyulan alanlarda yeterli yumuşak doku hacmi elde edilebilmesi için uygun bir alan sağlamaktadır [64]. Buna karşın, rejeneratif desteğin gerekmediği bölgelerde subkritik konturun dışbükey modifikasyonu, serbest dişeti kenarının apikalinde yer alan mukozaya destek sağlamakta ve doku çöküntüsü sonucu gölgede kalan alanlara uygulanan gerilim ile gingival renk uyumunun estetik açıdan optimize edilmesine katkıda bulunmaktadır [68]. Subkritik konturun interproksimal alanlarında dışbükeyliğin artırılması, papillanın fizyolojik sınırlar dahilinde desteklenerek sıkıştırılmasını sağlamakta ve bu durum interdental papilla yüksekliğinde ortalama 0,5–1,0 mm’lik bir artışa neden olabilmektedir. İnterproksimal kritik konturda yapılan modifikasyonlarla papilla yüksekliğinin artırılması mümkün olmakla birlikte, protetik restorasyonun servikal morfolojisinin korunması gereken durumlarda, yalnızca subkritik konturun modifikasyonu ile benzer estetik sonuçlar elde edilebilmekte ve optimal servikal konturun devamlılığı sağlanabilmektedir [64].

3.2.1.3. Estetik biyolojik kontur (EBK) konsepti

Su ve arkadaşlarının ortaya koyduğu kritik ve subkritik kontur kavramlarının ardından, 2021 yılında Gomez-Meda ve arkadaşları tarafından Estetik Biyolojik Kontur (EBK) kavramı tanımlanmıştır. Bu kavram, implant üstü sabit protetik restorasyonlarda çıkış profilinin subgingival konturunun belirlenmesine yönelik bir yaklaşım olup; estetik bölge (E), sınırlı bölge (B) ve kret bölgesi (C) olmak üzere üç anatomik bölgeye ayrılmaktadır [69].

E bölgesi, serbest diş eti kenarının apikalinde yer alan yaklaşık 1 mm’lik subgingival alanı ifade eder. Literatürde bu bölge aynı zamanda kritik bölge olarak da adlandırılabilir [64]. E bölgesindeki kontur, estetik bütünlüğü sağlamak amacıyla, çekilmiş dişin ya da karşıt dişin servikal morfolojisine benzer olacak şekilde dışbükey olarak şekillendirilmedir. Aynı zamanda, serbest diş eti sınırını destekleyerek implant üstü protetik restorasyonun servikal morfolojisini oluşturmalıdır. Klinik olarak E bölgesi yalnızca implantın çok bukkal konumda yerleştirildiği durumda düz veya içbükey olmalıdır [70].

B bölgesi, E bölgesinin hemen apikalinde, restoratif zenit noktasının yaklaşık 3–4 mm altında yer alan ve 1–2 mm genişliğindeki sınırlı alandır [71]. Bu bölge, implant yerleşimi ve peri-implant mukozanın kalınlığı gibi faktörlerden etkilenir. Eğer yumuşak doku fenotipi inceden kalına dönüş-

türülmek isteniyorsa ya da kemik stabilitesini desteklemek hedefleniyorsa, bu alanda bağ dokusu grefti uygulanması ve konturun konkav biçimde tasarlanması gerekebilir [72]. Ancak greft uygulanmadan gerçekleştirilen hafif konveks kontur tasarımları da, optik olarak daha kalın bir doku etkisi yaratma açısından fayda sağlamaktadır [67].

C bölgesi, implant platformunun hemen koronalinde, 1–1.5 mm’lik alanı kapsar. Bu bölgedeki dayanak konturu, kemik üzerinde aşırı baskı oluşturmamak adına apiko-koronal yönde değişkenlik gösterebilecek şekilde tasarlanmalıdır. İdeal olarak düz ya da hafif konkav bir formda yapılandırılmalı ve implantın derinlik pozisyonuna uyum sağlamalıdır [71]. Ayrıca, bu bölgede yer alan supra-krestal bağ dokularının varlığı göz önünde bulundurularak, geçici restorasyonun aşırı şekillendirilmesinden kaçınılmalı; böylece peri-implant yumuşak doku sağlığı ve krestal kemikte oluşabilecek rezorptif değişiklikler minimize edilmelidir.

KAYNAKÇA

1. Avivi-Arber, L. and G.A. Zarb, Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1996. 11(3).
2. Cooper, L.F., Objective criteria: guiding and evaluating dental implant esthetics. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*, 2008. 20(3).
3. Misch, C.E., Prosthetic options in implant dentistry. *Contemporary implant dentistry*, 1999. 3: p. 105-126.
4. Van der Weijden, F., F. Dell'Acqua, and D.E. Slot, Alveolar bone dimensional changes of post-extraction sockets in humans: a systematic review. *Journal of clinical periodontology*, 2009. 36(12): p. 1048-1058.
5. Darby, I., S.T. Chen, and D. Buser, Ridge preservation techniques for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009. 24(Suppl): p. 260-271.
6. Resnik, R., *Misch's contemporary implant dentistry*. 2020: Elsevier Health Sciences.
7. Jivraj, S., & Chee, W. (2006). Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *British dental journal*, 201(2), 77-89.
8. Byrne, G., *Fundamentals of implant dentistry*. 2014: John Wiley & Sons.
9. Magne, P. and U. Belser, *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition. A biomimetic approach*. Carol Stream (IL): Quintessence, 2002: p. 58-64.
10. Zadik, Y., et al., The importance of a thorough medical and pharmacological history before dental implant placement. *Australian Dental Journal*, 2012. 57(3): p. 388-392.
11. Albrektsson, T. and A. Wennerberg, The impact of oral implants-past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc*, 2005. 71(5): p. 327.
12. Sculean, A., R. Gruber, and D.D. Bosshardt, Soft tissue wound healing around teeth and dental implants. *Journal of clinical periodontology*, 2014. 41.
13. Chackartchi, T., G.E. Romanos, and A. Sculean, Soft tissue-related complications and management around dental implants. *Periodontology* 2000, 2019. 81(1): p. 124-138.
14. Thoma, D.S., et al., Management and prevention of soft tissue complications in implant dentistry. *Periodontology* 2000, 2022. 88(1): p. 116-129.
15. Tan, W.L., et al., A systematic review of post-extraction alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clinical oral implants research*, 2012. 23: p. 1-21.
16. Braut, V., et al., Thickness of the anterior maxillary facial bone wall—a retrospective radiographic study using cone beam computed tomography. In-

- ternational Journal of Periodontics and Restorative Dentistry, 2011. 31(2): p. 125.
17. Cook, D.R., et al., Relationship between clinical periodontal biotype and labial plate thickness: an in vivo study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2011. 31(4).
18. Misawa, M., J. Lindhe, and M.G. Araújo, The alveolar process following single-tooth extraction: a study of maxillary incisor and premolar sites in man. *Clinical oral implants research*, 2016. 27(7): p. 884-889.
19. Jin, S.-H., et al., The thickness of alveolar bone at the maxillary canine and premolar teeth in normal occlusion. *Journal of periodontal & implant science*, 2012. 42(5): p. 173-178.
20. Vera, C., et al., Evaluation of buccal alveolar bone dimension of maxillary anterior and premolar teeth: a cone beam computed tomography investigation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2012. 27(6).
21. Tarnow, D.P. and S.J. Chu, The single-tooth implant: a minimally invasive approach for anterior and posterior extraction sockets. (No Title), 2020.
22. Elian, N., et al., A simplified socket classification and repair technique. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry*, 2007. 19(2): p. 99.
23. Chu, S., et al., Subclassification and clinical management of extraction sockets with labial dentoalveolar dehiscence defects. *Compend Contin Educ Dent*, 2015. 36(7).
24. Belser, U.C., et al., Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 8*, 2000. 11: p. 126-145.
25. Spray, J.R., et al., The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Annals of periodontology*, 2000. 5(1): p. 119-128.
26. Linkevicius, T., Zero bone loss concepts. Vol. 516. 2019: Quintessence Publishing Berlin, Germany:.
27. Wittneben, J.-G., et al., Peri-implant soft tissue conditioning with provisional restorations in the esthetic zone: the dynamic compression technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2013. 33(4): p. 447-455.
28. Palacci, P. and I. Ericsson, Esthetic implant dentistry: soft and hard tissue management. (No Title), 2001.
29. De Rouck, T., K. Collys, and J. Cosyn, Immediate single-tooth implants in the anterior maxilla: a 1-year case cohort study on hard and soft tissue response. *Journal of Clinical Periodontology*, 2008. 35(7): p. 649-657.
30. Groisman, M., et al., Single-tooth implants in the maxillary incisor region with immediate provisionalization: 2-year prospective study. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD*, 2003. 15(2): p. 115-22, 124; quiz 126.

31. Welander, M., I. Abrahamsson, and T. Berglundh, The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clinical oral implants research*, 2008. 19(7): p. 635-641.
32. YARGICI, M. and G. EVLİOĞLU, İmplant Destekli Restorasyonlarda Pembe ve Beyaz Estetik. *Aydın Dental Journal*, 2022. 8(2): p. 159-175.
33. Gargiulo, A.W., F.M. Wentz, and B. Orban, Mitotic activity of human oral epithelium exposed to 30 per cent hydrogen peroxide. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 1961. 14(4): p. 474-492.
34. Belser, U.C., et al., Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2004. 19(7).
35. Müller, H.P., et al., Masticatory mucosa in subjects with different periodontal phenotypes. *Journal of clinical periodontology*, 2000. 27(9): p. 621-626.
36. Wöhrle, P.S., Nobel perfect™ esthetic scalloped implant: rationale for a new design. *Clinical implant dentistry and related research*, 2003. 5: p. 64-73.
37. Buser, D., et al., Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *Journal of periodontology*, 1992. 63(3): p. 225-235.
38. Tarnow, D.P., A.W. Magner, and P. Fletcher, The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *Journal of periodontology*, 1992. 63(12): p. 995-996.
39. Tjan, A.H., G.D. Miller, and J.G. The, Some esthetic factors in a smile. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1984. 51(1): p. 24-28.
40. Dong, J.-K., et al., The esthetics of the smile: a review of some recent studies. *International Journal of Prosthodontics*, 1999. 12(1).
41. Zucchelli, G. and I. Mounssif, Periodontal plastic surgery. *Periodontology* 2000, 2015. 68(1): p. 333-368.
42. Hof, M., et al., Evaluation of implant esthetics using eight objective indices—Comparative analysis of reliability and validity. *Clinical Oral Implants Research*, 2018. 29(7): p. 697-706.
43. Jemt, T., Regeneration of gingival papillae after single-implant treatment. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 1997. 17(4).
44. Fürhauser, R., et al., Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clinical oral implants research*, 2005. 16(6): p. 639-644.
45. Meijer, H.J., et al., A new index for rating aesthetics of implant-supported single crowns and adjacent soft tissues—the Implant Crown Aesthetic Index: A pilot study on validation of a new index. *Clinical oral implants research*, 2005. 16(6): p. 645-649.

46. Belser, U.C., et al., Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2-to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *Journal of periodontology*, 2009. 80(1): p. 140-151.
47. Juodzbalys, G. and H.L. Wang, Esthetic index for anterior maxillary implant-supported restorations. *Journal of periodontology*, 2010. 81(1): p. 34-42.
48. Tarnow, D., *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 2009, LWW.
49. González-Martín, O., et al., Contour management of implant restorations for optimal emergence profiles: guidelines for immediate and delayed provisional restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2020. 40(1): p. 61-70.
50. Stumpel, L.J. and C. Wadhwani, Development and capture of soft tissue contours at time of implant placement. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2017. 117(6): p. 709-713.
51. Hernández-Margarit, P., et al., Digital workflow for designing an interim implant-supported restoration with an optimal emergence profile in an open-source software program. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2022.
52. Beretta, M., et al., Peri-implant soft tissue conditioning by means of customized healing abutment: a randomized controlled clinical trial. *Materials*, 2019. 12(18): p. 3041.
53. Proussaefs, P., Custom CAD-CAM healing abutment and impression coping milled from a poly (methyl methacrylate) block and bonded to a titanium insert. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2016. 116(5): p. 657-662.
54. Gowda, V.S., et al., Custom anatomic healing abutments. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 2016. 16(4): p. 386-389.
55. Parpaiola, A., et al., Managing the peri-implant mucosa: a clinically reliable method for optimizing soft tissue contours and emergence profile. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2013. 25(5): p. 317-323.
56. Wittneben, J.-G., et al., Peri-implant soft tissue conditioning with provisional restorations in the esthetic zone: the dynamic compression technique. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2013. 33(4).
57. Wittneben, J.-G., et al., Volumetric calculation of supraimplant submergence profile after soft tissue conditioning with a provisional restoration. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2016. 36(6): p. 785-790.
58. Ferro, K.J., et al., *The glossary of prosthodontic terms*. 2017.
59. DU, J.K., et al., Emergence angles of the cemento-enamel junction in natural maxillary anterior teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2011. 23(6): p. 362-369.

60. Schwarz, F., et al., Peri-implantitis: Summary and consensus statements of group 3. The 6th EAO Consensus Conference 2021. *Clinical Oral Implants Research*, 2021. 32: p. 245-253.
61. Stein, R.S. and M. Kuwata, A dentist and a dental technologist analyze current ceramo-metal procedures. *Dental Clinics of North America*, 1977. 21(4): p. 729-749.
62. Katafuchi, M., et al., Restoration contour is a risk indicator for peri-implantitis: a cross-sectional radiographic analysis. *Journal of clinical periodontology*, 2018. 45(2): p. 225-232.
63. Jefferies, S.R., The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 1998. 42(4): p. 613-627.
64. Su, H., et al., Considerations of implant abutment and crown contour: critical contour and subcritical contour. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2010. 30(4).
65. Bichacho, N., Papilla regeneration by noninvasive prosthodontic treatment: segmental proximal restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*, 1998. 10(1): p. 75, 77-8.
66. Grunder, U., S. Gracis, and M. Capelli, Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2005. 25(2).
67. Steigmann, M., et al., Emergence profile design based on implant position in the esthetic zone. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2014. 34(4).
68. Andlin-Sobocki, A. and L. Bodin, Dimensional alterations of the gingiva related to changes of facial/lingual tooth position in permanent anterior teeth of children: A 2-year longitudinal study. *Journal of Clinical Periodontology*, 1993. 20(3): p. 219-224.
69. Gomez-Meda, R., J. Esquivel, and M.B. Blatz, The esthetic biological contour concept for implant restoration emergence profile design. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2021. 33(1): p. 173-184.
70. Rungcharassaeng, K., et al., Immediate implant placement and provisionalization with and without a connective tissue graft: an analysis of facial gingival tissue thickness. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 2012. 32(6): p. 657.
71. Esquivel, J., R.G. Meda, and M.B. Blatz, The Impact of 3D Implant Position on Emergence Profile Design. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 2021. 41(1).
72. Thoma, D.S., et al., Effects of soft tissue augmentation procedures on peri-implant health or disease: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 2018. 29: p. 32-49.



BÖLÜM

2

İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE KONVANSİYONEL VE GÜNCEL DİJİTAL ÖLÇÜ TEKNİKLERİ

Ahmed Mohamed Rashed Elsayed Abdalla¹

Ayşegül KÖROĞLU²

¹ Dt., ZBEUN Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, ORCID: 0009-0007-1573-6271

² Prof. Dr., ZBEUN Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi, ORCID: 0000-0002-0288-6357

Giriş

Üç boyutlu (3B) teknolojinin günlük hayatımız üzerinde kayda değer bir etkisi olduğuna şüphe yoktur. Bu teknolojiler yalnızca çevrim içi hizmetleri değiştirmekle kalmamış, aynı zamanda inşaat, mühendislik, tıp ve diş hekimliği gibi alanları da etkilemiştir. Dental implant destekli protezlerin pasif uyumu, 3B teknoloji yardımıyla daha başarılı bir hale gelmiştir. İmplant destekli protezler, sadece daha konservatif olmakla kalmayıp aynı zamanda kullanımı daha kolay ve özellikle dişsiz krete sahip hastalar için daha tatmin edicidirler.

İmplant yapısının pasif uyumu, başarılı bir rehabilitasyonun sağlanmasında en önemli faktörlerden biridir. Bu nedenle, başarılı bir protetik restorasyon eldesi bazı faktörlere bağlıdır. Bunlardan biri implant ölçüsünün doğruluğudur. Vidalı protezlerde yapılar, yanlış boyutlandırılmamış olsalar da, optimum ayarlama koşullarında bile deformasyona duyarlı olduklarından asla ideal şekilde değildirler (1). Pasif uyumun tanımı ve uygulanan ölçüm yöntemleri çalışmalarda çok sayıda ve heterojen olduğundan, implant yapılarında kabul edilebilir uyumsuzluk seviyesi ve biyomekanik açıdan “pasif uyum” tanımı konusunda uluslararası bir fikir birliği yoktur. İmplanta bağlı üst yapının iyi oturmaması, vidaların gevşemesi ve implant bileşenlerinin kırılması gibi mekanik komplikasyonlar; marjinal kemiğin rezorpsiyonu, peri-implantitis ve kemik entegrasyonunun başarısızlığı gibi biyolojik komplikasyonlara yol açabilir (1).

Uluslararası Standardizasyon Örgütü ‘ne (ISO) göre “doğruluğun oranı” iki bileşenden oluşur: “Doğruluk” ve “kesinlik”. Diş hekimliğinde doğruluk, bir sayısallaştırıcının bir dental arkı deformasyon olmaksızın mümkün olduğunca tam formuna yakın bir şekilde yeniden üretme derecesini ifade eder. Kesinlik (yeniden üretilebilirlik) ise, aynı koşullar altında elde edilen farklı ölçü sonuçları arasındaki uyum derecesini gösterir (2,3). İmplantüstü protez ölçülerinde implant sayısı, implantlar arası mesafe, açı ve/veya pozisyonlar gibi faktörler, ölçünün doğruluğu ve kesinliğini etkilemekle birlikte restorasyonun başarısına katkı sağlamaktadır (2).

Geçmişten bugüne implant destekli protezlerin yapımında hastanın yumuşak ve sert dokularının modelini çıkarmak için geleneksel ölçü teknikleri gerekli bir adım olarak bilinmektedir. Günümüzde, hastanın ağız yapılarını kaydetmek için ağız içi tarayıcılar (IOS) ve fotogrametri gibi daha gelişmiş yöntemler de bulunmaktadır. IOS, bazen geleneksel ölçüleri aşabilen yüksek kaliteli ve doğru dijital kayıtların oluşturulmasını sağlar. Öte yandan, bu cihazların yüksek maliyeti diş hekimleri için hala bir kısıt faktör olabilmekte ve dijital teknolojinin kullanımını sınırlamaktadır (4). Dental uygulamalarda fotogrametri, geleneksel ölçü tekniklerine ve ağız

içi tarayıcılara bir alternatif sunarak doğruluk, verimlilik ve maliyet etkinliği açısından avantajlar sağlayabilmektedir (5).

Geleneksel ölçü teknikleri hala yaygın olarak kullanılsa da hasta için rahatsızlık vermesi, alçı modelde hem materyal distorsiyonu hem de hata olasılığının yüksek olması ve alçı modelleri dökmek ve düzeltmek için yetenekli teknisyenlere ihtiyaç duyulması gibi önemli sınırlamalar taşımaktadır. En yaygın dijital alternatiflerden biri haline gelen ağız içi tarayıcılar, ağız boşluğunun üç boyutlu geometrisini doğrudan yakalayan optik veya lazer teknolojilerini kullanır. Bu cihazlar, geleneksel ölçülere kıyasla daha fazla hasta konforu, daha az malzeme israfı ve yeni restorasyonların üretimi için verilerin dijital olarak doğrudan diş laboratuvarlarına iletilmesi gibi birçok fayda sağlar. Öte yandan, ağız içi tarayıcıların pahalı olması, teknik eğitim almış kişileri gerektirmesi, özel bir eğitim programına ihtiyaç duyulması ve bazen ağzın zor bölgelerindeki görüntülemeye yetersiz kalması gibi dezavantajlar söz konusu olabilmektedir (6,7).

1. Geleneksel ölçü teknikleri

Protetik üst yapıda pasif adaptasyonu sağlamak için implantların ölçüsü ve 3B transfer pozisyonu alınarak dental arkın alçı modeli oluşturulur. İmplant üst protezlerin yapımında hastanın oral dokularının negatif kopyasını oluşturmak için en yaygın kullanılan ideal ölçü materyalleri polietilen (PE) ve polivinil siloksan (PVS) (1,8). Ölçü tekniği, ölçü materyali, ölçü kopinglerinin splintlenmesi/splintlenmemesi, splintleme materyali ve ayrıca ölçü alımına dahil olan implantların sayısı ve açısı, ölçünün doğruluğunu etkileyen değişkenlerdir (1). Günümüzde implant üstü protezlerin yapımında geleneksel ölçü almanın iki yolu vardır:

- A. İndirekt teknik (kapalı ölçü veya transfer tekniği) kapalı bir ölçü kaşığı ve ölçü kopinglerini gerektirir. Ölçü alma işlemi akabinde, kaşık ağızdan çıkarılır ve ölçü kopingleri implant analoglarıyla bağlanarak ölçü içine yerleştirilir (1).
- B. Direkt teknik (açık ölçü veya pick-up tekniği), açık bir kaşık ve implantlara sabitlenmiş transfer kopinglerinin kullanımını içerir. Ölçüleri ayırmak için, transfer kopinglerinin gevşetilmesi ancak ölçü malzemesinin sertleşmesinden sonra gerçekleştirilir. Bu tekniğe, şahsi kaşık üzerine ölçü parçaları için delikler açılır. “Pick-up” ölçü kopingleri, ölçü malzemesi ile kaplanmadan önce genellikle otopolimerize rezin veya başka bir yöntem (çubuklar, pipetler veya diş ipi) kullanılarak birleştirilir. Ölçü kopingleri çoklu bağlantılarla stabil bir durumda kullanılır, böylece ölçü alınırken sağa sola hareket etmez. İmplant analogları doğrudan ölçü

malzemesine sabitlenen transferlerin üzerine vidalanır (1) (Şekil 1).

Geleneksel ölçü ile ilgili olarak, hangi ölçü tekniğinin en doğru olduğu konusunda literatürde farklılıklar mevcuttur. Üç veya daha az implantlı döküm modelleri için teknikler arasında bir fark bulunmazken, dört veya daha fazla implantlı modellerde splintleme ve açık ölçü tekniği tercih edilmektedir (1). Selvaraj ve ark. (9) splintleme tasarımının, kullanılan splintleme materyalinin polimerizasyon büzülmesine bağlı potansiyel sınırlamaları olduğuna dikkat çekmiştir. En yaygın kullanılan materyaller oto-polimerize rezinler olup, bu materyali dual-cure polimerizasyon rezini, ortodontik tel, önceden imal edilmiş oto-polimerizasyon barları, fotopolimerize olabilen kompozit rezinler takip etmektedir (9,10). Tam ark sabit implant üstü protezlerin ölçülerindeki bozulmalar; ölçü materyalinin direncinin azalması (aşırı esneklik), transfer ölçü parçalarının ve implantların arasındaki uyumsuzluklar ve ölçü transfer parçalarının tasarımı gibi birçok faktörden kaynaklanabilir (1). Geleneksel ölçü yöntemi hekim için zaman alıcı, taşınması ve saklanması zor ve hastalar açısından rahatsız edici bir tekniktir. Bu tekniğin bir diğer dezavantajı da ölçü malzemesinin ve esas döküm için kullanılan duplikasyon malzemelerinin özellikleri nedeniyle hataların meydana gelebilmesidir (9). Öte yandan, Revilla-León ve ark. (11) konvansiyonel ölçü tekniği ve fotogrametriyi karşılaştırdıkları çalışmalarında, tam ark implant üstü protez ölçüsünün test edilen fotogrametri sisteminden önemli ölçüde daha üstün genel doğruluk değerleri gösterdiği ve her iki sistem arasında 1,8 mm'lik bir doğruluk farkı ve 18,6 mm'lik bir kesinlik farkı kaydedildiğini açıklanmıştır.



Şekil 1. Açık ölçü ve transfer kopinglerinin kullanımını içeren direkt (pick-up) teknik (12).

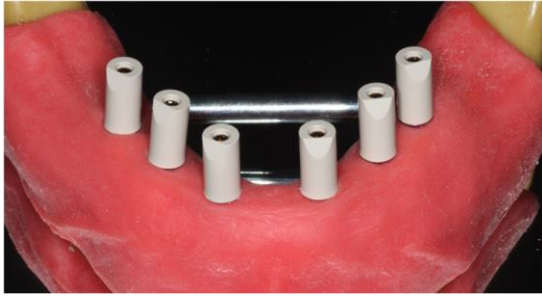
2. Ağız içi tarayıcılar

Dijital ölçü, implant pozisyonlarının elde edilmesinde kullanılan ve geleneksel ölçü tekniklerinin yerini alan güncel bir tekniktir. Ağız içi tarayıcılar (IOS), diş hekimliğinde doğrudan optik ölçü elde etmek için kullanılan araçlardır. Bir ışık kaynağı taranacak nesneye yansıtılır. IOS, prepare edilmiş bir diş veya taranabilir bir implant abutmentini tarama kapasitesine sahiptir. Elde edilen dijital veriler bilgisayar destekli tasarım programları (CAD) kullanılarak kaydedilebilir ve manipüle edilebilir. Restorasyonlar, tarama gövdelerinin konumuna bağlı olarak tasarım programında projelendirilir ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknikleri kullanılarak üretilir. Optik tarama yöntemi için ağız içi yüzeylere titanyum oksit tozu uygulanması gerekebilir (1).

Dijital ölçü tekniği, hasta için minimal travmatik olup alçı kullanımını ortadan kaldırdığı için klinik uygulamayı basitleştirmektedir. Aynı zamanda diş hekimi ile diş teknisyeni veya hasta arasındaki iletişimi geliştirmesi açısından daha tatmin edicidir (1). IOS, özellikle alçıların ortadan kaldırılmasını gerektiren mevcut COVID-19 pandemisi göz önüne alındığında, ağız dokuları ve tükürük ile daha az doğrudan temas yoluyla çapraz enfeksiyon riskini en aza indirebilir. Ayrıca ölçü sürecindeki seans süresini ve ekstra ölçü sürecini azaltır veya ortadan kaldırır (1,4). Zotti ve ark. (13) IOS doğruluğunun geleneksel yöntemlerle aynı veya daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Ribeiro ve ark. (1) ise bu teknikte tarama aralığının artmasıyla hassasiyet kaybı yaşandığını ortaya koymuş ve IOS'ların çoklu implantlar ve tamamen dişsiz arklar için önerilmediği sonucuna varmıştır. Benzer bir şekilde, Faria ve ark. (3) iki ağız içi tarayıcının (3Shape Trios 3 ve Medit i500 tarayıcılar) kullanıldığı bir çalışmada, tam ark implantüstü protezlerde hassas ağız içi taramanın bazı yönlerden doğruluğu olumsuz etkilediğini belirtmişlerdir. Doğruluk oranının azalmasının anatomik morfolojiden, hareketli mukozadan, bir implant tarama gövdesinden diğerine mesafenin uzunluğu ya da tarama işleminin daha geniş bir alanda yapılmasından kaynaklanan birtakım küçük hataların birikmesinden kaynaklanabileceği bildirilmiştir (Şekil 2). Stuari ve ark. (4), ağız içi tarama değerlerinin 3B standart sapmasını, tek kronlardan tam ark restorasyonlara kadar farklı dental preparasyon konfigürasyonlarında değerlendirmiş ve bu oranın 88,44 µm düzeyinde olduğunu bildirmişlerdir. Ağız dışı tarama yapıldığında, bu değer 24,33 µm'ye düştüğü, ağız içi taramadaki en büyük tutarsızlıkların yarım arktan daha fazlasının dahil olduğunda gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Bu bağlamda IOS, araştırmacılar tarafından büyük ölçekli bir çalışma için önerilmemiştir.

Avantajlarına rağmen, IOS belli sınırlamalara da sahiptir. Ağız içi tarama işlemlerinin doğruluğunu ve kesinliğini etkileyen faktörler, tarama cihazları, hekim becerisi, sistem kalibrasyonu, hastaların oral anatomisi ve

tarama ortamı dahil olmak üzere çok çeşitli olabilir. Ayrıca tarama yönteminin ve türünün, mesafenin ve açılanmanın da etkisi olduğu bildirilmiştir (8). Ağız içi tarayıcı, dış dokularını periodontal dokular boyunca düz bir çizgide gözlemleyemez, bu nedenle subgingival marjinleri taramaya çalışırken retraksiyon kordu gereklidir. Aynı zamanda kan ve/veya tükürük ve biyofilm partikülleri ölçülerin başarısını engelleyebilir (13,14). Ayrıca, tarama bölgesi (anterior veya posterior) de etkileyici bir faktör olabilir. Ucer ve ark. (8), konvansiyonel ve dijital ölçü tekniklerinin farklı implant konumlarında ölçü doğruluğuna etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, ölçü teknikleri arasındaki farkların 100-200 µm aralığında olduğunu ve hem mandibula hem de maksilladaki molar bölgede büyük bir sapma olduğunu göstermişlerdir. Geniş alanları tararken, özellikle birkaç implant varsa veya kreterler tamamen dişsizse, sabit referans noktaları ve distorsiyon göz ardı edilmesi gereken faktörler olmadığından bazı sapmalarla karşılaşılabilir. Yine Ucer ve ark. çalışmalarında, geleneksel ölçü tekniğine kıyasla tam ark taramaları için daha düşük doğruluk ve kesinlik gösterdiğini bildirmiş ve IOS'ların kısmi ark ölçü teknikleri için iyi alternatifler sunsa bile, tam ark taramasında IOS'ların zorluklar sunduğunu belirtmişlerdir. Hatalı taramalar restorasyon uyumsuzluğuna, vida gevşemesine veya implant kırıklarına, ayrıca restorasyon başarısızlığına ve/veya uzun sürede perimplant enfeksiyonlara yol açabilmektedir (8).



Şekil 2. Tarama gövdeleri ile analog model (Straumann, İsviçre) (3).

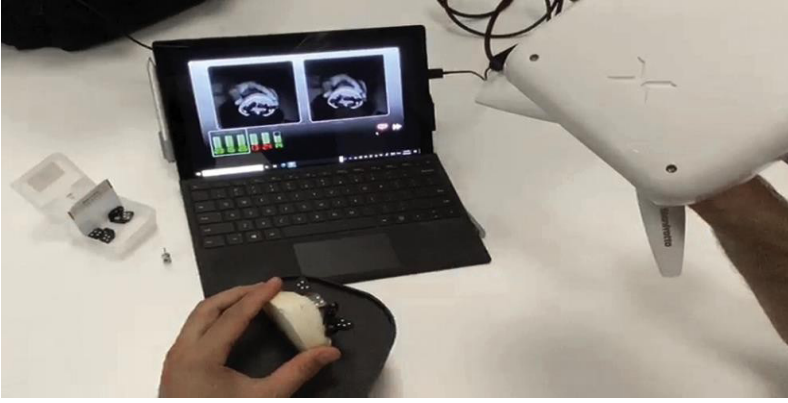
3. Fotogrametri

Amerikan Fotogrametri ve Uzaktan Algılama Derneği 'ne (ASPRS) göre fotogrametri (PG), “enerji paternlerinin görüntülerini ve dijital temsillerini kaydetme, ölçme ve yorumlama süreci yoluyla fiziksel nesneler ve çevre hakkında güvenilir bilgi elde etme sanatı, bilimi ve teknolojisi” olarak tanımlanır (5). Fotogrametri, iki boyutlu görüntülerden üç boyutlu koordinatlar elde etmek için matematiksel ilkeleri kullanır. Aynı nesnenin çeşitli açılardan ve perspektiflerden çekilmiş birden fazla fotoğrafındaki ortak noktaları tanımlayarak bir nesnenin uzamsal konfigürasyonunu be-

lirler (4). Bu teknoloji, intraoral ve ekstraoral görüntüleme yoluyla dijital modeller oluşturmak için kullanılmaktadır. Ayrıca yumuşak dokuların güvenilir bir kaydını sağlayarak maksillofasiyal ameliyatların ve protetik tedavinin sonuçlarının planlanması ve değerlendirilmesinde değerli bir araç olarak hizmet etmektedir (4). Fotogrametri, geleneksel tarama yöntemlerine non-invaziv, düşük maliyetli ve yüksek doğrulukta bir alternatif sunmaktadır (1). Görüntünün ölçeği biliniyorsa, ölçü mesafesi olarak bilinen fotoğrafik görüntünün paralel bir düzlemindeki iki nokta arasındaki mesafeyi ölçer (4). Fotogrametrinin, protetik uygulamalarda yüksek kaliteli 3B modeller üretmek için etkili olduğu kanıtlanmıştır. Bu yaklaşım, dental arkın çeşitli açılardan çoklu görüntülerini elde ederek dental arkın doğru 3B tasvirlerini yeniden yapılandırır (5). Fotogrametri, görüntüleri elde etmek ve işlemek için özel ekipman gerektirir ve bu nedenle daha önce çok aktif bir şekilde kullanılamamıştır. Ancak, son yıllarda dijital fotoğrafçılıktaki ilerlemeler ve özel yazılımların geliştirilmesi, bu uygulamayı finansal olarak erişilebilir, güvenilir ve doğru hale getirerek diş hekimliği için değerli bir kaynak haline getirmiştir (1). Dikkate değer farklı bir uygulama da fotogrametrinin mediko-yasal amaçlarla 3B model arşivi amacıyla uygulanmasıdır. Bunun yanı sıra minimal invaziv prosedürlerde optimal bir tedavi süreci geliştirmek için de kullanılabilir (4,5).

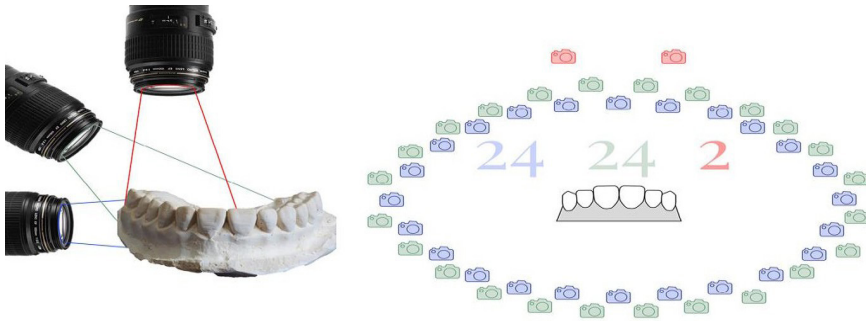
Stereofotogrametri, fotogrametriden daha gelişmiş bir teknoloji olup bu teknikte 2 boyutlu görüntüler de sürece dahil olup bir nesnenin noktalarının 3 boyutlu koordinatlarını hesaplayarak prosedürü hızlandırır ve daha doğru hale getirir (12). Stereofotogrametri üzerine yapılan bir çalışmada (12), stereofotogrametri, IOS ve açık ölçü ile geleneksel teknik arasındaki doğruluk ve kesinlik tespitinde, stereofotogrametrinin daha iyi olduğu belirtilmiştir. Çalışmada mesafe sapmasındaki artış açılı implantlarla ilişkilendirilmiş olup, daha fazla implant sayısının kayıta daha yüksek kesinliğe katkıda bulunduğu saptanmıştır. Bu bağlamda, stereofotogrametri en yüksek doğruluğu göstermiş olup implantların dağılımının kesinlik üzerinde etkisi olduğu belirtilmiştir (1,12).

PG sistemleri, birden fazla türde optik işaretleyici bulunmaması nedeniyle IOS'lara kıyasla daha iyi bir optik işaretleyici seçim avantajı sağlar. Ayrıca, hastalara rahatsızlık verebilen ve hatalara yol açabilen titanyum oksit tozu gerektirebilen ağız içi tarayıcıların aksine, fotogrametri yöntemi titanyum oksit tozu gerektirmez (14). Araştırmacılar ayrıca PG'nin, splintli geleneksel ölçü tekniğine kıyasla daha kısa tarama süresi gerektiğini ve daha yüksek hasta ve klinisyen memnuniyeti sağladığını göstermiştir. Ancak bu değişkenler sadece bir çalışmada rapor edilmiştir. Daha ileri çalışmalar ile tarama süresi ve hekim/hasta memnuniyeti değerlendirilmelidir (15) (Şekil 3).

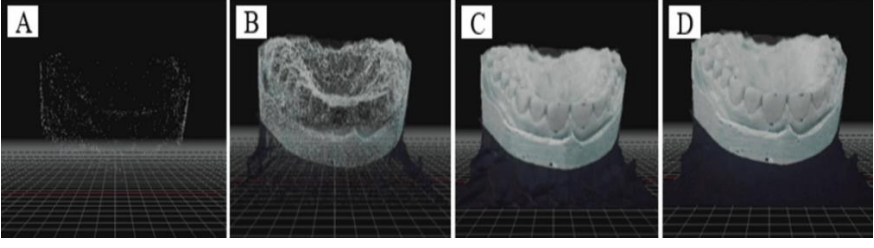


Şekil 3. İmplant abutment replikaları ile maksiller alçı döküm üzerinde Fotogrametri teknolojisi kullanılarak tarama bayraklarının (PIC Transfer; PIC Dental) dijital taraması (11).

Bir ekstraoral fotogrametri cihazı, istenen nesnenin farklı düzlem ve açılardan (24 tanesi paralel, 24 tanesi 45° açılı ve 2 tane okluzal düzlem) çeşitli fotoğraflarını çeker (Şekil 4) ve daha sonra bunları birleştirir ve birleştirilmiş fotoğrafları 3 boyutlu bir model oluşturmak için kullanan bir yazılıma (3DF Zephyr®) aktarır (4). İlk olarak yeni bir proje açılarak fotoğraflar yüklenir ve ardından program fotoğraflardaki arka planı maskeleyer. Program fotoğrafları seyrek bir nokta bulutu halinde eşleştirir (Şekil 5A). Yazılım “Yakın Aralık” ve “Yüksek Detay” ayarlarını kullanarak yoğun bir nokta bulutu oluşturur (Şekil 5B). Daha sonra yoğun nokta bulutundan bir ağ oluşturulur (Şekil 5C) ve yazılımdaki ayarlar değiştirilerek dokulu bir ağ oluşturulur (Şekil 5D) (5).



Şekil 4. Fotoğrafi çekilen üç düzlemin geliş açılı ve alçı modelin etrafına yerleştirilen 50 fotoğrafın konumu (4).



Şekil 5. 3DF Zephyr® yazılımı kullanılarak model üretimi (5).

Revilla-León ve ark. (16) çalışmalarında PG cihazlarının doğruluk oranını etkileyebilecek çeşitli faktörler saptamışlardır. Bunlar; kamera lensi bozulma katsayıları, dijital kameraların çözünürlüğü, fotoğraf sayısı, odak uzaklığı, çekim mesafesi, hedefler, fotoğraf örtüşmelerinin yüzdesi, örtüşen fotoğraf sayısı, geniş açılar ve kamera kesişme açıları gibi faktörlerdir. Dental literatür çalışmaları IOS'nın doğruluk oranını etkileyen birçok değişkeni rapor etmiş olsa da, implant pozisyonu yakalama için dental PG sisteminin tarama doğruluk oranını etkileyen tüm faktörler bilinmemektedir. Tüm kameralar, lensin tasarımı ve üretiminden kaynaklanan ve sensörü bozan optik sapmalar üretir (16). Ayrıca, fotogrametrik sonuçları optimize etmek için homolog ışınların sayısını arttırmak ve aralarındaki maksimum açıyı kullanmak ve kamera ile nesne arasındaki mesafeyi arttırmak gerekmektedir (4). Fotogrametri sistemleri ile dental implantların 3 boyutlu pozisyonu dijital olarak elde edilebilir ancak PG sistemleri yumuşak doku ile ilgili bilgileri yakalayamaz ve komşu veya antagonist diş yapısını dijitalleştiremez. Bu nedenle, ağız içi tarayıcı (IOS) veya dijitalleştirilmiş geleneksel alçı model gibi başka bir ölçü yöntemiyle birlikte kullanılmalıdır (12,17). Günümüzde dört büyük dental PG sistemi bulunmaktadır: PIC Dental - PIC System, OXO - OXO Fit, Imetric - iCam4D ve ClaroNav - MicronMapper (16). Yang ve ark.'nın 2023 yılında yaptıkları çalışma yakın mesafe fotogrametri esaslı dental görüntülemenin (CPDI) dental uygulamada büyük bir gelecek vaat ettiğini göstermektedir. CPDI'nin tam renkli 3B dental görüntüler üretmek için uygulanabilir ve ekonomik bir yaklaşım olduğunu gösterilmiştir. CPDI, diş modellerinin ve in vivo dişlerin morfolojilerini ve özelliklerini iyi bir şekilde temsil eden 3B taramalarını üretebilmektedir (18).

Literatürde implant destekli protezlerde ölçü teknikleri olarak kullanılan konvansiyonel, dijital ölçü ve fotogrametri yöntemlerinin karşılaştırıldığı çeşitli çalışmalar mevcuttur. Ortorp ve ark. (19), tam ark implant rehabilitasyonunda fotogrametri, ağız içi tarama ve geleneksel ölçü yöntemlerinin kesinliğini değerlendirmişlerdir. Bulgulara göre, ölçü teknikleri arasında fotogrametri en doğru sonucu verirken, onu geleneksel yöntem izlemiştir. Faria ve ark. (3) 3 farklı grup tarayıcı kullandıkları (2

ağız içi tarayıcı; 3Shape Trios 3 tarayıcı, Medit i500 ağız içi tarayıcı ve 1 fotogrametri tarayıcı; PIC Dental fotogrametri cihazı) çalışmalarında, ağız içi tarayıcıların doğruluğunu tartışmak için implant sayı ve dağılımlarının Carames Sınıflaması I' e göre farklılıklar sergilediği 3 referans modelden yararlandılar ve fotogrametri (PIC Dental) için, değerlendirilen üç implant grubu arasında önemli bir fark bulunmadığını göstermişlerdir. Ancak, implant dağılımına göre kesinlik değerlendirmeleriyle ilgili olarak, 3Shape Trios 3 ve Medit i500 IOS'ları ile çalışırken gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemişlerdir. Bununla birlikte, PIC Dental fotogrametri tarayıcısı kullanılarak değerlendirilen gruplarla ilgili olarak, bu cihaz tarafından sunulan doğruluğun oranının dental implantların miktarından veya konumundan etkilenmediğini belirtmişlerdir (3). Fotogrametrinin IOS'a göre üstünlükleri şunlardır; ortam ışığı, aydınlatma koşulları, dışız alanların varlığı gibi IOS'ları etkileyebilecek faktörler PG tarama prosedürlerini etkilememektedir. Ayrıca, çalışmada ölçü materyalinin termal kontraksiyonunun geleneksel tekniğe dahil edilmemesi gibi bazı kısıtlamalar da bulunmaktadır. Genel olarak, çalışma PG'nin geleneksel tam ark implant üstü protez ölçüleri için klinik olarak kabul edilebilir bir alternatif sağlayabileceğini göstermektedir (11).

Revilla-León ve ark. (16) yaptıkları bir in vitro çalışmada, bir fotogrametri sisteminin (PG; PIC System, PIC Dental) açısız doğruluğu üzerindeki tarama mesafesini ortaya çıkarmış ve 30 cm'lik mesafenin ideal bir tarama mesafesi olduğunu, 20 cm'lik tarama mesafesinin ise en iyi açısız doğrulukla sonuçlandığını göstermişlerdir. Test edilen gruplar arasında maksimum doğrusal doğruluk ortalama sapması 10 µm ve maksimum açısız doğruluk ortalama sapması 0,02° olmuştur. Revilla-León ve ark, PIC sistemi için doğruluk değerlerinin 10 ile 49 µm arasında, kesinlik değerlerinin 5 ile 65 µm arasında; iCam4D sistemi için ise doğruluk değerlerinin 24 ile 77 µm arasında ve kesinlik değerlerinin 2 ile 203 µm arasında değiştiğini saptamışlardır.

Yapılan çalışmalarda, geleneksel ölçü teknikleri ile fotogrametrik tekniği karşılaştırıldığında, fotogrametrinin implant pozisyonlarını geleneksel ölçü teknikleriyle eşdeğer veya daha iyi bir doğrulukla kaydetmek için uygun bir yöntem olduğu belirtilmiştir. Fotogrametri, dijital bazlı üretim yöntemleriyle sınırlıdır. Fotogrametrik teknik ve polieter ile alınan geleneksel ölçü teknikleri için ortalama genel üç boyutlu distorsiyon değerleri sırasıyla 24 ve 25 µm'dir. Klinikte sürekli olarak subgingival pozisyonda konumlandırılmış abutment marjinleri ile karşılaşılabileceğinden, gelecekte fotogrametrik tekniğin laboratuvar kullanımının iyileştirilmesi amacıyla implantın üzerinde bir çeşit "fotogrametrik koping" yerleştirilmesi başarıyı artıracaktır. Böyle bir koping implantın açısız oryantasyonunu artıracak ve subgingival abutmentlerin implant başında fotoğraflanmasına ve kay-

dedilmesine olanak sağlayacaktır (19). Zotti ve ark. (13) yaptığı bir çalışmada, fotogrametri ile elde edilen her dijital model ve alçı model üzerinde alınan her ölçüm çifti arasında değerlendirilen sınıflar arası korelasyon katsayısının (ICC) 0,99'a (%99) eşit olduğunu ve her iki ölçümün neredeyse mükemmel bir eşdeğerliğini kanıtladığını göstermektedir. Dolayısıyla, modellerin ölçümünde herhangi bir hata olmamıştır.

SONUÇ

İmplant destekli protezlerin yapımında geleneksel ölçü teknikleri ve ağız içi tarayıcılar aktif bir şekilde kullanılıyorsa da, günümüzde fotogrametri tekniği, dental implantların 3 boyutlu konumunu elde etmek için güvenilir bir alternatiftir. Ancak bu yeni teknolojinin henüz keşfedilmeyi bekleyen çok farklı yönleri bulunmaktadır. Bu tekniğin ön sonuçlarını doğrulamak için daha fazla klinik çalışma ve meta- analiz yapılması gerekmektedir. Açık kaynaklı yazılıma dayalı fotogrametri kullanımı ve dijital modellerin minimum maliyetle elde edilebilmesi, dijital dental iş akışlarını benimsemek isteyen diş hekimleri için cazip bir seçenek sunmaktadır.

Referanslar

1. Ribeiro, P., Díaz-Castro, C. M., Ríos-Carrasco, B., Ríos-Santos, J. V., ve Herero-Climent, M. (2024). Stereo-photogrammetry for impression of full-arch fixed dental prosthesis—an update of the reviews. *Prosthesis*, 6(4), 939-951. <https://doi.org/10.3390/prosthesis6040068>
2. Revilla-León, M., Att, W., Özcan, M., ve Rubenstein, J. (2021). Comparison of conventional, photogrammetry, and intraoral scanning accuracy of complete-arch implant impression procedures evaluated with a coordinate measuring machine. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(3), 470–478. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.005>
3. Faria, J. C., Sampaio-Fernandes, M. A., Oliveira, S. J., Malheiro, R., Sampaio-Fernandes, J. C., ve Figueiral, M. H. (2025). Precision of photogrammetry and intraoral scanning in full-arch implant rehabilitation: an in vitro comparative study. *Applied Sciences*, 15(3), 1388. <https://doi.org/10.3390/app15031388>
4. Stuani, V. T., Ferreira, R., Manfredi, G. G. P., Cardoso, M. V., ve Sant’Ana, A. C. P. (2019). Photogrammetry as an alternative for acquiring digital dental models: a proof of concept. *Medical Hypotheses*, 128, 43–49. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2019.05.015>
5. Chaudhary, S., Kumar, S., Aggarwal, R., Uppal, J., Yadav, K., Thoidingjam, B., Nandalur, K. R., ve Bandela, V. (2024). Evaluation of the accuracy of digital models generated using photogrammetry. *Cureus*, 16(12), e75448. <https://doi.org/10.7759/cureus.75448>
6. Tomita, Y., Uechi, J., Konno, M., Sasamoto, S., Iijima, M., ve Mizoguchi, I. (2018). Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dental Materials Journal*, 37(4), 628–633. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-208>
7. Vij, A. A., ve Reddy, A. (2020). Using digital impressions to fabricate space maintainers: A case report. *Clinical Case Reports*, 8(7), 1274–1276. <https://doi.org/10.1002/ccr3.2848>
8. Ucer, C., Khan, R. S., ve Jones, G. (2025). A Novel Intraoral optical scan-transfer device for full-arch implant reconstruction. *Dentistry Journal*, 13(3), 134. <https://doi.org/10.3390/dj13030134>
9. Selvaraj, S., Dorairaj, J., Mohan, J., ve Simon, P. (2016). Comparison of implant cast accuracy of multiple implant impression technique with different splinting materials: an in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 167–175. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.167937>
10. Gaikwad, A. M., Joshi, A. A., ve Nadgere, J. B. (2020). Orthodontic wire loop for engaging dental floss or orthodontic elastomeric chain in the open tray implant impression technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(4), 500–501. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.041>

11. Revilla-León, M., Rubenstein, J., Methani, M. M., Piedra-Cascón, W., Özcan, M., ve Att, W. (2023). Trueness and precision of complete-arch photogrammetry implant scanning assessed with a coordinate-measuring machine. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(1), 160–165. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.05.019>
12. Liu, M., Fu, X. J., Lai, H. C., Shi, J. Y., ve Liu, B. L. (2024). Accuracy of traditional open-tray impression, stereophotogrammetry, and intraoral scanning with prefabricated aids for implant-supported complete arch prostheses with different implant distributions: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(3), 602.e1–602.e9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.06.006>
13. Zotti, F., Rosolin, L., Bersani, M., Poscolere, A., Pappalardo, D., ve Zerman, N. (2022). Digital dental models: is photogrammetry an alternative to dental extraoral and intraoral scanners?. *Dentistry Journal*, 10(2), 24. <https://doi.org/10.3390/dj10020024>
14. Saghiri, M. A., Saghiri, A. M., Samadi, E., Vakhnovetsky, J., Kowalczyk, A., Farhadi, M., Shahid, O., Memariani, A., ve Morgano, S. M. (2024). Advancing 3D dental scanning: The use of photogrammetry with light detection and ranging for edentulous arches. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, S0022-3913(24)00731-5. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.10.032>
15. Gómez-Polo, M., Barmak, A. B., Ortega, R., Rutkunas, V., Kois, J. C., ve Revilla-León, M. (2023). Accuracy, scanning time, and patient satisfaction of stereophotogrammetry systems for acquiring 3D dental implant positions: a systematic review. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 32(S2), 208–224. <https://doi.org/10.1111/jopr.13751>
16. Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., Drone, M., Barmak, A. B., Guinot-Barona, C., Att, W., Kois, J. C., ve Alonso Pérez-Barquero, J. (2024). Impact of scanning distance on the accuracy of a photogrammetry system. *Journal of Dentistry*, 142, 104854. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104854>
17. Ma, B., Yue, X., Sun, Y., Peng, L., ve Geng, W. (2021). Accuracy of photogrammetry, intraoral scanning, and conventional impression techniques for complete-arch implant rehabilitation: an in vitro comparative study. *BMC Oral Health*, 21(1), 636. <https://doi.org/10.1186/s12903-021-02005-0>
18. Yang, B., Schinke, J., Rastegar, A., Tanyeri, M., ve Viator, J. A. (2023). Cost-effective full-color 3D dental imaging based on close-range photogrammetry. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, 10(11), 1268. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10111268>
19. Ortorp, A., Jemt, T., ve Bäck, T. (2005). Photogrammetry and conventional impressions for recording implant positions: a comparative laboratory study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(1), 43–50. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2005.tb00046.x>



BÖLÜM

3

İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE KULLANILAN CAD/CAM POLİMER ALTYAPI MATERYALLERİ

Mohammad Wafa¹

Ayşegül KÖROĞLU²

¹ Dt., ZBEUN Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, ORCID: 0009-0000-8920-1260

² Prof. Dr., ZBEUN Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi, ORCID: 0000-0002-0288-6357

Giriş

Diş hekimliğinde implant destekli sabit, parsiyel veya tam protezler fonksiyonel, estetik ve biyomekanik açıdan uzun süreli başarı vadeden rehabilitasyon seçenekleri arasında yer almaktadır (1). Bu başarıda, protezin dayandığı implant altyapısının tasarımı ve kullanılan materyallerin özellikleri kritik rol oynamaktadır. İmplantoloji pratiğinin gelişiminde ilk dönemlerde titanyum ve kobalt-krom gibi metal alaşımlar altyapı materyali olarak yaygın şekilde kullanılmış, bu materyallerin yüksek mekanik dayanımı, biyouyumluluğu ve işlenebilirliği onları klinik tercih haline getirmiştir. Ancak zaman içinde artan estetik beklentiler, metal kaynaklı biyolojik komplikasyonların gözlemlenmesi ve dijital teknolojilerin klinik uygulamalara entegrasyonu, daha estetik, hafif ve biyolojik olarak daha uyumlu alternatif materyalleri gündeme getirmiştir (1,2).

Günümüzde implant destekli protez tasarımları, yalnızca biyomekanik dayanım değil, aynı zamanda estetik görünüm, biyouyumluluk, işlenebilirlik, intraoral tamir edilebilirlik ve hasta konforu gibi çok boyutlu kriterlere göre değerlendirilmektedir. Bu bağlamda CAD/CAM teknolojilerinin gelişimi, klasik döküm ve sinterleme süreçlerinin yerini alarak üretim hassasiyetini artırmış ve yeni nesil altyapı materyallerinin kullanımını mümkün kılmıştır.

Diş hekimliği uygulamalarında, zirkonya gibi seramik materyallerin yanı sıra cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinler, cam fiber ile güçlendirilmiş polimer bazlı materyaller yüksek performanslı polietereterketon (PEEK) ve polieterketonketon (PEKK) gibi yeni nesil materyaller dikkat çekmektedir (3). Bu materyaller, düşük yoğunlukları, estetik görünimleri, biyouyumlulukları ve CAD/CAM teknolojilerle uyumlu olmaları sayesinde hem sabit hem de hareketli implant destekli protezlerde kullanıma uygun hale gelmiştir. Örneğin, cam fiber içerikli polimer materyaller, yüksek bükülme dayanımları ve elastikiyet modülleri sayesinde rijitlik ile esneklik arasında optimal bir denge sunarak protezlerin klinik dayanıklılığını artırmaktadır. Benzer şekilde, PEEK ve PEKK gibi polieter bazlı termoplastikler, kemiğe benzer elastik modülleri ile stres absorpsiyon etkisi yaratmakta ve implant çevresindeki biyolojik yapıların korunmasına katkı sağlamaktadır (3,4). Ayrıca bu materyaller, metal içermemeleri nedeniyle alerjik reaksiyon riskini azaltmakta, aynı zamanda intraoral tamir edilebilirlik özellikleriyle klinik sürdürülebilirliği artırmaktadır.

İmplant destekli protezlerde kullanılan geleneksel ve modern altyapı materyalleri; biyomekanik özellikleri, biyouyumlulukları ve dijital üretim sistemleriyle entegrasyonları açısından farklılıklar sergilemekte olup, yapılacak protetik tedavide uygun altyapı materyalinin seçiminde doğru endikasyon önem arz etmektedir (Tablo1).

1. Cam-Fiber İle Güçlendirilmiş Polimerler

Günümüzde dental restoratif uygulamalarda, biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık ve estetik gibi çok yönlü özellikler sunan materyallere olan ihtiyaç giderek artmaktadır. Bu bağlamda cam fiberler, kompozit endüstrisinde en yaygın kullanılan takviye materyalleridir ve güçlendirilmiş materyallerdeki kullanım oranları yaklaşık %95'tir. Silika (SiO_2) bazlı amorf yapıya sahip bu fiberler, kimyasal olarak bor oksit (B_2O_3), alüminyum oksit (Al_2O_3) ve alkali oksitler gibi bileşenlerle modifiye edilerek yapıya istenen fiziksel ve mekanik özellikler kazandırılmaktadır (5,6). Hammaddelerinin ucuz olması ve üretim süreçlerinin görece basit olması nedeniyle, cam fiberler maliyet etkin ve geniş uygulama alanına sahip materyaller arasında yer alırlar (5,7). Düşük yoğunluk, yüksek kimyasal direnç, elektriksel yalıtıcılık ve darbe dayanımı gibi üstün özellikleri cam fiberlerin tercih nedenidir. Karbon fiberlere kıyasla daha yüksek darbe dayanımına sahip olmaları da belirli uygulamalarda avantaj sağlamaktadır (5,7,8). Bununla birlikte, rijitliklerinin sınırlı olması ve genellikle 200 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda yapısal bozulmalara uğramaları kullanım alanlarını kısıtlayabilmektedir. Ayrıca, uzun süreli gerilime maruz kaldıklarında zamana bağlı kırılma (creep rupture) riski taşırlar (8).

Cam fiberler üretim şekline bağlı olarak mat (keçe formu), şerit, dokuma, sürekli veya kesikli filament gibi çeşitli formlarda bulunabilir ve bu çeşitlilik, kompozit sistemlerin mekanik performansının uygulamaya özel olarak optimize edilmesine olanak tanır (7). Trilor® (Bioloren, İtalya) cam-polimer esaslı yapısı sayesinde implant destekli protez uygulamalarında estetik ve biyomekanik avantajlar sunan yenilikçi bir kompozit materyaldir. Homojen ve dengeli cam fiber-matriks dağılımı, boyutsal kararlılığını uzun süre korumasını sağlamaktadır (7,8). Sinterleme veya füzyon gerektirmemesi, üretim sürecini basitleştirirken, materyalin fiziksel özelliklerini de stabil tutmaktadır. Ayrıca metal ve zirkonya içermemesi alerjik reaksiyon riskini de ortadan kaldırır (7,9). Kimyasal olarak stabil olan cam fiber ile güçlendirilmiş polimer yapı korozyon ve oksidasyona karşı yüksek direnç gösterir. Bununla birlikte, estetik amaçlarla kullanılan PMMA gibi materyallerle kolaylıkla bileşim yapabilen bir cam fiber formuna sahiptir (7,10). Doğal diş yapısına benzer açık opak rengi, estetik açıdan avantaj sağlar. Dayanıklılık açısından değerlendirildiğinde, Trilor®'un uzun ömürlü bir materyal olduğu gözlemlenmektedir. Yapılan çalışmalarda, 1,200,000 çigneme döngüsü (yaklaşık 5 yıllık klinik kullanım) sonrasında dahi yapısal bütünlüğünü koruduğu rapor edilmiştir (5,7). Bu yüksek yorgunluk direnci, klinik başarısını artıran önemli bir faktördür. Materyalin bir diğer avantajı, kompozit materyallerle onarılabilir olmasıdır. Bu özellik, restorasyonların yeniden yapılmasına gerek kalmadan tamir edilebilmesini sağlayarak hasta ve klinisyen açısından zaman ve maliyet

avantajı sunmaktadır. Ayrıca Trilor®, metal ve zirkonya gibi geleneksel materyallere kıyasla 3 ila 5 kat daha hafif olması nedeniyle, özellikle tam protez vakalarında hasta konforunu artırmaktadır. Sıvı absorpsiyonunu minimize eden özel bir teknolojiyle üretilmesi, ağız içi ortamda materyalin hijyenik kalmasına katkı sağlamaktadır. Trilor® materyali üzerinde yapılan biyouyumluluk testleri, ISO 10993 standartlarına uygun şekilde gerçekleştirilmiştir (7,8). Yapılan analizler sonucunda; genotoksisite, kanserojenlik, sitotoksisite, akut sistemik toksisite, gecikmeli aşırı duyarlılık ve cilt irritasyonu testlerinde negatif sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlar, materyalin canlı dokular üzerinde zararlı etki göstermediğini ortaya koymaktadır. Ayrıca, ISO 10477: 2009 standardına göre yapılan çözünürlük testinde Trilor'un çözünmez olduğu belirlenmiştir. Çalışmalarda 37°C'de yapay tükürük içinde 48 saat boyunca renk stabilitesini koruduğu saptanmıştır. Bu bulgular, Trilor®'un ağız içi biyolojik ortamda stabil, güvenli ve uzun ömürlü bir materyal olduğunu desteklemektedir (7,8).

Trilor® materyaline ait mekanik özelliklerin incelendiği çalışmalarda yorgunluk testi, eğilme dayanımı ve Barcol sertliği ölçümleri ile birlikte kırılma direnci testleri; materyalin yüksek mekanik stabiliteye sahip olduğunu göstermektedir (7,8). Elde edilen veriler, Trilor®'un klinik uygulamalarda uzun ömürlü ve dayanıklı bir yapı sunduğunu doğrulamaktadır. Yüksek yorgunluk direnci ve kolay işlenebilirliği sayesinde klinik süreçte zaman ve maliyet açısından önemli faydalar sağlamaktadır. Tedavi süresini kısaltması, doğal diş rengine yakınlığı sayesinde opaklama ihtiyacını ortadan kaldırması ve laboratuvar süreçlerinin doğrudan klinik ortamda gerçekleştirilebilmesi gibi pratik avantajları ile klinik uygulamalarda tercih edilmektedir (8).

2. Cam-Fiber İle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Materyaller

Cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin yapılar, özellikle CAD/CAM teknolojileriyle uyumlu olarak tasarlanmış, yenilikçi restoratif materyaller olarak dikkat çekmektedir (11,13). Cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin yapının bileşimi yaklaşık olarak %60 cam elyafı ve %40 epoksi reçineden oluşur (8,11). Cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin, metal altyapılı materyallere kıyasla önemli ölçüde daha düşük ağırlığa sahiptir. Bükülme, basma ve çarpma dayanımı açısından yüksek performans gösterir. Bu yönüyle uzun dönem klinik stabilite ve fonksiyonel güvenilirlik sağlar (11). ISO 10993 standartlarına göre yapılan testlerde sitotoksik, mutajenik veya iritan olmadığı gösterilmiştir. Bu özellik, materyalin doku dostu ve biyolojik olarak güvenli olduğunu ortaya koymaktadır (11-13).

TRINIA™ (Shofu Dental Corporation, Amerika Birleşik Devletleri) materyalinin bağlantı özellikleri, kullanılan adeziv sistemlere ve uygulama protokollerine bağlıdır. Özellikle yüzey hazırlığı ve uygun rezin siman kullanımı, diş dokularına ve diğer restoratif materyallere olan bağlanma gücünü etkiler. Örneğin, self adeziv rezin simanlarla yapılan termal döngü testlerinde, Trinia'nın mineye karşı kesme bağlanma dayanımı 18 MPa, dentine karşı ise 10 MPa olarak ölçülmüştür (13).

Trinia'nın üretim sürecinde seramik materyallerde olduğu gibi fırınlama işlemi gerekmediğinden, zaman ve kaynak tasarrufu sağlar. Yüksek düzeyde ayarlanabilirliği sayesinde kolaylıkla şekillendirilebilir ve CAD/CAM sistemleri ile frezelenebilir. Bu durum hem laboratuvar süreçlerini hızlandırmakta hem de estetik sonuçların elde edilmesini kolaylaştırmaktadır (11,12).

Yapılan çalışmada Trinia, sahip olduğu 393 MPa'lık bükülme dayanımı ve 18, 8 GPa'lık elastikiyet modülü ile mekanik dayanıklılık açısından öne çıkmaktadır. Bu özellikler, materyalin hem fonksiyonel hem de uzun ömürlü restorasyonlarda güvenle kullanılabileceğini göstermektedir (11,12).

İleri düzey atrofik maksilla ve mandibula vakalarında hassas CAD/CAM tasarımı ve frezeleme yöntemleri ile kullanılan cam fiber ile Trinia altyapı defektli bölgelerde yapılan protetik uygulamalarda fonksiyonel ve estetik açıdan tatmin edici sonuçlar verdiği bildiren çalışmalar mevcuttur (11,12). Bununla birlikte Trinia'nın bazı sınırlamaları da mevcuttur. Örneğin, yüksek cam elyaf içeriği nedeniyle zamanla yüzeyde liflerin açığa çıkması estetik açıdan sorun yaratabilir; Bu durum kompozit veya porselen gibi kaplama materyalleri ile ek işlemler gerektirebilir. Ayrıca, materyalin kırılması halinde onarımı mümkün olmadığından, yeniden frezelenmesi gerekebilir. Trinia'nın mekanik özellikleri cam liflerinin yönüne bağlı olarak değişiklik gösterebildiği için anizotropik bir yapı sergilemektedirki bu durum, restorasyon tasarımında dikkatli bir planlama gerektirir (8).

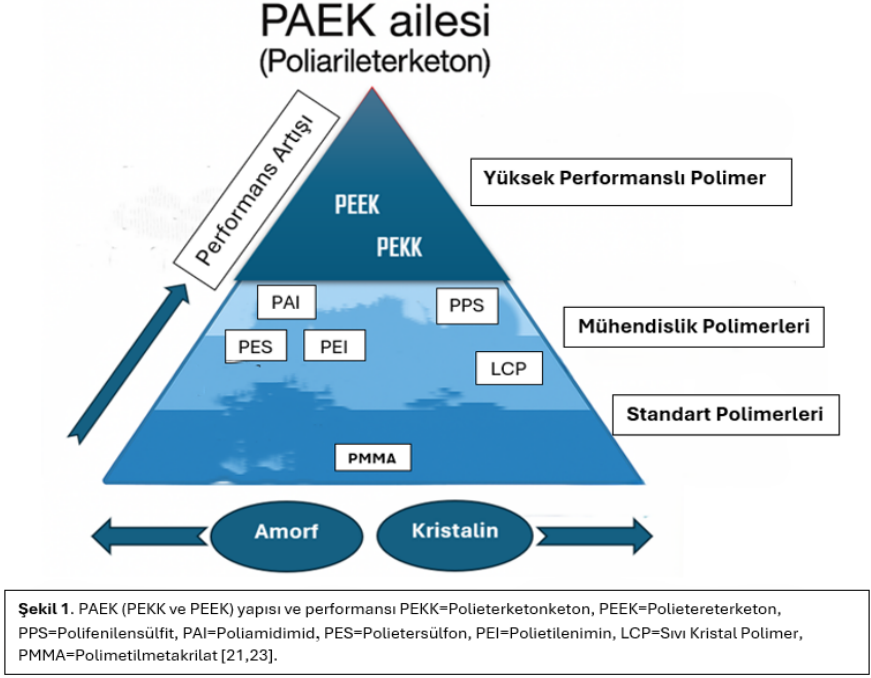
Trinia materyalinin doğrudan mukoza ile temas etmesi durumunda irritasyona neden olabileceği bildirilmektedir. Bu nedenle, bu materyalden üretilen restorasyonların bitim ve polisaj işlemleri sırasında dikkatli ve özenli bir şekilde çalışılması gerekmektedir. Bununla birlikte, Trinia materyali hakkında uzun dönem klinik verilerin sınırlı olması, özellikle yüksek stres altında çalışan protetik yapılar için dikkatli değerlendirme yapılmasını zorunlu kılmaktadır (8,14,15).

3. Poliarileterketon (PAEK)

Titanyum, kobalt-krom ve zirkonya gibi geleneksel dental materyallerin bazı mekanik ve biyolojik dezavantajları nedeniyle, son yıllarda metal içermeyen alternatif materyallere olan ilgi artmıştır. Bu kapsamda, yüksek performanslı polimerler grubunda yer alan Poliarileterketon (PAEK) ailesi, biyouyumluluk ve mekanik özellikler açısından dayanıklı alternatifler sunmaktadır. PAEK ailesi, termoplastik yapıda olup kimyasal direnci yüksek, düşük yoğunluklu ve mükemmel mekanik özelliklere sahip polimerlerdir (3,4). Yapılarındaki aril-etil-keton grupları sayesinde ultra yüksek performans gösterirler. Bu özellikleri sayesinde hem mühendislik hem de biyomedikal alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır (3,16).

PAEK ailesinin en yaygın kullanılan iki üyesi olan Polietereterketon (PEEK) ve Polieterketonketon (PEKK), özellikle dental uygulamalarda protetik tedavilerde sıklıkla tercih edilmektedir (3,16) (Şekil 1).

Juvora (Invibio Ltd., Thornton-Cleveleys, İngiltere) gibi yüksek performanslı PEEK materyalleri, CAD/CAM uyumluluğu ve sinterleme gerektirmemesi sayesinde dental klinik uygulamalarda hassas ve hafif restorasyon çözümleri sunmaktadır (17). Ancak, bu materyallerin uzun dönem klinik başarısını değerlendirmek için ileri düzey çalışmalara ihtiyaç vardır (16). PEKK, yapısında ikinci bir keton grubunun bulunması, daha yüksek basma dayanımı, artırılmış yüzey reaktivitesi ve yüzey modifikasyonuna olanak tanıyan yapısıyla PEEK'e kıyasla üstün özellikler sunmaktadır. Özellikle Pektkon® ivory (Cendres+Métaux SA, İsviçre) gibi ticari formları, %80'e varan oranlarda titanium dioksit içeriğiyle güçlendirilmiş olup, sabit protezlerde restoratif materyal olarak kullanıma uygundur (3,18).



a. Polietereketon (PEEK)

Polietereketon (PEEK), doğrusal, aromatik ve yarı kristalin yapıya sahip yüksek performanslı bir termoplastiktir (3,15,16). Son yıllarda diş hekimliğinde metal içermeyen altyapı materyali olarak kullanım alanı bulmuştur (3,15,16). Yüksek biyouyumluluğu, iyi mekanik ve kimyasal özellikleri, düşük plak tutunumu ve restoratif materyallere güçlü bağlanma kapasitesi gibi avantajları ile klinik uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanımı, bu materyalleri özellikle implant destekli restorasyonlar ve estetik bölge rehabilitasyonları için tercih edilen seçenekler haline getirmiştir. Yaklaşık 4 GPa'lık düşük elastik modülü, kemiğe benzer elastikiyet sağlayarak stres absorpsiyon etkisi sunar (8,15,18,19). Bu yönüyle, zirkonyum oksit ve metal alaşımlara kıyasla daha iyi fizyolojik kuvvet dağılımı sağlar. Son dönem klinik raporlar, özellikle metal alerjisi olan hastalarda PEEK altyapıların kompozit kaplamalarla birlikte implant destekli sabit protezlerde başarılı bir alternatif oluşturduğunu bildirmektedir. Ayrıca, PEEK'in esnek yapısı sayesinde oklüzal kuvvetlerin restorasyon ve karşıt dişler üzerindeki etkisi azaltılabilir. Bu özellik, proprioseptif duyunun azaldığı durumlarda (örneğin implant destekli sabit protezlerde) klinik avantaj sağlayabilir. Bununla birlikte, daha yüksek maliyet ve sınırlı uzun dönem klinik veriler, bu materyalin yaygın kullanımı önünde engel oluşturmaktadır (15,18).

İmplant destekli protezlerde kullanılan PEEK altyapılar, geleneksel materyallere kıyasla daha olumlu bir fraktür modu, implant ve abutment üzerinde daha az gerilim birikimi ve vida gevşemesi gibi komplikasyonlara karşı daha iyi direnç göstermektedir (17). Yapılan in vitro çalışmalar, PEEK'in yeterli kırılma direncine sahip olduğunu ve marjinal uyum açısından klinik kabul sınırlarında olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, PEEK'in kompozit rezinlerle güçlü bağlanması, intraoral tamirleri kolaylaştırmakta ve estetik açıdan avantaj sağlamaktadır. Ancak, vida kanalı gibi zayıflatıcı unsurların varlığı dayanıklılığı olumsuz etkileyebilmektedir. Bununla birlikte, uzun dönem klinik verilerin sınırlı olması ve materyalin yüksek maliyeti, yaygın kullanımını kısıtlayan faktörler arasında yer almaktadır (8).

PEEK, özellikle metal alerjisi olan bireylerde ve metal içermeyen restorasyonların tercih edildiği durumlarda önemli bir alternatif olarak değerlendirilmektedir. Bu bağlamda, JUVORA™ (Invibio Biomaterial Solutions, İngiltere) ticari ismiyle bilinen PEEK materyali, dental sektörde öne çıkan formlardan biridir ve %100 saf PEEK içeriği ile dikkat çekmektedir. İngiltere merkezli Invibio/Juvora Ltd. tarafından üretilen bu materyal, özellikle implant üstü altyapılarda, metal içermeyen biyouyumlu bir alternatif olarak kullanılmaktadır (19).

Düşük yoğunluğu, elastik modülünün doğal diş dokularına yakın olması ve kimyasallara karşı gösterdiği yüksek direnç, Juvora'yı biyomekanik açıdan ideal bir seçenek haline getirmektedir. Ayrıca, CAD/CAM sistemleriyle uyumlu olması üretim sürecinde dijital hassasiyet ve hız sağlamaktadır (10,13,19).

b. Polieterketonketon (PEKK)

Polieterketonketon (PEKK), son yıllarda diş hekimliğinde ön plana çıkan, poliarileterketon (PAEK) ailesine ait yüksek performanslı bir termoplastiktir. PEKK, PEEK'e kıyasla daha fazla keton grubuna sahip olması nedeniyle daha yüksek erime sıcaklığı, daha fazla polimer zinciri sertliği ve gelişmiş mekanik özellikler sunar. Bu yapısal farklılıklar, PEKK'nin cam geçiş sıcaklığını ve kristallik oranını doğrudan etkiler; bu da hem amorf hem yarı-kristalin özellikler gösterebilmesini sağlar (10,11,18).

PEKK, dental restorasyonlarda özellikle sabit protez altyapıları ve implant destekli protezlerde altyapı materyali olarak kullanıma uygundur. Titanyum ile kombine edildiğinde, uzun dönemli tutuculuk sağlayabilecek potansiyele sahiptir (20-22). Ayrıca PEKK altyapılar, çekme gerilmesine kıyasla basınç altında daha düşük stres oluşturur, bu da dokuya ve implanta daha az yük binmesini sağlar (21). Ancak rijit yapıları altyapılara göre daha farklı stres dağılımı özellikleri gösterdiğinden, spesifik klinik durumlarda dikkatli kullanılmalıdır. Mekanik özellikleri bakımından PEKK, sı-

kıştırma, çekme ve eğilme dayanımı gibi parametrelerde hem saf hem de cam ile güçlendirilmiş PEEK'e göre üstün performans gösterir (23,24). Örneğin, PEKK bazlı bir ürün olan Pekkton® ivory (Cendres+Métaux SA, İsviçre), takviyesiz PEEK'e göre %80 daha yüksek sıkıştırma dayanımı sunmaktadır (24). Ayrıca PEKK'nin elastik modülü kemiğe ve dentine benzer değerlerde olup, bu özelliği sayesinde implant biyomalzemesi olarak biyomekanik uyum açısından avantaj sağlamaktadır (25). Biyouyumluluğu da oldukça dikkat çekici olan PEKK, FDA onaylı bir materyal olup oromaksillofasiyal ve spinal cerrahilerde kullanılmaktadır (3,20). Diş hekimliğinde metal içermeyen restorasyonlara olanak tanınması ve alerjik bireyler için uygunluğu ile öne çıkar (26). Fazladan keton gruplarının varlığı, PEKK materyali kimyasal yüzey modifikasyonlarına daha uygun hale getirerek bu alanda önemli bir avantaj sağlar. Bu durum -SO₃H gibi grupların yüzeyde daha fazla bulunmasına ve sonuç olarak hücresel adezyonun ve osteointegrasyonun artmasına yol açar (20). Materyalin antibakteriyel özellikleri de umut vericidir. Örneğin, PEKK yüzeyine Staphylococcus epidermidis'in tutunması %37 daha az iken, Pseudomonas aeruginosa'nın bağlanması ve büyümesi 5 günlük kültür sonrası %50 azalmıştır (20,27).

Protetik uygulamalarda PEKK, düşük yoğunluğu, yeterli sertliği, şok absorpsiyonu özelliği ve aşınma direnci sayesinde sabit protezlerde ideal bir restoratif materyal adayıdır (21,28). CAD/CAM teknolojileri ile üretilen PEKK restorasyonlar, hem estetik hem de fonksiyonel olarak başarılı sonuçlar vermektedir (20,29). Ayrıca PEKK'nin marjinal ve iç uyumu, zirkonya ile karşılaştırıldığında kabul edilebilir sınırlar içerisindedir ve daha iyi stres dağılımı sağlayabilir (30). PEKK altyapılı restorasyonların, karşıt dişlerde daha az aşınmaya yol açması ve kendisinde meydana gelen aşınmanın da sınırlı düzeyde olması avantajlarından biridir. Bununla birlikte, düşük elastik modülüne bağlı olarak oluşan deformasyon kapasitesi, spesifik klinik durumlara göre avantaj ya da dezavantaj yaratabilir (31).

Özellik	Cam-Fiber ile Güçlendirilmiş Polimerler (TRİ-LOR®)	Cam-Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezin (TRINIA™)	PEEK (JUVO-RA™)	PEKK (Pekkton® ivory)
İçerik	%74 cam fiber + epoksi/akrilik reçine	%60 cam fiber + epoksi rezin	Aromatik poli(eter-eter-keton)	Aromatik poli(eter-keton-keton)
Elastikiyet Modülü (GPa)	26-30	18-20	~3.5	~5.0
Bükülme Dayanımı (MPa)	540-600	393-450	140-170	150-180
Renk	Açık renkli, estetik	Beyaz ve doğal dişe benzer	Açık bej (estetik sınırlı)	Açık bej (PEEK'e göre daha estetik)
Biyouyumluluk	Yüksek	Yüksek	Yüksek	Yüksek, kemik benzeri elastikiyet
Yüzey Modifikasyonu	Sınırlı	Sınırlı	Zor	Kolay (fazladan keton grubu sayesinde)
Klinik Kullanım	İmplant üstü protezlerde, alt yapıda, geçici ve kalıcı hibrit restorasyonlar	İmplant üstü protezlerde, alt yapıda, geçici ve kalıcı restorasyonlar	İmplant üstü protezlerde, alt yapıda, kalıcı restorasyonlar	İmplant üstü protezlerde, alt yapıda, kalıcı restorasyonlar
Fiyat	Orta-yüksek	Orta	Yüksek	Daha yüksek

Tablo (1). İmplant destekli protezlerde kullanılabilen CAD/CAM altyapı materyallerinin Karşılaştırmalı Özellikleri (3,7,8,13,29)

Sonuç

Cam fiber ile güçlendirilmiş polimerler ve kompozit rezinler, PEEK ve PEKK gibi ileri teknoloji materyalleri klinik gereksinimlere farklı düzeylerde cevap vermektedir. Klinik endikasyonlara, hastanın estetik beklentilerine, fonksiyonel ihtiyaçlarına ve biyolojik özelliklerine göre en uygun materyalin seçilmesi, uzun dönem restoratif başarı açısından kritik öneme sahiptir. Özellikle karmaşık vakalarda, multidisipliner bir değerlendirme ile hasta özelinde materyal tercih edilmesi önerilmektedir.

Referanslar

- Misch, C. E. (2015). *Dental implant prosthetics*. 2. Baskı. St.Louis: Mosby.
- Sahin Hazir, D., Sozen Yanik, I., Guncu, M. B., ve Canay, R. S. (2025). Bio-mechanical behavior of titanium, cobalt-chromium, zirconia, and PEEK frameworks in implant-supported prostheses: A dynamic finite element analysis. *BMC Oral Health*, 25(1), 97. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05486-5>
- Demirci, F. (2022). İmplant destekli sabit protezlerde kullanılan CAD-CAM yüksek performans polimerleri. In B. Kesim (Ed.), *Güncel Protetik Diş Tedavisi Çalışmaları II* (pp. 63–76). Ankara: Akademisyen Yayınevi.
- Shash, Y. H., El-Wakad, M. T., El-Dosoky, M. A. A., ve Dohiem, M. M. (2023). Evaluation of stresses on mandible bone and prosthetic parts in fixed prosthesis by utilizing CFR-PEEK, PEKK and PEEK frameworks. *Scientific Reports*, 13(1), 11542. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-38288-2>
- Zhang, M., ve Matinlinna, J. (2011). E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon*, 4, Article 9075-x. <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9075-x>
- Doğan, M. (2021). *Güncel post kor uygulamaları*. (Bitirme tezi). İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. İstanbul Üniversitesi Ekos Elektronik Tez Arşivi. Erişim adresi <https://nek.istanbul.edu.tr/ekos/TEZ/ET003782.pdf>
- Bioloren. (2021). *TRILOR® ARCH: Technological report*. 19.06.2025 tarihinde https://www.prestige-dental.co.uk/app/uploads/2021/07/ManuTrilorArch2021_UK.pdf adresinden erişildi.
- Cevik, P., Schimmel, M., ve Yilmaz, B. (2022). New generation CAD-CAM materials for implant-supported definitive frameworks fabricated by using subtractive technologies. *BioMed Research International*, 2022, 3074182. <https://doi.org/10.1155/2022/3074182>
- Davidge, J. (2019, May). TriLor Arch. *Journal of Dental Technology*.
- Al-Thobity, A. M. (2020). The impact of polymerization technique and glass-fiber reinforcement on the flexural properties of denture base resin material. *European Journal of Dentistry*, 14(1), 92–99. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1701922>
- Biris, C., Bechir, E. S., Bechir, A., Mola, F. C., Caraiane, A., Badiu, A. V., ve Gioga, C. (2017). Trinia reinforced polymer as core for implants superstructure. *Materiale Plastice*, 54(4), 762–767. <https://doi.org/10.37358/MP.17.4.4941>
- Ewers, R., ve Bonfante, E. (2023). Short® implants and TRINIA® full-arch prostheses for the rehabilitation of the atrophic maxilla. In M. Rinaldi (Ed.), *Implants and Oral Rehabilitation of the Atrophic Maxilla* (pp. 183–208). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-031-12755-7_8

- TRINIA™. (t.y.). *Technical data*. 19.06.2025 tarihinde <https://www.trinia.com/technical-data/> adresinden erişildi.
- Khan, A. A., Zafar, M. S., Fareed, M. A., AlMufareh, N. A., Alshehri, F., AlSumbul, H., Lassila, L., Garoushi, S., ve Vallittu, P. K. (2023). Fiber-reinforced composites in dentistry - An insight into adhesion aspects of the material and the restored tooth construct. *Dental Materials*, 39(2), 141–151. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.12.003>
- Jovanović, M., Živić, M., ve Milosavljević, M. (2021). A potential application of materials based on a polymer and CAD/CAM composite resins in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontic Research*, 65(2), 137–147. https://doi.org/10.2186/jpr.JPOR_2019_404
- Juvora Dental. (t.y.). *Juvora dental disc: Instructions for use*. 19.06.2025 tarihinde https://guide.juvoradental.com/collections/-L3-Xfl3DMWJJX_6jdtJ/doc/-L3TJjKpWuEHTvdJi_g8 adresinden erişildi.
- Wachtel, A., Zimmermann, T., Sütel, M., Adali, U., Abou-Emara, M., Müller, W.-D., Mühlemann, S., ve Schwitalla, A. D. (2019). Bacterial leakage and bending moments of screw-retained, composite veneered PEEK implant crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 91, 32–37. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.11.027>
- Papathanasiou, I., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., ve Ferrari, M. (2020). The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*, 20(1), 217. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01202-7>
- Alexakou, E., Damanaki, M., Zoidis, P., Bakiri, E., Mouzis, N., Smidt, G., ve Kouritis, S. (2019). PEEK High Performance Polymers: A Review of Properties and Clinical Applications in Prosthodontics and Restorative Dentistry. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 27(3), 113–121. https://doi.org/10.1922/EJPRD_01892Zoidis09
- Alqurashi, H., Khurshid, Z., Syed, A. U. Y., Habib, S. R., Rokaya, D., ve Zafar, M. S. (2020). Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*, 28, 87–95. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2020.09.004>
- Eleksan. (t.y.). *Pekton dental uygulamaları*. 19.06.2025 tarihinde <http://eleksan.com/?p=dental&s=pekton> adresinden erişildi.
- Amelya, A., Kim, J. E., Woo, C. W., Otgonbold, J., ve Lee, K. W. (2019). Load-bearing capacity of posterior CAD/CAM implant-supported fixed partial dentures fabricated with different esthetic materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 32(2), 201–204. <https://doi.org/10.11607/ijp.6128>
- Cendres+Métaux SA. (2019). *Pekkton® ivory – High performance polymer for definitive aesthetic restorations on implants*. 22.06.2025 tarihinde <https://www.cmsa.ch/en/medtech/dental-lab/estheticline/high-performance-polymers/pekktonr-ivory> adresinden erişildi.

- Salama, H. A., ve Refai, O. M. (2024). Prosthetic maintenance assessment for two implant-retained overdentures reinforced with PEKK versus Co-Cr framework: A randomized controlled clinical trial. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 32(3), 356–364. https://doi.org/10.1922/EJPRD_2715Salama09
- Zhu, X. R., Chen, C., Hua, Y. W., Zhou, Y. Z., Zhou, Z. Y., ve Wang, X. D. (2024). A comparative quantitative assessment of 3D-printed PEKK and PEEK thin meshes in customized alveolar bone augmentation. *BMC Oral Health*, 24(1), 1304. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04994-0>
- Benedetti, L., Brulé, B., Decreamer, N., Evans, K. E., ve Ghita, O. (2019). Shrinkage behaviour of semi-crystalline polymers in laser sintering: PEKK and PA12. *Materials ve Design*, 183, 107906. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.107906>
- Wang, M., Bhardwaj, G., ve Webster, T. J. (2017). Antibacterial properties of PEKK for orthopedic applications. *International Journal of Nanomedicine*, 12, 6471–6476. <https://doi.org/10.2147/IJN.S134983>
- Elkabbany, A., Kern, M., Elkhadem, A. H., Wille, S., Amer, A. A., ve Chaar, M. S. (2020). Retention of metallic and non-metallic double-crown-retained mandibular overdentures on implants: An in-vitro study. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(4), 384–390. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.11.001>
- Çetin, A. F. (t.y.). *CAD/CAM sistemlerde kullanılan yüksek performanslı polimerlerin diş hekimliğindeki uygulamaları* (Yüksek lisans tezi). İstanbul Üniversitesi. Erişim adresi <https://nek.istanbul.edu.tr/ekos/TEZ/ET003645.pdf>
- Bae, S. Y., Park, J. Y., Jeong, I. D., Kim, H. Y., Kim, J. H., ve Kim, W. C. (2017). Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 106–112. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.07.005>
- Siewert, B. (2018). Metal-free implant-supported restorations in the edentulous jaw. *European Journal for Dental Implantologists*, 3, 68–74.



BÖLÜM

4

DIŞ HEKİMLİĞİNDE CAD/CAM SİSTEMLERİ VE 3 BOYUTLU ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Büşra TOSUN¹

Alihan ÇAYIR²

Muhammet Buğrahan ŞENER³

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, dtbusra86@hotmail.com, ORCID ID: 0000-0003-3145-4454

² Diş Hekimliği Öğrencisi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, al-lihanncaayir@gmail.com, ORCID ID: 0009-0000-6828-0924

³ Diş Hekimliği Öğrencisi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, bug-ra.sener02@gmail.com, ORCID ID: 0009-0006-4602-4587

1. CAD-CAM tanımı ve tarihçesi

Diş hekimliğinde CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim) teknolojileri, 1980'li yıllardan itibaren hızlı bir gelişim göstermiştir. Bu alandaki öncülerden Dr. François Duret, bilgisayar destekli protez tasarımına dair ilk sistemleri geliştirerek bu teknolojinin temelini atmıştır (Duret & Preston, 1991). Dr. Werner Mormann ise CEREC sistemini geliştirerek klinik uygulamaların yaygınlaşmasına katkı sağlamıştır. Aynı dönemde Dr. Schaer de tedavi süreçlerinin dijitalleştirilmesine yönelik çözümler sunmuştur (Miyazaki et al., 2009). CAD/CAM sistemlerinin ilk uygulamaları, optik ölçümle hazırlanan kronlarla başlamış, ardından Sopha ve CEREC sistemleri gibi yenilikçi teknolojiler geliştirilmiştir. CEREC, restorasyonların tek seansta tamamlanmasını mümkün kılarak tedavi sürecinde büyük kolaylık sağlamıştır. Bir diğer önemli gelişme, Anderson tarafından geliştirilen Procera sistemidir. Bu sistem, titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretimini sağlamış ve CAD/CAM'in seramik restorasyonlar için global bir üretim ağına dönüşmesine öncülük etmiştir (Andersson et al., 1996; Andersson & Odén, 1993; Çelik et al., 2013).

1.1. CAD-CAM endikasyonları

CAD/CAM teknolojileri sayesinde diş restorasyonları, laboratuvar süreçlerine gerek kalmadan doğrudan klinikte, tek randevuda tamamlanabilmektedir. Bu dijital süreçlerde ağız içi kameralar, geleneksel ölçü yöntemlerinin yerini almış ve zamandan tasarruf sağlamıştır (Beuer et al., 2008). Dijital sistemler, geleneksel laboratuvar işlemlerine kıyasla daha hızlı, tutarlı ve ekonomik restorasyon üretimi sunar (Van Noort, 2012). Ayrıca metal içermeyen materyallerin, özellikle zirkonyanın kullanımı artmıştır (Helvey, 2008). Zirkonya, estetik ve biyouyumluluğu sayesinde posterior sabit protezlerde sıklıkla tercih edilmekte, CAD/CAM sistemleri ile çok üniteli protezlerde de uygulanabilmektedir (Reich et al., 2005). Modern frezeleme üniteleri; seramikler, reçineler, titanyum ve alaşımlar dahil olmak üzere birçok malzemeyi işleyebilmekte ve uzun ömürlü restorasyonlara olanak tanımaktadır (Beuer et al., 2008; Sulaiman, 2020). Dijital Gülümseme Tasarımı (DSD) gibi uygulamalar, hastaların estetik beklentilerini planlamaya entegre ederek tedavi süreçlerini kişiselleştirmektedir (Polatoğlu & Bahadır, 2023). Endokronlar, endodontik tedavi görmüş dişlerde başarıyla uygulanmakta ve iç-dış yüzey desteğiyle dayanıklılığı artırmaktadır (Attar et al., 2023). Ortodontide ise CAD/CAM ile indirekt braket yerleşimi yüksek hassasiyet sunmaktadır (Schwärzler et al., 2023). Ayrıca implant cerrahisinde bilgisayar destekli planlama, implant yerleşiminde doğruluk ve başarıyı artırmıştır (Ruppın et al., 2008).

1.2. CAD/CAM kontrendikasyonları

CAD/CAM sistemleri çoğu vakada başarılı olsa da bazı bireysel farklılıklara bağlı uyumsuzluklar ve teknik sınırlılıklar gözlenebilir. Marjinal ve iç bölgelerde uyum sorunları, gerçekçilikten uzak inlay yüzeyleri ve yazılım kaynaklı veri hataları, sistemin sınırlamaları arasındadır (Beuer et al., 2008; Reich et al., 2005)

1.3. Dental CAD/CAM sisteminin avantajlar ve dezavantajları

Dijital CAD/CAM sistemleri, daha kısa sürede, tekrarlanabilir ve hatasız üretim yapılmasına olanak tanırken; çapraz enfeksiyon riskini azaltmakta ve tek seansta restorasyonun tamamlanabilmesini mümkün kılmaktadır. Dijital ölçülerin hasta konforunu artırması ve veri saklama güvenliğinin yüksek olması, sistemin kullanım avantajlarını pekiştirirken; teknisyenlerin iş yükünü azaltması da laboratuvar süreçlerinde verimliliği artırmaktadır. Ancak sistemin yüksek maliyeti, kullanıcıların ek eğitim gereksinimi, monokrom blokların estetik açıdan sınırlı kalabilmesi, derin marjinlerde tarama zorlukları ve kesici uçların düzenli yenilenme ihtiyacı gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Karaalioğlu & Duymuş, 2008; Mangano et al., 2017).

2. Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri

CEREC 3

CEREC, Sirona tarafından geliştirilen ve hem klinik hem laboratuvar uygulamalarda kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (Mörmann, 2006). 1985'te başlatılan sistem, 1994'te CEREC 2 ve 2000'de CEREC 3 ile evrilmiştir. CEREC 3D'de manuel görüntü alma uygulanırken, CEREC AC ile bu süreç otomatikleştirilmiştir. Dijital ölçüler ağız içi tarayıcıyla alınmakta, yazılım hastanın mevcut morfolojisine benzer restorasyonlar önermektedir (Biogeneric). CEREC 4.0 ile aynı anda çoklu restorasyon tasarımı mümkündür. Restorasyonlar MC XL cihazıyla tek seansta üretilir. Sistem, feldspatik porselen, lösit takviyeli cam seramik, lityum disilikat, nanoseramik ve geçici bloklarla uyumludur. CEREC 3 ile IPS Empress 2 sistemleri karşılaştırıldığında, marjinal uyum açısından anlamlı fark saptanmamıştır (Yucel et al., 2013)

E4D DENTIST

2005 yılında piyasaya çıkan E4D Dentist sistemi, toz gerektirmeyen lazer tarayıcı ile dijital ölçü alır. ICEverything View özelliği, yumuşak ve sert dokuları ayırt etmeyi sağlar. DentaLogic yazılımı, aynı anda 16 resto-

rasyon tasarlayabilir ve “autogenesis” ile kişiye özel anatomik tasarımlar oluşturur. En büyük avantajı, ücretsiz yazılım güncellemeleridir. Ancak CEREC 3’e kıyasla malzeme seçenekleri sınırlıdır. Sistem, lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat, nanoseramik ve geçici bloklarla uyumludur (Çelik, 2013).

3. Laboratuvarda kullanılan CAD/CAM sistemleri

CEREC INLAB

2004’te laboratuvar kullanımı için geliştirilen CEREC inLab, inEos Blue tarayıcı, frezeleme ve sinterleme cihazları içerir. “Biogeneric” yazılımı hastaya özel morfoloji sunar. ± 25 μm hassasiyetle üretim yapabilen sistem, günde 40–60 restorasyon ve 10 üyeye kadar köprü tasarlayabilir. Zirkonya altyapı ve lityum disilikat üst yapıyla uyumludur (Büyükoğlu & Aydın, 2024). CEREC inLab, kron, köprü ve implant üst yapıları için kullanılabilir. CEREC 3 ve inLab ile üretilen parsiyel kronların, IPS e.max Press kronlarla benzer klinik performans gösterdiği bildirilmiştir (Guess et al., 2009).

DCS PRECI-FIT

1990’da geliştirilen DCS Preci-fit, tam sinterlenmiş zirkonya (DC-Zirkon) ve titanyum (DC Titan) bloklarla çalışabilir (P. L.-Compendium, 2005). Preciscan tarayıcı ve Precimill freze ünitesi içerir. Alümina ve zirkonya destekli köprülerde 60.5–74 μm marjinal uyum ile klinik olarak kabul edilebilir hassasiyet sağlar (Tinschert et al., 2004).

CERCON

Dentsply tarafından 2002’de geliştirilen Cercon, 2005’te entegre CAD/CAM sisteme dönüşmüştür. Cercon eye tarayıcı 10 μm hassasiyet sunar. Sistem, 16 üyeye kadar köprü sinterleyebilir. 28,1 aylık takipte köprü kırığı bildirilmemiştir, bu da sistemin uzun vadeli başarısını desteklemektedir (Tsumita et al., 2010).

EVEREST

Kavo tarafından geliştirilen Everest, 5 eksenli frezeleme yapabilen bir sistemdir. CCD kamera ile tarama yapılır, restorasyonlar kısa sürede tasarlanır. CEREC 3 ile karşılaştırıldığında, koping kenar açısına bağlı olarak porselen atmasının değiştiği gösterilmiştir (Giannetopoulos et al., 2010).

ZENO TEC SYSTEM

Wieland firmasının sunduğu sistem, zirkonya, titanyum ve Cr-Co alaşımlarla çalışır. Farklı ölçeklerde laboratuvarlara uygundur. Preslenmiş veneerlerin, porselen yığıma yöntemine göre daha yüksek mekanik performans gösterdiği ortaya konmuştur (Stawarczyk et al., 2011).

4. CAD-CAM sisteminde kullanılan materyaller

Feldspatik seramikler

Feldspatik seramikler, dijital diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleriyle kullanılan ilk seramik materyallerden biridir. Bu materyalle yapılan restorasyonlarda %90,4 oranında 10 yıllık klinik başarı elde edilmiştir (Otto & De Nisco, 2002). Cam matriks içinde yaklaşık %30 oranında, 3–4 µm boyutlarında feldspatik partiküller homojen dağılmıştır. Bu yapı, seramiğe yaklaşık 150 MPa kırılma direnci ve 45–63 GPa elastiklik modülü kazandırarak klinik dayanım ve işlevsellik sağlar. Estetik özelliklerine göre monokromatik, dikromatik ve polikromatik olmak üzere üç grupta sınıflandırılırlar. Monokromatik bloklar tek tonludur; dikromatik bloklarda opak dentin çekirdek ve translusent mine yapısı mevcuttur; polikromatik bloklar ise çok katmanlı yapıları sayesinde doğal diş dokusuna en yakın optik geçişi sağlar (Reich et al., 2005). Bu özellikler, hasta memnuniyetini artıran estetik uyum ve optik bütünlük sağlar. Klinikte inley, onley, laminate veneer, parsiyel ve tam kron gibi birçok restorasyonda kullanılırlar. Yüksek cam içeriği sayesinde hidroflorik asit ile pürüzlendirilebilirler; bu da oksit bazlı seramiklere kıyasla daha güçlü adeziv bağlanma sağlar. Aynı zamanda cilalanabilirlikleri yüksektir, bu da estetik ve pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesine olanak tanır. Bu nedenle, dijital iş akışına entegre edilen ve tek seansta uygulanan chairside restorasyonlar için oldukça uygundurlar (Sorensen & Munksgaard, 1995).

Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler

Lösit kristalleri, cam matriks içinde kontrollü kristalizasyonla elde edilir. Materyalin yapısında SiO₂, Al₂O₃ ve K₂O gibi bileşenler yer alırken, cam hacminin %30–40'ını 1–5 µm boyutundaki lösit kristalleri oluşturur. Bu kristaller, yarı geçirgenlik ve doğal dişe benzer aşındırma özelliklerinin yanı sıra, ~160 MPa düzeyinde bükülme direnci sağlayarak mekanik dayanımı artırır (Albakry et al., 2004). Lösitin dayanıklılığı artırmadaki etkisi; çatlak yönünü değiştirerek ilerlemeyi engellemesi ve soğuma sırasında kristallerin büzülmesiyle cam matriks içinde iç basınç oluşturarak mikroçatlakların durdurulması ile açıklanır. Bu mikro yapısal mekanizmalar sayesinde materyalin uzun vadeli performansı iyileştirilir. Bu seramik-

ler, translusans, renk, floresans, opalesans, aşınma ve abrazyon dirençleri bakımından doğal dişe benzer özellikler gösterir. Mekanik dayanıklılıkları, adeziv simantasyon ile güçlendirilmiş bağlanmaya dayanır ve bu nedenle anterior bölgedeki kron restorasyonlarında yaygın olarak kullanılırlar (Fasbinder, 2002).

Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Cam seramik restorasyonlarının dayanıklılığını artırmak amacıyla, %70 oranında lityum disilikat kristali içeren yeni nesil materyaller geliştirilmiştir. Bu materyallerde üst yapı florapatit kristallerinden oluşur. Yüksek kırılgenlik ve frezeleme direnci nedeniyle, CAD/CAM uygulamalarına uygun hale getirilmiş bu seramikler, üretim sırasında kısmi kristalizasyona tabi tutulur. Bu aşamada lityum metasilikat kristal fazı hâkimdir; ancak 850 °C’de tam kristalizasyon sonrası, mekanik ve optik özellikleri gelişmiş lityum disilikat fazına dönüşür. Bu bloklar, klinik ihtiyaca göre yüksek, orta ve düşük translusensili versiyonlarda üretilir. Yüksek translusensili bloklar inlay, onlay ve anterior estetik restorasyonlar için tercih edilirken; düşük translusensili bloklar, geniş renk skalası sayesinde tam anatomik kronlarda kullanılır. Renklenmiş dişlerde çok katmanlı bloklarla tabakalama veya estetik bölgelerde cut-back tekniği önerilir. Ortalama 0.8 mm kalınlığındaki altyapılar, 400 ± 40 MPa kırılma direnci sunar. Bu dayanım seviyesi, anterior bölgede üç üyeli sabit köprüler dâhil olmak üzere, yalnızca tek kronlarla sınırlı kalmadan geniş bir klinik endikasyonu karşılamaktadır (Guess et al., 2009; Ritzberger et al., 2010).

Oksit seramikler

Oksit seramikler, yüksek mekanik dayanım ve estetik performansı bir arada sunmaları nedeniyle CAD/CAM sistemlerinde sıkça tercih edilmektedir. Bu grup içerisinde yer alan In-Ceram sistemleri, lanthan oksit içeren cam infiltrasyonu ile güçlendirilmiş üç farklı alt yapı materyali içerir: In-Ceram Spinell, Alumina ve Zirconia. Spinell, magnezyum alüminat bazlı yapısıyla seriler arasında en yüksek translusensliğe sahip olup, anterior bölgede estetik gereksinimleri karşılamak için uygundur ancak bükülme direnci Alumina’ya göre %25 daha düşüktür. In-Ceram Alumina, sinterlenmiş poröz alümina yapısının cam infiltrasyonu ile elde edilmekte olup anterior ve posterior kronlar ile üç üyeli anterior köprülerde kullanılabilir. Daha yüksek yük taşıma kapasitesi gerektiren durumlar için geliştirilen In-Ceram Zirconia ise alümina matrisine seryum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya ilavesiyle oluşturulmakta, 1100 °C’de sinterlenip cam infiltrasyonu sonrası yapının %23’ü cam fazdan oluşmaktadır. Bu sayede

sistemin bükülme direnci artmakta ve posterior bölgelerde güvenle kullanılabilmektedir (Fradeani & Redemagni, 2002; Magne & Belser, 1997).

Sinterlenen oksit seramikler arasında yer alan alümina bloklar, %100 saf alüminyum oksit içerir ve yaklaşık 1520 °C’de sinterlenerek son sertliklerine ulaşır. Bu materyaller 500 MPa’nın üzerinde kırılma, ortalama 610 MPa bükülme direnci ve 380 GPa elastisite modülü sergiler. İlave cam infiltrasyonu gerektirmemeleri üretim sürecini sadeleştirir ve hızlandırır. Estetik açıdan başlangıçta monokromatik olmalarına rağmen, porselen kaplamalara uyum sağlamak amacıyla renklendirme solüsyonları ile kişiselleştirilebilirler (Guazzato et al., 2004). Zirkonyum dioksit ise yüksek dayanımı, kimyasal inertliği ve boyutsal stabilitesi nedeniyle günümüzde en yaygın kullanılan altyapı materyalidir. Sinterlenmemiş, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş olmak üzere üç tip blok formunda sunulmaktadır. Sinterlenmemiş bloklar kolay işlenebilir olsalar da restorasyon tamamlandıktan sonra sinterleme gerektirir. Yarı sinterlenmiş bloklar, üretim sırasında 1350–1550 °C arasında ön sinterlemeye tabi tutulur, bu da hem işlenebilirliği hem de yapısal stabiliteyi sağlar. Tam sinterlenmiş bloklar ise 1300 °C’de sinterlenerek %95 yoğunluğa ulaşır, bu sayede üstün mekanik özellikler sunar fakat frezeleme işlemi daha zorlu ve zaman alıcıdır. Bu nedenle genellikle yüksek yük taşıyan restorasyonlarda tercih edilirler (Beuer et al., 2008).

Nanoseramikler

Nanoseramik materyaller, nanometre boyutunda seramik partiküllerin UDMA (üretan dimetakrilat) esaslı reçine matrisi içerisinde homojen bir şekilde dağıtılmasıyla oluşturulan hibrit kompozit yapılar olarak tanımlanmaktadır. Bu yapılar, 20 nm çapındaki silika nanopartiküller (nanomerler) ile 4–11 nm çapındaki zirkonya nanopartiküllerinden oluşmaktadır. Blok üretimi sırasında yapıya dahil edilen silan ajanları, seramik partiküller ile reçine matrisi arasında kimyasal bağ oluşturarak materyalin bütünlüğünü ve dayanıklılığını artırmaktadır. Nanoseramik blokların yaklaşık %80’lik kısmı, polimer matrisi içerisine gömülmüş ve birbiriyle bağ kurmuş silika ve zirkonya nanopartiküllerinden oluşur. Bu kompozit yapı, 10–20 GPa aralığında elastik modül sergileyerek dentin dokusuna benzer mekanik özellikler göstermektedir. Bu yönüyle, cam seramiklere kıyasla fonksiyonel stresleri daha etkili bir şekilde sönümleme kapasitesine sahiptir. Malzemenin kırılma direnci yaklaşık 204 MPa düzeyinde olup, feldspatik seramikler, lüsit takviyeli cam seramikler ve kompozit esaslı bloklara göre daha yüksek bir performans sergilemektedir. Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklerle karşılaştırıldığında ise benzer düzeyde mekanik direnç bulunduğu görülmektedir. Nanoseramiklerin şok absorpsiyon kapasitesi, onları özellikle implant üstü sabit protezlerde avantajlı hâle getirmektedir.

Ayrıca, antagonist diş yüzeylerinde neden olduğu aşınmanın cam seramik materyallere kıyasla daha az olması, bu materyalleri aşındırıcı etkisi düşük restoratif seçenekler arasında ön plana çıkarmaktadır (Fradeani & Redemagni, 2002).

Hibrid seramikler

Bu yapıdaki blok materyaller, yüksek oranda seramik içeriğine (%86 ağırlıkça, %75 hacimce) sahip olup, bu seramik yapı içerisine tamamen entegre edilmiş bir polimer ağ ile desteklenmiştir. Polimer faz, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilat (PMMA) esaslıdır. Bu hibrit yapı sayesinde, seramik materyallerin mekanik dayanıklılığı ve estetik üstünlükleri ile polimer ağın çatlak önleyici ve enerji emici özellikleri bir araya getirilmiştir. Özellikle seramiklerde yaygın olarak gözlemlenen çatlak ilerlemesi problemi, polimer ağ yapısının varlığıyla önemli ölçüde minimize edilmiştir. Yüksek mekanik dayanım ve yük taşıma kapasitesi sayesinde, söz konusu materyaller posterior bölgede uygulanacak sabit protetik restorasyonlar, özellikle de kron restorasyonları için uygun bir alternatif olarak değerlendirilmektedir (Raigrodski, 2004).

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemlerinde klinik uygulamaya giren ilk seramik bloklardan biri olmuştur. Günümüzde bu materyallerin mekanik özellikleri iyileştirilmiş ve zirkonya ile infiltre edilmiş lityum disilikat esaslı cam seramik bloklar geliştirilmiştir. Bu gelişmiş seramik yapılar, kimyasal bileşim açısından %56–64 oranında SiO_2 , %15–21 Li_2O , %1–4 K_2O , %3–8 P_2O_5 , %1–4 Al_2O_3 ve %8–12 ZrO_2 içermektedir. Frezeleme işlemi sonrası bu materyallerin kırılma direnci yaklaşık 210 MPa iken, kristalleşme işlemi tamamlandıktan sonra bu değer 420 MPa'a kadar yükselmektedir. Bu artış, kristal fazın mikroyapı üzerindeki güçlendirici etkisini yansıtmaktadır (Gueth et al., 2013).

Kompozitler

Kompozit reçine esaslı bloklar, yapısal dayanıklılıkları, fiziksel özellikleri, estetik uyumları ve biyolojik toleransları sayesinde, geleneksel akrilik reçine bazlı bloklara göre daha başarılı sonuçlar sunmaktadır. Bu materyaller, uzun dönem geçici restorasyonlarda hem estetik hem de fonksiyonel beklentileri karşılayabilecek niteliktedir. Özellikle brüksizm gibi çiğneme kuvvetlerinin arttığı durumlarda, karşıt dişte aşınmayı minimize eden ve darbe etkilerini emebilen bu tür kompozit materyallerle, tek diş

yönelik kronlar ile inley ve onley tipi restoranlar üretilebilmektedir (Höland et al., 2000).

Polimerler

Uzun dönem geçici restorasyonlarda tercih edilen bu materyaller, özellikle klinik değerlendirme sürecinde estetik ve marjinal uyumun kontrol edilmesine olanak tanımaktadır. Bazı olgularda, ilk olarak rezin bazlı restorasyonlar üretilerek, estetik ve fonksiyonel uygunluk değerlendirildikten sonra, daha yüksek maliyetli seramik materyallere geçiş yapılmaktadır. Bu kapsamda, yalnızca tek renkli (monokromatik) değil, aynı zamanda doğal diş dokusunu daha iyi taklit edebilen çok tonlu (polikromatik) ve gelişmiş optik özelliklere sahip bloklar da kullanılmaktadır. Ayrıca, bazı üretici firmalar, formülasyonunda polimetilmetakrilat (PMMA) içermeyen alternatif materyalleri de piyasaya sunmuştur. Bununla birlikte, akrilik reçine esaslı blokların CAD/CAM sistemleri ile entegrasyonu sayesinde, artık artık monomer içermeyen altyapı modelajları ve cerrahi plaklar hassas bir şekilde üretilebilmektedir (Lauvahutanon et al., 2014).

Metaller

Diş hekimliği pratiğinde sıklıkla saf titanyum, titanyum esaslı alaşımlar ve kobalt-krom alaşımları tercih edilen biyouyumlu metal materyaller arasında yer almaktadır. CAD/CAM teknolojilerindeki ilerlemeler sayesinde, özellikle implantüstü restorasyonlarda bar yapımı sırasında ya da metal destekli seramik restorasyonların üretiminde, geleneksel döküm yöntemlerinin yol açabileceği büzülme, uyum problemleri ve stres birikimi gibi olumsuzlukların önüne geçilebilmesi amacıyla bu metallerden hazırlanmış endüstriyel bloklar kullanılmaktadır. Bu yöntem, restorasyonların pasif uyumunu artırmakta ve klinik başarı oranlarını olumlu yönde etkilemektedir (Mehl et al., 2013). Geleneksel olarak kullanılan metal bloklara ek olarak, son yıllarda geliştirilen sinterlenebilir metal bloklar da dijital diş hekimliği uygulamalarında yerini almaya başlamıştır. Bu yeni nesil bloklar ile restorasyon üretim süreci, zirkonya esaslı blokların işlenme protokolüne benzerlik göstermektedir. Kısmen sinterlenmiş formda sunulan bu metal bloklar, sinterleme sonrası meydana gelecek hacimsel küçülmeler dikkate alınarak yaklaşık %110 oranında daha büyük boyutlarda freze edilmektedir. Frezeleme işleminin ardından restorasyonlar, inert bir atmosfer sağlayan argon gazı ortamında sinterlenerek nihai mekanik dayanımına ve boyutsal stabilitesine ulaşmaktadır (Zimmermann et al., 2013).

5. 3 boyutlu yazıcılar

Toplumda meydana gelen teknolojik gelişmeler her alanda olduğu gibi diş hekimliğini de bir hayli etkilemektedir, diş hekimliğinde nitelikli iş gücü eksikliği ve gelişen toplumsal düzende vakit kısıtlamalarının varlığı, hastaların daha hızlı tedaviye ulaşma isteğini doğurur. Diş hekimliğinde dijital teknolojiler ve bilgisayar destekli uygulamalar giderek yaygınlaşmaktadır. Dijital teknolojiler hasta konforunu, üretim hassasiyetini artırırken; tedavi için gerekli zamanı, iş gücünü, ölçüm hatalarını ve maliyeti azaltmaktadır. Bu dijital dönüşümün önemli bileşenlerinden biri olan 3 boyutlu (3B) yazıcılar, geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla hız ve kişiselleştirme avantajları sunmakta; prototip hazırlama, cerrahi kılavuz üretimi, geçici ve kalıcı restorasyon yapımı gibi pek çok alanda diş hekimliği pratiğine değerli katkılar sağlamaktadır. Dijital çalışma ortamı ve konvansiyonel laboratuvar işçiliğinin kombine kullanımı, diş hekimliğinde protetik yaklaşımları cazip hale getirmektedir. Eklemeli üretimin tasarımı da 3B nesnelerin ekranda tasarlanması daha kompleks tasarımlara olanak sağlamaktadır (Horn & Harrysson, 2012; Öztürk & Tosun, 2025).

5.1 3 Boyutlu yazıcılarda üretim

3B yazıcılarda üretim 4 farklı aşama içeren karmaşık bir işlemdir. Bu aşamalar sırasıyla; veri toplama, veri işleme, üretim ve üretim sonrası prosedürlerdir. Veri toplama aşamasında manyetik rezonans görüntüleme (MRI), konik ışınlı bilgisayarlı görüntüleme (CBCT), bilgisayarlı tomografi (BT), intraoral (ağız içi) tarayıcılar veya ağız içinden konvansiyonel ölçü maddeleri ile alınan ölçülerden elde edilen modellerin taranması ile elde edilen ekstraoral (ağız dışı) ölçü metotları kullanılabilir. Veri işleme aşaması sanal ortamda yapılan işlemleri kapsar. Toplanan veriler 3B tasarıma olanak tanıyan Standart Triangular Language (STL) olarak isimlendirilen bir dosya formatına aktarılır. STL formatı dosyaları matematiksel düzende eşit üçgensel bölmelere bölerek tasarımın hacimsel ve yüzey bilgisini kaydeder, aynı eşit üçgensel bölmelerde sanal ortamda ekleme çıkartma tekrar şekillendirme yaparak tasarıma olanak sağlar. STL formatında eşit matematiksel üçgenlerin sayısının artırılması aynı alanda daha fazla üçgen içermesine olanak tanır, bu da yüzey detayını daha ayrıntılı hale getirir. Daha detaylı tasarımlar elde edilebilir (Çelik et al., 2013). Üretim aşamasında hazırlanan tasarım STL formatında üretim kısmına aktarılır. 3B yazıcılar tasarımı katman katman eklemeli şekilde üretir. Bu aşamada yazıcıların kullandığı birbirinden farklı metotlar vardır. Bunlar; Ultraviyole (UV) ışınla sertleşen materyallerin birbiri üzerine yığılması ve sertleştirilmesi ile üretilen Sterolitografi (SLA), UV ışık yerine görünür ışık ile sertleştirme yaparak eklemeli imalat yapan Dijital Işık İşleme, toz halindeki materyale lazer ışınlarının gönderilerek materyalin katılaştırılması esasına dayanan

Seçici Lazer Eritme (SLE) ve Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Metal tozunu eritip yoğun metal oluşturma esasına dayalı Elektronik Işını Eritme (EBM), Termoplastik malzemelerin eriyik halde yığılması ve soğutulması ile gerçekleştirilen Eriyik Yığılma Modelleme (Fused Depositing Modelling, FDM, EYM), Toz materyali birleştirmek için yapıştırıcı kullanılan Binder Jetting ve Malzeme püskürtme ile eklemeli üretimdir (Yavuz & Yılmaz, 2021). Üretim sonrası prosedürlerde ise üretici firmaların direktiflerine göre nesnenin polimerizasyonu işlenmesi gibi işlemlerle üretim tamamlanır (Atak Ay & Türker, 2024).

5.2 3 Boyutlu Yazıcıların Tarihçesi

18. Yüzyılında üretim kolu ve kontrolü insan kontrolü altındaydı. I. Sanayi Devrimi ile beden gücü çoğunlukla yerini buharlı makinalara bıraktı. 19. Yüzyılın başında II. Sanayi devrimi ile birlikte elektrik kullanımı başlamış ve yaygınlaşmıştır. 19. Yüzyılda ayrıyeten bant üretim sistemi kullanılmaya başlamış ve üretimde hızlanma gerçekleştirilmiştir (Özsoylu, 2017). 1948 yılında L. Sluten ve John L. Pearson sayısal kontrollü Numerical Control (NC) tezgahlarını icat etmişlerdir. Bugün çoğu ürünün üretiminde kullanılan Computer Numerical Control (CNC) makinelerinin ilk modellemesi NC tezgahlarıdır. CNC, bilgisayar ve üretim tezgâhı arasında numerik bir kodlama sağlayan teknolojidir. 1970'li yıllarda Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM) Duret ve Preston tarafından diş hekimliği pratiğine dahil edilmiştir (Raicu et al., 2008). Dr. Kodama 1980 yılında Eklemeli üretim tekniğini bulmuştur, ancak çeşitli nedenlerden dolayı patent alamamıştır. 1984 yılında Charles Hull 3 boyutlu nesnelerin üretimi için SLA tekniğinin patentini almıştır. Hull aynı yıl "3D Systems" şirketini kurmuş ve STL formatını geliştirmiştir. 1988 yılında ise 3D Systems, ilk defa ticari bir ürün olan SLA-250'yi tanıttılar (Kodama, 1981). 1989 yılında SLS ve FDM teknolojileri icat edilmiştir. FDM metodu ile üretim yapabilmek için üretilen cihazın patentini Scott Crump almıştır (Gross et al., 2014). 2007 yılında ilk defa kendi kendini tekrarlayan Replicating Rapid (REPRAP) isimli açık kaynak koduyla birlikte 3D yazıcıların gelişimi hızlanmıştır. REPRAP kendi bileşenlerini oluşturan, genel amaçlı üretime olanak sağlayan ilk 3D yazıcıdır. 2009'dan itibaren de ev tipi yazıcılar satışa çıkmıştır. Böylece 3D yazıcılar büyük oranda tüketici sektörüne girmeye başladı (Jones et al., 2011). 1991'de ilk defa Viyana'da STL tekniği ile maksiofasial cerrahi kliniğinde tanıtıldı ve böylece 3D printerların diş hekimliği pratiğine girmesi sağlanmıştır. 2009'da REPRAP açık kaynak kodlarının da teknolojinin gelişimine katkısıyla diş hekimliğinde kullanımı artmış, 3D yazıcılarla kullanılabilen malzeme-

lerin artması, üretimin kolaylığı, maliyet gibi avantajları ile günümüz diş hekimliği pratiğinde çok sık kullanılmaktadır (Schweiger et al., 2021).

5.3 3 Boyutlu yazıcıların dijital iş akışına etkisi

Dijital iş akışına entegrasyon sayesinde, klinik ortamda alınan dijital ölçüler veya konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) verileri, tasarım aşamasından sonra 3B yazıcılara. Bu sayede hem zamandan hem de maliyetten tasarruf sağlanmakta, üretim sürecindeki insan faktörüne bağlı hatalar en aza indirilmektedir. Ayrıca, hasta odaklı tasarım ve çoklu materyal kullanımı ile restorasyonların işlevsel ve estetik açıdan daha başarılı olması hedeflenmektedir. Dijital diş hekimliği, son yıllarda 3D yazıcıların entegrasyonu sayesinde önemli dönüşümler geçirmiştir. Bu teknolojinin dijital iş akışlarına entegrasyonu, diş hekimliği uygulamalarında doğruluk, hız ve hasta memnuniyeti açısından önemli avantajlar sağlamaktadır (Ak-baba & Akbulut).

5.4 3 Boyutlu Yazıcıların Dijital İş Akışına Entegrasyonu

3D yazıcılar, dijital diş hekimliği süreçlerinde intraoral tarayıcılar ve bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımlarıyla entegre çalışarak, tamamen dijital bir üretim süreci oluşturur. Bu entegrasyon, diş hekimliği iş akışlarını daha verimli hale getirir ve özellikle kurum içi üretim süreçlerinde zaman tasarrufu sağlar. 3D baskı teknolojisi, diş hekimliğinde protez dişler, implantlar, ortodontik apareyler ve cerrahi kılavuzlar gibi çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. Bu teknoloji, özelleştirilmiş ve hassas uyumlu ürünlerin hızlı üretimini mümkün kılarak, hasta memnuniyetini artırır ve tedavi sürelerini kısaltır. 3D baskı teknolojisinin diş hekimliği eğitimine entegrasyonu, gelecekteki diş hekimlerinin bu teknolojiyi etkin bir şekilde kullanmalarını sağlamak için önemlidir. Bu nedenle, diş hekimliği müfredatlarında 3D baskı ve dijital iş akışlarıyla ilgili eğitimlerin artırılması gerekmektedir (Tian et al., 2021).

5.5 Kontrendikasyonlar ve Kısıtlamalar

Her ne kadar 3 boyutlu (3B) yazıcı teknolojileri tıp alanında önemli bir potansiyel sunsa da bu teknolojinin yaygın kullanımını kısıtlayan bazı önemli sınırlamalar ve kontrendikasyonlar mevcuttur. Bu sınırlamalar teknik, etik, ekonomik ve yasal olmak üzere çok yönlüdür (Martelli et al., 2016). İlk olarak, görüntüleme verilerinin 3B modellemeye dönüştürülmesi süreci oldukça hassas ve karmaşıktır. BT ve MRG gibi radyolojik görüntülerden elde edilen verilerin dijital modellere dönüştürülmesi sırasında oluşabilecek küçük hatalar, nihai modelin

doğruluğunu ve klinik kullanılabilirliğini etkileyebilir. Özellikle yumuşak doku yapılarına ait modellerde çözünürlük sınırlamaları, modelin gerçek anatomiyi yansıtmasında sorunlara yol açabilir (Mitsouras et al., 2015). Bir diğer sınırlama, baskı malzemeleri ile ilgilidir. Tıbbi kullanım için uygun biyouyumlu malzemeler sınırlıdır ve bu tür malzemelerin maliyetleri oldukça yüksektir. Ayrıca bazı özel malzemeler yalnızca belirli yazıcılarla uyumludur, bu da cihaz bağımlılığını artırır ve kurumlar arası standartlaşmayı zorlaştırır (Rengier et al., 2010). Ek olarak, 3B yazıcıların üretim süresi bazı acil klinik durumlarda yetersiz kalabilir. Acil müdahale gerektiren vakalarda, bir modelin oluşturulup yazdırılması için gereken süre, klinik karar verme sürecini yavaşlatabilir. Bu durum, özellikle travma vakalarında ya da hızla değişen tümör boyutlarının söz konusu olduğu onkolojik vakalarda ciddi bir sınırlamadır (Ballard et al., 2020).

Son yıllarda 3 boyutlu yazıcılarla üretilen tıbbi modellerin kullanımı artış gösterse de bu teknolojinin etik ve yasal boyutları hâlâ tam olarak çözüme kavuşturulmamıştır. Özellikle hasta verilerinin dijital ortama aktarılması ve bu verilerle bireye özel ürünlerin üretilmesi süreçleri, mahremiyet ve veri güvenliği açısından önemli riskler taşımaktadır. Ayrıca, 3B baskı ile elde edilen tıbbi cihazların regülasyon süreçleri (örneğin CE belgelen-dirmesi, FDA onayı gibi) belirsizliğini korumakta; bu durum, yasal sorumlulukların paylaşımı konusunda boşluklara neden olmaktadır. Bu nedenle, etik ilkelerin ve veri koruma standartlarının bu teknolojilerle entegrasyonu acil bir ihtiyaç olarak değerlendirilmektedir (Ventola, 2014).

6. 3 Boyutlu Yazıcıların Kullanım Alanları

3B yazıcılar sadece diş hekimliğinde değil, hayatın birçok alanında kullanıma uygun yenilikçi ve gelişime olanaklı bir teknolojidir. Günümüzde 3B yazıcılar İlkokuldan Üniversiteye kadar eğitim alanında hayal gücü ve üretim yeteneğini kazandırmak için Eğitim alanında, ağır endüstriyel materyallerle basım yapabilme yeteneği kullanılarak uzay araçları ve havacılık enstitüsünde karmaşık parçalar üretiminde, Kuyumculuk ve kıymetli madencilik alanlarında eriyik yığıma teknolojisi kullanılarak, Savunma sanayinde üretimin önemli bir parçasını oluşturarak, İnşaat sektöründe hem masraftan hem de zamandan tasarruf sağlayarak hayatın birçok bölümünde masrafları azaltan iş gücünü azaltan ve verimliliği artıran bir gelişmedir (Özsoy & Duman, 2017).

6.1 3 Boyutlu Yazıcıların Genel Diş Hekimliğinde Kullanımı

3B yazıcı teknolojisi, diş hekimliği de dâhil olmak üzere birçok alanda pratik ve kişiselleştirilmiş çözümler sunarak önemli kolaylıklar sağlamak-

tadır (Özsoy & Duman, 2017). Eğitim alanında, özellikle anatomik modelleme sayesinde öğrencilerin kadavra veya çekilmiş diş teminine duyduğu ihtiyaç azalmaktadır. Tıp eğitiminde, kadavra erişiminin kısıtlı olduğu durumlarda 3B baskı ile üretilen anatomik modeller kullanışlı bir alternatif sunar. AbouHashem ve arkadaşlarının çalışmasında, kadvradan taranan kemiklerin 3B yazıcılarla basılarak anatomik eğitimde başarılı bir şekilde kullanıldığı gösterilmiştir (AbouHashem et al., 2015). Diş hekimliği eğitiminde ise çekilmiş diş temini hem lojistik hem etik açıdan sorun teşkil edebilirken, Cantin ve ark. tarafından geliştirilen 3B sanal diş modelleri, eğitim materyali olarak etkili bir alternatif sağlamaktadır (Cantin et al., 2015). Cerrahi uygulamalarda da 3B yazıcılar, özellikle mandibula gibi kompleks anatomik bölgelerde önceden üretilen modellerle cerrahi planlamayı kolaylaştırmakta, zaman tasarrufu sağlamakta ve operasyon süresini azaltmaktadır. Hanasono ve arkadaşları, mandibula rekonstrüksiyon plaklarının önceden modellenmiş yapı üzerinde hazırlanmasının, cerrahi süresini kayda değer ölçüde kısalttığını bildirmiştir (Hanasono & Skoracki, 2010). Aynı şekilde, cerrahi kılavuzların dijital verilerden üretilerek ameliyatlarda kullanılması, işlemlerin hem doğruluğunu hem de başarısını artırmaktadır. Liu ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 3B planlama ile üretilen kılavuzların rekonstrüktif cerrahinin başarısını artırdığı ve operasyon süresini azalttığı gösterilmiştir (Liu et al., 2014).

Dental implantolojide ise 3B yazıcılar, karmaşık yapıları implantların hassas üretimini olanaklı kılar. Bu teknoloji sayesinde hem titanyum hem de polimer esaslı, hastaya özel maksillofasiyal implantlar üretilebilmektedir. Ayrıca cerrahi implant kılavuzları, implant yerleşim hatalarını en aza indirerek hekimlerin daha güvenli ve öngörülebilir çalışmasını sağlar. Özellikle çoklu implant içeren vakalarda ameliyat süresinin kısalmasına da katkı sağlar (Giacomo et al., 2005). Ortodontide de 3B yazıcıların yeri giderek artmaktadır. Konvansiyonel modellerin yerini alan bu teknoloji, indirekt braket yerleştirme rehberleri ve ortognatik cerrahi için tasarlanan oklüzyon plakları ile hem hasta koltuk süresini azaltmakta hem de uygulama doğruluğunu artırmaktadır. Ciuffolo ve ark. tarafından yapılan çalışmada, bu tür rehberlerin klinik hataları azalttığı ve tedavi sürecini kolaylaştırdığı bildirilmiştir (Ciuffolo et al., 2006). Ayrıca ortodontide devrim yaratan Invisalign gibi şeffaf plak sistemleri, her gün ortalama 50.000 adet üretilerek ticari ve klinik başarı açısından 3B yazıcının etkileyici bir uygulama alanını temsil etmektedir (Robertson et al., 2020).

Radyolojide ise 3B yazıcı teknolojisi, BT ve MRG gibi yüksek çözünürlüklü görüntüleme yöntemlerinden elde edilen DICOM verilerinin işlenerek fiziksel modeller hâline getirilmesine olanak sağlar. Bu sayede kraniyofasiyal yapı, omurga deformiteleri veya tümöral kitleler gibi kompleks anatomik oluşumlar önceden planlanabilir ve eğitimde kullanılabilir

hâle gelir. Ayrıca bu teknoloji, kişiye özel ortopedik implantlar, dental modeller ve onkolojik cerrahiye özel kılavuzların daha hızlı ve ekonomik biçimde üretilmesine imkân tanır. Radyoloji ile 3B yazıcıların entegrasyonu, klinik doğruluğu artırmakta ve hem hekimler hem de hastalar için sağlık hizmetlerinde önemli bir kalite artışı sağlamaktadır (Martelli et al., 2016; Mitsouras et al., 2015).

6.2 Protetik Diş Hekimliğinde 3B Yazıcıların Kullanımı

Protetik diş tedavisi, ölçü alınarak protezlerin laboratuvar ortamında üretilmesi ve ardından hastaya uyarlanması içeren kapsamlı bir süreçtir. 3B yazıcı teknolojisi, bu üretim süreçlerini hem hızlandırmakta hem de kişiselleştirilmiş çözümler sunarak protetik uygulamalarda geniş bir kullanım alanı bulmaktadır (Kasparova et al., 2013). Özellikle modelleme ve kişisel kaşık üretiminde, konvansiyonel ölçülerin yarattığı hasta konforsuzluğu ve zaman kaybı gibi sorunları azaltmak amacıyla 3B yazıcılardan faydalanılmaktadır. Geçici restorasyonlar açısından değerlendirildiğinde, 3B yazıcılarla kısa sürede restorasyon üretimi yapılabilmesi önemli bir avantajdır (Li et al., 2018). Hareketli protez üretiminde çözünürlük sınırlamaları nedeniyle başlangıçta 3B yazıcıların kullanımı kısıtlı olsa da teknolojideki gelişmeler bu alandaki potansiyeli artırmıştır (Sun et al., 2009).

Metal altyapı üretiminde 3B yazıcılar, intraoral ve ekstraoral tarayıcılarla birlikte kullanılarak hem sabit hem hareketli protezlerde yaygınlaşmıştır. SLE (Selective Laser Erosion) gibi tekniklerle toz metal alaşımların sinterlenmesi yoluyla altyapılar elde edilmektedir (Yıldırım & Bayındır, 2013). Yapılan bir çalışmada SLE yöntemiyle üretilen metal altyapıların kenar uyumlarının döküm yöntemiyle üretilenlere kıyasla daha başarılı olduğunu ve zaman/hammadde açısından avantaj sağladığı belirtilmiştir (Çetinkaya, 2013). Seramik üretiminde de eklemeli üretim teknolojileri giderek yaygınlaşmaktadır. Başlangıçta toz yatağı füzyonu gibi yöntemlerle sınırlı olan üretim, günümüzde SLA gibi daha gelişmiş tekniklerle desteklenmektedir. Zirkonya ve alümina esaslı seramiklerin sinterleme gerekmezsizin üretilebildiği belirtilmiştir (Wilkes et al., 2013). Li ve ark., eklemeli üretimle elde edilen zirkonya restorasyonların özellikle marjinal uyum açısından daha üstün olduğunu ifade etmiştir (Li et al., 2020).

Maksillofasiyal protezlerde de eklemeli üretim konvansiyonel yöntemlere göre birçok avantaj sunmaktadır. Özellikle seans sayısının azalması ve estetik fonksiyonların daha kısa sürede kazandırılması açısından etkilidir (Yıldırım & Bayındır, 2013). Unkovskiy ve ark., silikon esaslı materyallerle estetik başarının sağlandığını belirtirken (Unkovskiy et al., 2018), Kim ve arkadaşları ise palatal defektlerde eklemeli üretimin klinik olarak tatmin edici sonuçlar sunduğunu ortaya koymuşlardır (Kim et al.,

2014). Nuseir ve ark. ise, trafik kazası sonrası nasal protez uygulamasında eklemeli üretim ile elde edilen protezin estetik ve uyum açısından başarılı olduğunu, ayrıca sürecin konvansiyonel yöntemle kıyasla çok daha kısa sürdüğünü bildirmiştir (Nuseir et al., 2019).

7. Eklemeli Üretim Yöntemleri

Charles Hull tarafından ilk defa kullanılan eklemeli üretim teknolojisi, materyallerin daha önceden sanal ortamda hazırlanan modellere farklı eklemeli yöntemleri ile katman katman üst üste eklenerek çıkartmalı üretimin tam aksi yönünde çalışan bir prensiptir. Charles Hull ilk defa Stereolitografi üretim modelini kullanmış, sonradan yataklı füzyon, eriyik yığıma modelleme, enjekt baskı gibi farklı yöntemler de bu sektöre kazandırılmıştır (Ngo et al., 2018).

Stereolitografi (SLA)

SLA (stereolitografi), Charles Hull tarafından UV ışıkla sertleşen reçinelerin katman katman birleştirilmesiyle tanımlanmıştır (Hull, 1984). Sistemde UV ışık kaynağı, reçine tankı ve hareketli bir platform bulunur. STL formatındaki modeller katmanlara ayrılır, her katman UV lazerle sertleştirilir ve işlem sonunda çıktı durulanıp UV fırında kürlenir (Van Noort, 2012). Geçici restorasyonlar, cerrahi plaklar ve modellerin üretiminde kullanılır. Yüksek çözünürlük ve karmaşık yapı avantajı sağlarken, yalnızca ışıkla sertleşen reçinelerle sınırlı olup maliyeti yüksektir (Wang et al., 2017). Oklüzal splintlerde 1 mm'ye varan boyutsal fark gözlenmiş, ancak 6 aylık kullanımda aşınma görülmemiştir (Salmi et al., 2013).

Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing, DLP)

Dijital ışık işleme metot olarak SLA ya çok benzer. Aralarındaki tek fark fotopolimerizan reçineyi sertleştirmek için DLP'nin Gözle görülür ışık, SLA'nın ise UV ışınlar kullanmasıdır. Diş hekimliğinde DLP; geçici kronların üretimi, kron ve köprü seramik restorasyonları, total plak ve cerrahi üretimde kullanılabilir. SLA'ya göre nispeten hızlıdır. Daha düşük maliyetlidir. Kullanılan malzemeler yine ışıkla sertleşen fotopolimerizan rezinler olmalıdır (Salmi et al., 2013; Van Noort, 2012).

Seçici Lazer Eritme (SLE, SLM) ve Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

Seçici Lazer Eritme ve Seçici Lazer Sinterleme metotlarında toz halindeki materyal yatağına lazer ışını gönderilir. Üretimin yapılacağı platform

SLA tekniğindeki gibi hareketlidir. Platformun üstünde bulunan materyal toz yatağının üstüne aynalar ile lazer ışını yansıtılması sonucu toz halindeki materyal ani ısı ile erir ve yoğunlaşarak bir bütün oluşturur, sonrasında üretim platformu bir katman boyu aşağı iner ve 2. katman oluşturulur. Böyle devam edilerek bütün katmanlar oluşturulur. SLS ve SLE'nin temel farkı SLE ile üretilen objede birden fazla materyal bulunabilir ancak SLS ile üretilen objelerde tek tip materyal vardır. SLS genelde polimer, reçine ve seramik üretiminde kullanılırken SLE ise metal parçaların üretiminde tercih edilir. Eğer SLM metal ürünlerde kullanılacaksa DMLS (Direct Metal Laser Sintering) tekniği kullanılabilir. Üretilen parçalar fırçalar ve güçlü vakumlarla tozlardan arındırılır. Tozlardan arındırılmasının zor olması dezavantajlarından biridir. Toz yatağı destek görevi görür, bu yüzden ekstra bir destek üretimine gerek duymaz. Kimyasal ve fiziksel olarak dayanıklı parçalar üretilir. Ancak Üretilen parçaların gözenekli olması, DMLS yöntemi kullanıldığında iç gerilimleri gidermek için ısı ile işlem gerektirmesi, yüksek maliyeti dezavantajlarından biridir (Van Noort, 2012). Bu yöntemlerle Dental implant, Kron ve köprü altyapısı, Hareketli bölümlü protez iskeletleri, Metal restorasyonlar, Seramik restorasyonlar üretilir (Kruth et al., 2005; Van Noort, 2012). Kim ve ark. CAD/CAM eksiltmeli üretim sonrası sinterleme, eksiltmeli üretim, geleneksel döküm ve SLE yöntemini kıyaslamışlar ve en iyi mekanik sonuçları SLE yönteminden elde ettiklerini açıklamışlardır (Kim et al., 2016). Takaichi ve ark. SLE yöntemi ile üretilen Co-Cr alaşımların daha homojen mikroyapıya sahip olduğunu belirtmişlerdir (Takaichi et al., 2013).

Elektron Işınli Eritme (Electron Beam Melting, EBM)

Elektron ışınli eritme tekniğinde de yine bir katman ve toz halinde hammadde bulunur. Bu yöntemde toz halindeki materyali eritmek için lazer yerine Bir tungsten filamentten koparılan elektronların manyetik bir alanla yönlendirilmesi ile eritilmek istenen bölgeye düşürülmesi ile oluşturulur. Yine SLS yöntemindeki gibi toz yatağında bir katman üretilir ve tamamlanınca bir sonraki katmana geçilir. Model tamamlandıktan sonra ürün soğutulur. Ürünün üzerinde kalan kısmen erimiş tozlar basınç altında uzaklaştırılır. Metal alaşımlarda, Kron-köprü altyapılarında ve implant üretiminde bu teknolojiye yararlanılabilir. Üretilen parçalar SLS/SLE yöntemine göre daha boşluksuz, yoğun ve daha pürüzsüzdür. Ancak bu teknolojinin kullanımı oldukça pahalıdır ve üretim sırasında az miktarda olsa da X-ışını salınım olur (Kruth et al., 2005; Van Noort, 2012).

Ramakrishnaiah ve ark. SEBM tekniği ile implantlar üstünde in-vitro çalışma yürütmüşler. Yapılan çalışmada implant stabilizasyonu, osteo-integrasyon için gerekli yüzey pürüzlülüğü ölçülmüş ve kabul edilebilir bulmuşlardır (Ramakrishnaiah, 2017). Ye ve ark. SEBM yöntemi ve kon-

vansiyonel yöntemlerle üretilen total protez iskeletlerinin uyumluluklarını değerlendirmiş ve SEBM tekniğinin henüz tam protez yapımında yeterli olmadığı sonucuna ulaşmışlardır (Ye et al., 2017).

Eriyik Yığıma Modelleme (Fused Depositing Modelling, FDM)

FDM önceki üretim tekniklerinden biraz daha farklıdır. Bu sistemde; üretim platformu, kullanılacak maddeyi sıvı olarak ekstrüze edebilen bir ekstrüzyon başlığı bulunur. Başlık bu maddeyi erime noktasına yakın bir sıcaklıkta tutar. Ekstrüzyonun başlığı üretime uygun bir şekilde hareket edebilen bir yapıdadır. Başlık işlem başlayınca üretilmek istenen objenin ilk tabaksını oluşturmaya başlar. Tabakaları oluşturmak için kullanılacak maddeyi ekstrüzyon başlığının ucunda eritir ve başlıktan çıkan küçük damlacıklar anında donarak sert maddeyi oluşturur. Katman katman üretilmek istenen obje tamamlanır (Çelik et al., 2013). Bu yöntemle Termoplastik polimerler, mumlar, bazı seramikler materyal olarak kullanılabilir. Diş hekimliğinde Döküm öncesi mum örneklemeler çıkartılmasında, Anatomik model, Kulak muflası, Kişisel kaşık ve Rekonstrüksiyon için cerrahi model eldesinde kullanılabilir (Barazanchi et al., 2017).

Yapıştırıcı ile Katmanlı İmalat (Binder Jetting)

Bu yöntemde toz materyaller birleştirilmek için yapıştırıcı püskürtülür. Yapıştırıcı ile toz materyal sert materyale dönüştürülür ve aşama aşama katmanlar oluşturulur. Destek yapıya ihtiyaç duyulmaz (George et al., 2017).

Mürekkep Baskı (İnjekt)

Bu yöntem mürekkep püskürtmeli 2 Boyutlu yazıcıların çalışma metodu ile aynı metotta çalışmaktadır. Teknik piezoelektrik başlıklı hareketli bir mekanizma içerir. Bu başlık sıvı fotopolimer parçalar püskürtür, püskürtülen damlacıklar mekanizmadan sağlanan UV ışıklarla anında sertleştirilir. Bu şekilde katmanlar sırası ile üretilir ve son model elde edilir (Yalçın & Ergene, 2017). Bu teknik mürekkep ve renk ajanları kullanabilir ve renk spektrumu boyunca bütün renklerde üretim yapabilmeyi sağlayan tek yazıcıdır. Materyal olarak rezin maddeler kullanılırsa tekniğe “Polyjet printing” denir (Grant, 2023). Bu teknikle alçı modeller, seramik altyapılar, geçici kron-köprüler, cerrahi plaklar, apareyler ve farklı renklerde epitez doku protez bölümleri üretilebilir. Bu tekniği diğerlerinden ayıran en önemli özellik farklı materyal kullanarak objeler üretebilir. Bu sayede farklı renklerde ve sertlikte bölümler içeren Epitez protezleri veya ağız koruyucuları üretmek mümkün olur (Liu et al., 2006).

SONUÇ

Dijital teknolojilerin diş hekimliğine entegrasyonu, özellikle CAD/CAM kazıma ve 3 boyutlu eklemeli üretim yöntemleriyle klinik uygulamalarda köklü bir dönüşüm yaratmıştır. Eksiltmeli üretime dayanan CAD/CAM sistemleri, yüksek hassasiyetli, dayanıklı ve estetik restorasyonların hızlı bir şekilde üretilmesini sağlarken; 3D yazıcılarla yapılan eklemeli üretim ise kişiselleştirilmiş geçici restorasyonlar, cerrahi rehberler ve modeller gibi alanlarda esneklik ve verimlilik sunmaktadır. Bu teknolojiler artık yalnızca yardımcı araçlar değil, tanı ve tedavi süreçlerinin temel bileşenleri hâline gelmiş; hasta konforunu artıran, zaman tasarrufu sağlayan ve tedavi öngörülebilirliğini geliştiren güncel klinik standartlar olarak benimsenmiştir. Yakın gelecekte yapay zekâ destekli tasarım ve üretim sistemlerinin de bu yapıya entegre edilmesiyle birlikte, bireyselleştirilmiş dijital tedavilerin daha da yaygınlaşması beklenmektedir.

REFERANSLAR

- AbouHashem, Y., Dayal, M., Savanah, S., & Štrkalj, G. (2015). The application of 3D printing in anatomy education. *Medical education online*, 20(1), 29847.
- Akbaba, A. İ., & Akbulut, E. 3 Boyutlu Yazıcılar ve Kullanım Alanları. *ETÜ Sentez iktisadi ve idari bilimler dergisi*(3), 19-46.
- Albakry, M., Guazzato, M., & Vincent Swain, M. (2004). Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 13(3), 141-149.
- Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., & Bergman, B. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(2), 187-193.
- Andersson, M., & Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59-64.
- Atak Ay, B., & Türker, Ş. B. (2024). Protetik Diş Hekimliğinde Üç Boyutlu Yazıcılar. *Journal of Ege University School of Dentistry/Ege Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi Dergisi*, 45(2).
- Attar, E., Alshali, S., Abuhaimed, T., & Attar, E. (2023). A comparative study of the marginal fit of endocrowns fabricated from three different computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials: an in vitro study. *Cureus*, 15(6).
- Ballard, D. H., Wake, N., Witowski, J., Rybicki, F. J., & Sheikh, A. (2020). Radiological Society of North America (RSNA) 3D Printing Special Interest Group (SIG) clinical situations for which 3D printing is considered an appropriate representation or extension of data contained in a medical imaging examination: abdominal, hepatobiliary, and gastrointestinal conditions. *3D printing in medicine*, 6, 1-7.
- 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.
- 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.
- BÜYÜKPOLAT, M., & AYDIN, N. (2024). CAD/CAM Sistemleri. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*, 10(2), 37-43.
- Cantín, M., Muñoz, M., & Olate, S. (2015). Generation of 3D tooth models based on three-dimensional scanning to study the morphology of permanent teeth. *Int J Morphol*, 33(2), 782-787.
- Ciuffolo, F., Epifania, E., Duranti, G., De Luca, V., Raviglia, D., Rezza, S., & Festa, F. (2006). Rapid prototyping: a new method of preparing trays for

- indirect bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(1), 75-77.
- Çelik, G. (2013). Computer aided dentistry and current CAD. *CAM systems, Cumhuriyet Dent J*, 16, 74-82.
- Çelik, G., Sarı, T., & Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74-82.
- Çetinkaya, E. (2013). *Laser Cusing®*, hızlı Prototipleme Ve Konvansiyonel Döküm Teknikleri Ile Oluşturulan Metal Alt Yapıların Marjinal Uyumlarının in Vitro İncelenmesi Marmara Üniversitesi (Turkey)].
- Duret, F., & Preston, J. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*, 1(2), 150-154.
- Fasbinder, D. J. (2002). Restorative material options for CAD/CAM restorations. *Compendium*, 23(10), 911-922.
- Fradeani, M., & Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION*-, 33(7), 503-510.
- George, E., Liacouras, P., Rybicki, F. J., & Mitsouras, D. (2017). Measuring and establishing the accuracy and reproducibility of 3D printed medical models. *Radiographics*, 37(5), 1424-1450.
- Giacomo, G. A. D., Cury, P. R., de Araujo, N. S., Sendyk, W. R., & Sendyk, C. L. (2005). Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *Journal of Periodontology*, 76(4), 503-507.
- Giannetopoulos, S., Van Noort, R., & Tsitrou, E. (2010). Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *Journal of dentistry*, 38(12), 980-986.
- Grant, G. T. (2023). Direct digital manufacturing. *Clinical Applications of Digital Dental Technology*, 46-59.
- Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., & Spence, D. M. (2014). Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. In: ACS Publications.
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials*, 20(5), 441-448.
- Guess, P. C., Strub, J. R., Steinhart, N., Wolkewitz, M., & Stappert, C. F. (2009). All-ceramic partial coverage restorations—midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *Journal of dentistry*, 37(8), 627-637.
- Gueth, J.-F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., & Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865-871.

- Hanasono, M., & Skoracki, R. (2010). 117B: Improving the speed and accuracy of mandibular reconstruction using preoperative virtual planning and rapid prototype modeling. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 125(6), 80.
- Helvey, G. A. (2008). Zirconia and computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) dentistry. *Inside dentistry*, 4(4), 72-79.
- Horn, T. J., & Harrysson, O. L. (2012). Overview of current additive manufacturing technologies and selected applications. *Science progress*, 95(3), 255-282.
- Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., & Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 297-303.
- Hull, C. W. (1984). Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. *United States Patent, Appl., No. 638905, Filed*.
- Jones, R., Haufe, P., Sells, E., Iravani, P., Olliver, V., Palmer, C., & Bowyer, A. (2011). RepRap—the replicating rapid prototyper. *Robotica*, 29(1), 177-191.
- Karaalioglu, A. G. D. O. F., & Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(1), 25-32.
- Kasparova, M., Grafova, L., Dvorak, P., Dostalova, T., Prochazka, A., Eliasova, H., Prusa, J., & Kakawand, S. (2013). Possibility of reconstruction of dental plaster cast from 3D digital study models. *Biomedical engineering online*, 12, 1-11.
- Kim, H. R., Jang, S.-H., Kim, Y. K., Son, J. S., Min, B. K., Kim, K.-H., & Kwon, T.-Y. (2016). Microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques. *Materials*, 9(7), 596.
- Kim, M.-S., Lee, J.-Y., & Shin, S.-W. (2014). Fabricating an obturator using rapid prototyping to design the framework: a case report. *International Journal of Prosthodontics*, 27(5).
- Kodama, H. (1981). Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer. *Review of scientific instruments*, 52(11), 1770-1773.
- Kruth, J.-P., Van Den Broucke, B., Van Vaerenbergh, J., Van Vaerenbergh, J., & Naert, I. (2005). Digital manufacturing of biocompatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/SLM. VRAP 2005,
- Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., Finger, W. J., & Arksornnukit, M. (2014). Mechanical properties of

- composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705-710.
- Li, R., Chen, H., Wang, Y., Zhou, Y., Shen, Z., & Sun, Y. (2020). Three-dimensional trueness and margin quality of monolithic zirconia restorations fabricated by additive 3D gel deposition. *Journal of prosthodontic research*, 64(4), 478-484.
- Li, X., Xie, B., Jin, J., Chai, Y., & Chen, Y. (2018). 3D printing temporary crown and bridge by temperature controlled mask image projection stereolithography. *Procedia Manufacturing*, 26, 1023-1033.
- 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.
- Liu, Y.-f., Xu, L.-w., Zhu, H.-y., & Liu, S. S.-Y. (2014). Technical procedures for template-guided surgery for mandibular reconstruction based on digital design and manufacturing. *Biomedical engineering online*, 13, 1-15.
- Magne, P., & Belser, U. (1997). Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5).
- 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.
- Martelli, N., Serrano, C., van den Brink, H., Pineau, J., Prognon, P., Borget, I., & El Batti, S. (2016). Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review. *Surgery*, 159(6), 1485-1500.
- Mehl, C., Harder, S., Byrne, A., & Kern, M. (2013). Prosthodontics in digital times: a case report. *Quintessence Int*, 44(1), 29-36.
- Mitsouras, D., Liacouras, P., Imanzadeh, A., Giannopoulos, A. A., Cai, T., Kumamaru, K. K., George, E., Wake, N., Caterson, E. J., & Pomahac, B. (2015). Medical 3D printing for the radiologist. *Radiographics*, 35(7), 1965-1988.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196.
- Nuseir, A., Hatamleh, M. M. d., Alnazzawi, A., Al-Rabab'ah, M., Kamel, B., & Jaradat, E. (2019). Direct 3D printing of flexible nasal prosthesis: optimized digital workflow from scan to fit. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), 10-14.
- Otto, T., & De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2).

- Özsoy, K., & Duman, B. (2017). Eklemeli İmalat (3 Boyutlu Baskı) Teknolojilerinin Eğitimde Kullanılabilirliği. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*, 1(1), 36-48.
- Özsoylu, A. F. (2017). Endüstri 4.0. Çukurova Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi Dergisi, 21(1), 41-64.
- Öztürk, Z., & Tosun, B. (2025). Comparison of 3D printed and conventional denture base materials in terms of durability and performance characteristics. *Scientific Reports*, 15(1), 1-8.
- POLATOĞLU, S., & BAHADIR, H. S. (2023). Digital dentistry. *Current Research in Health Sciences*.
- Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics*, 48(2), 531-544.
- Ramakrishnaiah, R. (2017). AA Al kheraif, A. Mohammad, DD Divakar, SB Kotaha, SL Celur, MI Hashem, PK Vallittu, IU Rehman, Preliminary fabrication and characterization of electron beam melted Ti-6Al-4V customized dental implant, Saudi J. Biol. Sci,
- Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., & Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *European journal of oral sciences*, 113(2), 174-179.
- Rengier, F., Mehndiratta, A., Von Tengg-Kobligh, H., Zechmann, C. M., Unterhinninghofen, R., Kauczor, H.-U., & Giesel, F. L. (2010). 3D printing based on imaging data: review of medical applications. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 5, 335-341.
- Ritzberger, C., Apel, E., Höland, W., Peschke, A., & Rheinberger, V. M. (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*, 3(6), 3700-3713.
- Robertson, L., Kaur, H., Fagundes, N. C. F., Romanyk, D., Major, P., & Flores Mir, C. (2020). Effectiveness of clear aligner therapy for orthodontic treatment: A systematic review. *Orthodontics & craniofacial research*, 23(2), 133-142.
- Ruppin, J., Popovic, A., Strauss, M., Spüntrup, E., Steiner, A., & Stoll, C. (2008). Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clinical oral implants research*, 19(7), 709-716.
- 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.
- Schwärzler, A., Lettner, S., Nemec, M., Rank, C., Schedle, A., & Jonke, E. (2023). CAD/CAM indirect bonding trays using hard versus soft resin material: a single-blinded in vitro study. *Dental materials*, 39(9), 831-838.

- Schweiger, J., Edelhoff, D., & Güth, J.-F. (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of clinical medicine*, 10(9), 2010.
- Sorensen, J. A., & Munksgaard, E. C. (1995). Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements. *European journal of oral sciences*, 103(3), 186-189.
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Roos, M., Trottmann, A., Sailer, I., & Hämmerle, C. H. (2011). Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. *Dental materials*, 27(10), 1045-1053.
- Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171-181.
- Sun, Y., Lü, P., & Wang, Y. (2009). Study on CAD&RP for removable complete denture. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 93(3), 266-272.
- Takaichi, A., Nakamoto, T., Joko, N., Nomura, N., Tsutsumi, Y., Migita, S., Doi, H., Kurosu, S., Chiba, A., & Wakabayashi, N. (2013). Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 21, 67-76.
- Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X., Shi, H., Lee, E.-S., & Jiang, H. B. (2021). A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*, 2021(1), 9950131.
- Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., & Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *International journal of computerized dentistry*, 7(1), 25-45.
- Tsumita, M., Kokubo, Y., Ohkubo, C., Sakurai, S., & Fukushima, S. (2010). Clinical evaluation of posterior all-ceramic FPDs (Circon): a prospective clinical pilot study. *Journal of prosthodontic research*, 54(2), 102-105.
- Unkovskiy, A., Spintzyk, S., Brom, J., Huettig, F., & Keutel, C. (2018). Direct 3D printing of silicone facial prostheses: A preliminary experience in digital workflow. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 303-308.
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28(1), 3-12.
- Ventola, C. L. (2014). Medical applications for 3D printing: current and projected uses. *Pharmacy and Therapeutics*, 39(10), 704.
- Wang, X., Jiang, M., Zhou, Z., Gou, J., & Hui, D. (2017). 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering*, 110, 442-458.
- Wilkes, J., Hagedorn, Y. C., Meiners, W., & Wissenbach, K. (2013). Additive manufacturing of ZrO2-Al2O3 ceramic components by selective laser melting. *rapid prototyping journal*, 19(1), 51-57.

- Yalçın, B., & Ergene, B. (2017). Endüstride yeni eğilim olan 3-D eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, 9(3), 65-88.
- Yavuz, E., & Yılmaz, S. (2021). Diş Hekimliğinde Yeni ve Hızla İlerleyen Üretim Teknolojisi: 3 Boyutlu Yazıcılar. *Akdeniz Tıp Dergisi*, 7(2), 197-205.
- Ye, Y., Xiong, Y., Zhu, J., & Sun, J. (2017). Comparison of adaptation and microstructure of titanium upper complete denture base fabricated by selecting laser melting and electron beam melting. *Zhonghua kou Qiang yi xue za zhi= Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi= Chinese Journal of Stomatology*, 52(6), 346-350.
- Yıldırım, A. G. D. M. P., & Bayındır, F. (2013). Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 430-435.
- Yucel, M. T., Aykent, F., & Avunduk, M. C. (2013). In vitro evaluation of the marginal fit of different all-ceramic crowns. *Journal of dental sciences*, 8(3), 225-230.
- Zimmermann, M., Mehl, A., & Reich, S. (2013). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *International journal of computerized dentistry*, 16(2), 173-181.