

ARALIK 2025

PROTETİK

ALANINDA ULUSLARARASI
DERLEME, ARAŞTIRMA VE
ÇALIŞMALAR

EDİTOR:

DOÇ. DR. İDRİS KAVUT

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

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

Birinci Basım / First Edition • © Aralık 2025

ISBN •978-625-8559-31-6

© copyright

Bu kitabın yayın hakkı Serüven Yayınevi'ne aittir.

Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin almadan hiçbir yolla çoğaltılamaz.

The right to publish this book belongs to Serüven Publishing. Citation can not be shown without the source, reproduced in any way without permission.

Serüven Yayınevi / Serüven Publishing

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

Ümit Apt No: 22/A Çankaya/ANKARA

Telefon / Phone: 05437675765

web: www.seruyenyayinevi.com

e-mail: seruyenyayinevi@gmail.com

Baskı & Cilt / Printing & Volume

Sertifika / Certificate No: 42488

PROTETİK ALANINDA ULUSLARARASI DERLEME, ARAŞTIRMA VE ÇALIŞMALAR

EDİTÖR

DOÇ. DR. İDRİS KAVUT

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1

SABİT PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE KONVANSİYONEL
ÖLÇÜLER ve AĞIZ İÇİ TARAYICILAR..... 1

Mahmut Sertaç ÖZDOĞAN

BÖLÜM 2

İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMİ
VE DENTAL CAD/CAM SİSTEMLERİ 19

Sıla SUCUKA

BÖLÜM 3

GELENEKSELDEN DİJİTALE: ÖLÇÜ YÖNTEMLERİNDE
YENİLİKLER..... 43

Mihriban UÇAR KARTAL

Sabire İŞLER

BÖLÜM 4

İNTRAORAL DİJİTAL İMLANT ÖLÇÜLERİNDE BAŞARI
KRİTERLERİ: KLİNİK VE DİJİTAL BELİRLEYİCİLER..... 69

Bülent Kadir TARTUK

BÖLÜM 5

GEÇİCİ RESTORASYONLARIN SABİT PROTEZ TEDAVİSİNDEKİ
KLİNİK ÖNEMİ..... 93

Tuğçe KOÇ

BÖLÜM 6

TEMPOROMANDİBULAR EKLEM RAHATSIZLIKLARI
VE TEDAVİLERİ.....113

Ozan Can ELMAS

Işıl SARIKAYA

BÖLÜM 7

SİMAN TUTUCULU İMPLANT DESTEKLİ SABİT
PROTEZLER131

Sibel ÇELİK TOFAN

Çağlar BİLMENOĞLU

BÖLÜM 8

DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYUM UYGULAMLARI131

Şirin ZEYREK

İdris KAVUT



SABİT PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE KONVANSİYONEL ÖLÇÜLER ve AĞIZ İÇİ TARAYICILAR

“ ”

Mahmut Sertaç ÖZDOĞAN¹

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

Giriş

Sabit protetik diş tedavisinde başarılı bir restorasyonun temel koşulu, diş hazırlığının ve intraoral yapıların hatasız kopyalanmasıdır. Ölçü alma işlemi, ağız içi dokuların üç boyutlu formunu mümkün olduğunca distorsiyonsuz olarak kaydetmeyi, ardından bu kaydı bir model üzerinde tekrar üretmeyi amaçlar. Uzun yıllar boyunca bu amaçla elastomerik ölçü materyalleri kullanılmış, son on beş yılda ise ağız içi tarayıcılar ve dijital ölçüler sabit protetik tedavinin merkezine yerleşmeye başlamıştır. İntraoral tarayıcıların doğruluğu, konvansiyonel ölçü yöntemlerine kıyasla özellikle tek kron ve kısa köprüler için çoğu çalışmada eşdeğer ya da üstün bulunurken, tam ark restorasyonlar için tartışmalar devam etmektedir (Salgueiro vd., 2021; Ahlholm vd., 2018; Ender & Mehl, 2013; Kong vd., 2022; Kaitatzidou vd., 2024; Joensahakij vd., 2024).

Bu bölümde önce sabit protetik tedavide ölçü kavramı, ölçünün ne olduğu ve ne zaman alındığı, kullanılan konvansiyonel ölçü materyalleri ele alınacak, ardından ağız içi tarayıcıların çalışma prensibi, klinik kullanımı ve literatürde konvansiyonel yöntemlerle doğruluk karşılaştırmaları ayrıntılı biçimde tartışılacaktır.

Sabit Protetik Diş Tedavisinde Ölçü Kavramı

Ölçü nedir?

Dental ölçü, ağız içi sert ve yumuşak dokuların, genellikle elastomerik veya hidrofilik bir materyal ile negatif kopyasının alınması ve bu negatif kaydın uygun bir döküm materyali ile pozitif modele dönüştürülmesi işlemidir. Sabit protezde ölçü, özellikle şunların doğru yansıtılmasını hedefler:

- Preparasyon kenarlarının ve marjinal bölgelerin netliği
- Dişler arası ve karşıt çene ilişkilerinin doğru kaydı
- Dişeti konturları ve destek dokuların şekli

Konvansiyonel ölçü ile elde edilen çalışma modeli, laboratuvar da restorasyonun tasarımı ve üretimi için temel referanstır. Dijital ölçüde ise bu negatif-pozitif dönüşüm fiziksel olmaktan çok yazılımsal olarak, nokta bulutları ve mesh yüzeyler üzerinden gerçekleştirilir (Mangano vd., 2017).

Ölçü çeşitleri

Sabit protetik tedavide farklı amaçlarla çeşitli ölçü türleri kullanılır:

1. Tanısal ölçü

Tedavi planlaması öncesi, mevcut oklüzyonun ve ark formunun kayıt altına alınması için alınır.

Çoğunlukla alginat veya hızlı sertleşen PVS ön ölçü materyalleri kullanılır.

2. Çalışma ölçüsü

Preparasyon sonrası, definitif restorasyonun üretileceği ölçüdür.

Elastomerik materyaller (PVS, polieter, hibrit vinil polieter siloksan) tercih edilir (Chee & Donovan, 1992; Singer vd., 2022; Re vd., 2015).

3. Karşıt çene ölçüsü

Antagonist arkın formunu belirlemek için alınır, genellikle daha ekonomik ve hızlı materyaller kullanılır.

4. Isırma kaydı ve oklüzal kayıtlar

Santral ilişki, maksimal interküspisyon ve vertikal boyut ilişkilerini kaydetmek için vosk, bite registration materyalleri veya dijital oklüzal kayıtlar kullanılabilir (Chochlidakis vd., 2016; Maundu vd., 2024).

Ölçü ne zaman alınır?

Sabit protetik tedavide ölçü alma zamanlaması, tedavi aşamalarına göre değişir:

- Başlangıç ve planlama aşaması

Tanısal modeller için ilk muayenede veya erken dönemde ölçü alınır.

Wax-up, mock-up ve dijital planlama için referans sağlar.

- Preparasyon sonrası çalışma ölçüsü

Diş hazırlığı ve gerektiğinde subgingival marjinlerin retraksiyonu sonrası alınır.

Konvansiyonel teknikte ip veya retraksiyon patı ile sulkus açılır, kanama kontrolü sağlanır, ardından elastomerik ölçü alınır (Chee & Donovan, 1992; Re vd., 2015).

Dijital teknikte ise dişeti yönetimi benzer biçimde yapıldıktan sonra tarama gerçekleştirilir (Mangano vd., 2017; Hwang vd., 2018).

1. Geçici restorasyonların kontrolü ve revizyonu

Bazı durumlarda geçici restorasyon üzerinden veya geçici çıkarıldıktan sonra yeni ölçü alınarak marjinal uyum iyileştirilebilir.

2. Uzun süreli geçici ve kompleks vakalar

Doğrudan ağızdan ya da geçici restorasyonlar üzerinden tekrar ölçü alınması gerekebilir.

Özellikle implant destekli tam ark rehabilitasyonlarda, prova sonrası yeni ölçüler ile uyum iyileştirilebilir (Kong vd., 2022).

Sabit Protetik Tedavide Kullanılan Konvansiyonel Ölçü Materyalleri

Elastomerik ölçü materyallerine genel bakış

Elastomerik ölçü materyalleri 1950'lerden itibaren sabit protetikte yaygınlaşmış, bugün halen altın standart kabul edilen konvansiyonel ölçü materyallerini oluşturmaktadır (Singer vd., 2022). Başlıca gruplar:

- Polisülfid
- Kondensasyon silikon
- Polivinil siloksan (PVS, addition silikon)
- Polieter
- Vinil polieter siloksan hibritler (VPES)

Bu materyallerin performansı için gereklilikler, ADA Spesifikasyon No. 19 ve ISO 4823 standardı ile tanımlanmıştır (American Dental Association Council, 1977; International Organization for Standardization, 2021, 2025). Bu standartlar, ölçü materyallerinin viskozite sınıflarını, boyutsal değişim toleranslarını, elastik geri dönüş, yırtılma direnci ve ıslanabilirlik gibi parametreleri tanımlar.

Polisülfid ölçü materyalleri

Polisülfidler tarihte ilk kullanılan elastomerik materyallerden olup, iyi yırtılma direncine ve esnekliğe sahip olmalarına karşın:

- Uzun polimerizasyon süresi
- Kötü koku ve tat
- Nem ve sıcaklığa duyarlılık

gibi dezavantajları nedeniyle günümüzde büyük ölçüde yerlerini PVS ve polieter sistemlerine bırakmıştır (Singer vd., 2022).

Kondensasyon silikonları

Kondensasyon silikonları, kullanımı kolay ve nispeten ekonomik olmakla birlikte, alkol açığa çıkaran kondensasyon reaksiyonları nedeniyle belirgin boyutsal değişim gösterir ve dökümün kısa sürede yapılmasını gerektirir. Bu nedenle sabit protezlerde uzun mesafeli köprüler için sınırlı önerilir, daha çok ön ölçü ve geçici uygulamalarda kullanılmaktadır (Chee & Donovan, 1992; Re vd., 2015).

Polivinil siloksanlar (PVS)

PVS materyaller, günümüzde sabit protetik tedavide en yaygın kullanılan elastomerik sistemdir. Chee ve Donovan, PVS materyallerin düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek elastik geri dönüş, iyi boyutsal stabilite ve çeşitli viskozite seçenekleri ile sabit protez için ideal özelliklere sahip olduklarını bildirmiştir (Chee & Donovan, 1992).

Başlıca özellikler:

- Boyutsal değişimin çok düşük olması
- Tek veya çift karışım tekniklerine uygunluk
- Hidrofilik modifikasyonlar ile ıslanabilirliğin artırılması
- Otomatik karıştırma kartuş sistemleri ile homojen karışım

Buna karşın PVS materyaller, lateks eldivenlerle temas ettiğinde polimerizasyon inhibisyonuna uğrayabilir ve bazı hızlı set formülasyonların çalışma süresi kısa olabilir.

Polieterler

Polieter materyaller yüksek hidrofilite ve iyi detay aktarımı ile özellikle subgingival marjinlerin derin olduğu durumlarda tercih edilmektedir. Ancak rijit yapı nedeniyle:

- Undercut bölgelerde çıkarma zorluğu
- Kaşık ve alçı ile güçlü bağlanma
- Hastada mukozal hassasiyet hissi

gibi dezavantajlar söz konusudur (Re vd., 2015). Singer ve arkadaşları, yeni nesil hızlı set polieterlerin boyutsal stabilitesinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu, ancak elastik geri dönüş ve yırtılma dayanımının formülasyona göre değiştiğini göstermiştir (Singer vd., 2023).

Vinil polieter siloksan hibritler (VPES)

VPES materyaller, PVS ve polieterlerin avantajlarını birleştirmeyi amaçlayan hibrit sistemlerdir. Yüksek hidrofilite, iyi elastikiyet ve düşük büzülme hedeflenir. Saini ve arkadaşları, bu hibrit materyallerin gelişmiş elastomerik özellikler sunduğunu ve modern sabit protetik ihtiyaçlarına yanıt verebileceğini bildirmiştir (Saini vd., 2024).

Rajendran ve arkadaşları, çoklu implantlarda VPES ve PVS ölçülerin boyutsal doğruluğunu karşılaştırmış, her iki materyalin de klinik olarak kabul edilebilir doğrulukta olduğunu ancak bazı mesafelerde VPES'in daha düşük distorsiyon gösterdiğini rapor etmiştir (Rajendran vd., 2021).

Standartlar ve kalite kriterleri

ISO 4823 ve ADA Spesifikasyon No. 19, elastomerik ölçü materyallerinin minimum performans kriterlerini belirler:

- Boyutsal değişim sınırları
- Elastik deformasyon sonrası geri kazanım
- Yırtılma dayanımı
- Viskozite sınıfları

En güncel versiyon olan ISO 4823:2025, ölçü ve bite registration materyalleri için test yöntemlerini güncelleyerek dijital iş akışları ile uyumlu değerlendirmelere de zemin hazırlamıştır (International Organization for Standardization, 2021, 2025).

Dijital Ölçü Kavramı ve Ağız İçi Tarayıcılar

Ağız içi tarayıcıların gelişimi ve çalışma prensibi

Ağız içi tarayıcılar, dişler ve çevre dokuların optik yöntemlerle üç boyutlu olarak kaydedilmesine olanak tanıyan cihazlardır. İlk dental CAD/CAM konsepti 1970'lerde tanımlanmış, 1980'lerde CEREC sisteminin piyasaya çıkması ile klinik uygulamalar başlamıştır (Hwang vd., 2018).

Günümüzde kullanılan intraoral tarayıcılar, yapılandırılmış ışık veya lazer temelli sistemler ile:

- Diş yüzeyinden yansıyan ışığı sensörlerle toplar
- Yüzey noktalarını üç boyutlu koordinatlara dönüştürür
- Bu noktalardan bir mesh oluşturur

Ortaya çıkan STL, PLY veya benzeri formatta dosya CAD yazılımına aktarılır (Mangano vd., 2017; Eggmann vd., 2024).

Farklı tarayıcı sistemleri

Literatürde sıklıkla değerlendirilen sistemler arasında TRIOS (3Shape), Primescan ve Omnicam (Dentsply Sirona), iTero (Align), CS 3600 (Carestream), Medit i500 gibi cihazlar yer almaktadır (Salgueiro vd., 2021; Winkler vd., 2020; Mangano vd., 2019).

Bu sistemler arasında:

- Optik prensip
- Tarama stratejisi
- Yazılım algoritmaları
- Başlık boyutu ve ağırlığı

gibi farklılıklar bulunur. Fratila ve arkadaşlarının da benzer şekilde vurguladığı üzere, tarama başlığının büyüklüğü trueness ve precision üzerinde etkilidir, daha geniş görüntü alanına sahip başlıkların daha az tarama birleştirilmesi gerektirdiği için doğruluğu artırabileceği bildirilmiştir (Eggmann vd., 2024).

Sabit protetik tedavide dijital iş akışı

Sabit protetikte tam dijital iş akışı şu basamaklardan oluşur (Bernauer vd., 2023; Abdulkarim vd., 2024):

1. Tanısal dijital taramalar ve planlama
2. Diş preparasyonu
3. Retraksiyon ve kanama kontrolü
4. Ağız içi tarama
5. Dijital modelin CAD yazılımında değerlendirilmesi
6. Restorasyon tasarımı (CAD)
7. Blok ya da diskten kazıma veya üretim (CAM)
8. Prova, gerekli düzeltmeler ve simantasyon

Bernauer ve arkadaşları ile Abdulkarim ve arkadaşları, sabit protetikte tam dijital iş akışının doğruluk, zaman etkinliği ve hasta memnuniyeti açısından yüksek potansiyele sahip olduğunu, ancak öğrenme eğrisi ve başlangıç maliyetlerinin önemli faktörler olduğunu vurgulamaktadır (Bernauer vd., 2023; Abdulkarim vd., 2024).

Dijital ölçünün avantajları ve sınırlılıkları

Avantajlar

- Tek kron ve kısa köprülerde konvansiyonel yöntemle eşdeğer ya da daha iyi doğruluk (Ahlholm vd., 2018; Haddadi vd., 2019; Ashtiani vd., 2024)
- Anında ekranda büyütülmüş görüntü ile preparasyon kalitesini kontrol imkanı
- Hasta açısından daha konforlu, daha az bulantı refleksi ve daha iyi tolere edilme (Sivaramakrishnan vd., 2020; Almadani vd., 2025)
- Verilerin kolay arşivlenmesi, paylaşılması ve tekrar kullanımı
- Laboratuvara fiziksel model göndermeden üretim imkanı

Sınırlılıklar

- Tam ark ve uzun açıklıklı restorasyonlarda, özellikle implant vakalarında doğruluk halen tartışmalıdır (Salgueiro vd., 2021; Ender & Mehl, 2013; Kong vd., 2022; Joensahakij vd., 2024; Mangano vd., 2019).
- Yumuşak doku hareketliliği, tükürük, parlak yüzeyler ve metal restorasyonlar tarama kalitesini olumsuz etkileyebilir (Mangano vd., 2017; Hwang vd., 2018).
- Cihaz ve yazılım maliyeti yüksektir, süreklilik için güncelleme ve bakım gerekir.

Dijital ve Konvansiyonel Ölçülerin Doğruluğunun Karşılaştırılması

Doğruluk, trueness ve precision kavramları

Ölçü ve taramaların doğruluğu iki bileşen ile değerlendirilir:

- Trueness (gerçekliğe yakınlık): Ölçümün referans değere ne kadar yakın olduğu
- Precision (tekrarlanabilirlik): Farklı ölçümlerin birbirine ne kadar yakın olduğu

ISO 5725 tanımına göre, yüksek doğruluk trueness ve precision bileşenlerinin birlikte iyi olmasını gerektirir. Dental ölçü çalışmalarında genellikle mikrometre seviyesinde üç boyutlu sapmalar hesaplanarak bu kavramlar nicel olarak değerlendirilir (Salgueiro vd., 2021; Ender & Mehl, 2013; Winkler vd., 2020; Mangano vd., 2019).

Tek kron ve kısa köprülerde doğruluk

Ahlholm ve arkadaşlarının sabit protetik restorasyonlar üzerine sistematik derlemesinde, tek kron ve kısa sabit protezlerde dijital ve konvansiyonel ölçülerin doğruluğunun benzer olduğu, hatta bazı çalışmalarda dijital ölçülerin daha iyi sonuç verdiği bildirilmiştir (Ahlholm vd., 2018).

Haddadi ve arkadaşları, tek kronlarda konvansiyonel ve dijital ölçü ile hazırlanan restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını karşılaştırmış, simantasyon öncesinde dijital iş akışı ile üretilen kronların marjinal uyumunun istatistiksel olarak daha iyi olduğunu, simantasyon sonrası klinik değerlendirmede ise her iki tekniğin de kabul edilebilir düzeyde marjinal uyum sağladığını göstermiştir (Haddadi vd., 2019).

Yang ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, dijital ölçüye dayalı monolitik restorasyonların marjinal uyumları 50–100 µm aralığında bulunmuş, bunun literatürde kabul edilen 120 µm sınırının altında olduğu belirtilmiştir (Haddadi vd., 2019; Ashtiani vd., 2024).

Maundu ve arkadaşları ise tek kron ve üç üyeli köprü çerçevelerinde dijital ve konvansiyonel ölçüye dayalı üretimi karşılaştırmış, her iki yöntemin de klinik olarak kabul edilir marjinal uyum sağladığını, bazı bölgelerde dijital ölçülerin daha düşük marjinal aralık verdiğini rapor etmiştir (Maundu vd., 2024).

Bu veriler, tek kron ve kısa köprü endikasyonlarında ağız içi tarayıcıların doğruluk açısından konvansiyonel ölçüleri rahatlıkla substitüe edebileceğini göstermektedir.

Tam ark diş destekli sabit protezlerde doğruluk

Ender ve Mehl, hem in vitro hem in vivo çalışmalarda tam ark ölçülerde dijital ve konvansiyonel yöntemleri karşılaştırmış, konvansiyonel elastomerik ölçülerin özellikle ikinci molar bölgesinde dijital taramalardan daha yüksek trueness ve precision sağladığını bildirmiştir (Ender & Mehl, 2013; Ender & Mehl, 2011).

Kong ve arkadaşlarının tam ark dijital ve konvansiyonel ölçüler üzerine yaptıkları sistematik derlemede, in vivo tam ark ölçülerde geleneksel tekniklerin hala daha öngörülebilir doğruluk sunduğu, dijital tam ark ölçülerin ise kısa mesafelerde kabul edilebilir olsa da uzun mesafeli ölçümlerde birikimli hatalara daha açık olduğu sonucuna varılmıştır (Kong vd., 2022).

Salgueiro ve arkadaşları ile Kaitatzidou ve arkadaşları, tam ark sabit protetik vakalarda dijital ve konvansiyonel ölçüleri karşılaştıran klinik ve

laboratuvar çalışmalarını analiz etmiş ve genel olarak şu sonuçlara ulaşmıştır (Salgueiro vd., 2021; Kaitatzidou vd., 2024):

- Tek ark ya da kısa segmentlerde dijital ölçüler konvansiyonel ölçüler ile eşdeğer doğrulukta
- Tam ark sabit protezlerde ise konvansiyonel yöntemler halen daha stabil ve öngörülebilir

Bu nedenle tam ark sabit protez planlanan vakalarda, özellikle kritik oklüzal ilişkilerin bulunduğu hastalarda konvansiyonel ölçülerin halen güvenli bir seçenek olduğu, dijital ölçülerin ise dikkatli vaka seçimi ile kullanılabileceği kabul edilmektedir.

İmplant destekli sabit protezlerde doğruluk

İmplant vakalarında pasif uyumun sağlanması için ölçü doğruluğu daha da kritik hale gelir. Birçok çalışma, implant destekli sabit protezlerde dijital ve konvansiyonel ölçüleri karşılaştırmıştır.

Joensahakij ve arkadaşlarının sistematik derlemesinde, tam ark implant destekli sabit protezlerde dijital implant ölçü tekniklerinin genel olarak konvansiyonel yöntemlerden daha doğru olduğu, ancak çalışmalar arasında heterojenlik bulunduğu belirtilmiştir (Joensahakij vd., 2024).

Mangano ve Braian'ın çalışmalarında, çoklu implant içeren modellerde farklı intraoral tarayıcıların doğruluğu kıyaslanmış, tek implant ve kısa aralıklarda yüksek trueness ve precision değerleri elde edilirken, implant sayısı ve mesafe arttıkça dijital ölçülerin doğruluğunun azaldığı gösterilmiştir (Mangano vd., 2019).

Rajendran ve arkadaşları, çoklu implantlarda VPES ve PVS konvansiyonel ölçüleri karşılaştırdıkları çalışmalarında her iki materyalin de kabul edilebilir boyutsal doğruluk sağladığını, belirli implant aralıklarında hibrit materyalin biraz daha avantajlı olabildiğini bildirmiştir (Rajendran vd., 2021).

Yeni klinik çalışmalarda, dijital ve konvansiyonel implant ölçülerine dayalı kronların marjinal uyumları da karşılaştırılmış, dijital ölçüye dayalı implant kronlarının marjinal uyumunun en az konvansiyonel yöntem kadar iyi olduğu ve çoğu ölçümde daha düşük marjinal aralık elde edildiği rapor edilmiştir (Vargas-Corral vd., 2024; Ashtiani vd., 2024).

Genel olarak, implant destekli tek kron ve kısa köprülerde dijital ölçülerin doğruluğu yüksek ve klinik olarak kabul edilebilir, çoklu implantlı tam ark restorasyonlarda ise cihaz, tarama protokolü ve destekleyici yazılım kalitesi doğruluğu belirgin biçimde etkilemektedir (Kong vd., 2022; Joensahakij vd., 2024; Mangano vd., 2019).

Marjinal uyum ve klinik sonuçlar

Marjinal uyum, sabit restorasyonun klinik başarısı için kritik parametrelerden biridir. Çeşitli klinik ve laboratuvar çalışmalar şunları göstermektedir:

1. Haddadi ve arkadaşları, dijital ölçüye dayalı kronların simantasyon öncesi marjinal uyumunun konvansiyonel ölçüye göre istatistiksel olarak daha iyi olduğunu, simantasyon sonrası ise her iki yöntemin de klinik sınırlar içinde kaldığını bildirmiştir (Haddadi vd., 2019).

2. Vargas-Corral ve arkadaşları, intraoral dijital ölçü ve PVS ölçü ile elde edilen inleylerin marjinal uyumlarını karşılaştırmış, her iki yöntemin de klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu, bazı marjinal bölgelerde dijital ölçü lehine küçük farklar bulunduğunu göstermiştir (Vargas-Corral vd., 2024).

3. Maundu ve arkadaşları, tek kron ve üç üyeli FDP çerçevelerinde dijital ve konvansiyonel ölçüleri karşılaştırmış, marjinal aralıkların her iki yöntemde de kabul edilebilir olduğunu, bazı durumlarda dijital iş akışının daha iyi marjinal uyum sağladığını rapor etmiştir (Maundu vd., 2024).

Monolitik zirkonya kronların klinik sonuçlarını değerlendiren çalışmalar, hem dijital hem konvansiyonel ölçüye dayalı restorasyonlarda yüksek başarı oranları bildirmekte, marjinal uyum açısından belirgin fark bulunmadığını göstermektedir (Ashtiani vd., 2024).

Bu bulgular, sabit protetik tedavide marjinal uyum açısından dijital ölçünün en az konvansiyonel yöntem kadar güvenli olduğunu, hatta iyi uygulandığında küçük avantajlar sağlayabildiğini düşündürmektedir.

Hasta ve hekim tercihleri, zaman etkinliği

Sabit protetik tedavide ölçü yönteminin seçimi yalnızca doğruluk ile değil, aynı zamanda hasta konforu, hekim iş akışı ve zaman etkinliği ile de ilişkilidir.

1. Sivaramakrishnan ve arkadaşlarının meta-analizinde, hastaların genel olarak dijital ölçüleri konvansiyonel yöntemlere tercih ettiği, özellikle tat, koku, bulantı ve nefes alma konforu açısından dijital sistemlerin avantajlı olduğu bildirilmiştir (Sivaramakrishnan vd., 2020).

2. Almadani ve arkadaşları ile diğer araştırmacılar, protetik ve geriatrik hasta gruplarında yaptıkları çalışmalarda, hastaların büyük çoğunluğunun dijital taramayı konvansiyonel ölçüye kıyasla daha konforlu bulduğunu, özellikle bulantı refleksi olan ve yaşlı hastalarda bu farkın daha belirgin olduğunu göstermiştir (Almadani vd., 2025).

Operatör açısından ise dijital ölçülerin öğrenme eğrisi başlangıçta zorlayıcı olsa da, sistem oturduğunda randevu süresinin kısaldığı, tekrar ölçü alma gereksiniminin azaldığı ve laboratuvar iletişiminin hızlandığı bildirilmiştir (Bernauer vd., 2023; Abdulkarim vd., 2024).

Sabit Protetik Uygulama İçin Klinik Öneriler

Literatür verileri ve mevcut teknolojik durum ışığında sabit protetik tedavide ölçü ve intraoral tarayıcı kullanımı için bazı pratik öneriler şu şekilde özetlenebilir:

1. Tek kron ve kısa köprüler

i. Diş destekli restorasyonlarda dijital ölçü, doğruluk ve marjinal uyum açısından güvenle kullanılabilir.

ii. Preparasyon sınırları net görülebiliyorsa ve yumuşak doku yönetimi başarılı ise intraoral tarayıcı birinci seçenek olabilir (Ahlholm vd., 2018; Haddadi vd., 2019; Maundu vd., 2024).

2. Tam ark sabit diş destekli protezler

i. Tam ark restorasyonlarda, özellikle mevcut literatürde konvansiyonel ölçülerin doğruluk açısından hala avantajlı olduğu rapor edildiği için, dijital ve konvansiyonel yöntem kombine kullanılabilir.

ii. Örneğin kısa segmentler dijital, tam ark ise konvansiyonel ölçü ile kaydedilebilir (Ender & Mehl, 2013; Kong vd., 2022; Salgueiro vd., 2021; Kaitatzidou vd., 2024).

3. İmplant destekli restorasyonlar

i. Tek implant ve kısa köprülerde dijital ölçüler güvenle tercih edilebilir, özellikle parsiyel edentüloz vakalarda yüksek doğruluk sağlanmaktadır (Joensahakij vd., 2024; Mangano vd., 2019).

ii. Tam ark implant destekli restorasyonlarda, dijital ve konvansiyonel ölçüler dikkatle değerlendirilmelidir. Çoğu sistematik derleme, dijital implant ölçü tekniklerinin yüksek doğruluğa sahip olduğunu ancak protokol ve cihaz seçiminin kritik olduğunu vurgular (Kong vd., 2022; Joensahakij vd., 2024).

4. Yumuşak doku yönetimi

i. Dijital veya konvansiyonel fark etmeksizin, marjinal doğruluğun ana determinanı hazırlık kalitesi ve yumuşak doku yönetimidir. Retraksiyon ipleri ve hemostatik ajanlar ile sulkusun yeterince açılması, hem optik hem elastomerik ölçüde kritik öneme sahiptir (Chee & Donovan, 1992; Singer vd., 2022; Re vd., 2015; Mangano vd., 2017).

5. Materyal ve cihaz seçimi

i. Konvansiyonel ölçüde PVS ve polieter sistemler güncel rehberlere göre sabit protetik için ilk tercih olarak kabul edilmektedir (Chee & Donovan, 1992; Singer vd., 2022; Re vd., 2015; Saini vd., 2024; Singer vd., 2023).

ii. Dijital sistemlerde ise tarayıcı başlığının ağız içi erişimi, yazılımın kullanım kolaylığı, üretim merkezleri ile uyum ve servis desteği mutlaka değerlendirilmelidir (Mangano vd., 2017; Hwang vd., 2018; Eggmann vd., 2024; Winkler vd., 2020; Mangano vd., 2019).

6. Eğitim ve alışma süreci

i. Hekimin dijital sistemlere alışması için basit vakalardan başlanması, karmaşık tam ark veya çoklu implant vakalarına geçmeden önce tek kron ve kısa köprülerde yeterli deneyim kazanılması önerilir (Bernauer vd., 2023; Abdulkarim vd., 2024).

Sonuç

Sabit protetik diş tedavisinde ölçü alma işlemi, restorasyonun uyumu, fonksiyonu ve uzun dönem başarısı için vazgeçilmez bir basamaktır. Konvansiyonel elastomerik ölçü materyalleri, özellikle PVS, polieter ve hibrit VPES sistemleri, ISO ve ADA standartları ile tanımlanmış yüksek performans kriterlerini karşılayarak, onlarca yıldır klinik uygulamada güvenle kullanılmaktadır (Chee & Donovan, 1992; American Dental Association Council, 1977; International Organization for Standardization, 2021, 2025; Rajendran vd., 2021; Saini vd., 2024; Singer vd., 2023).

Ağız içi tarayıcılar ise, sabit protetikte dijital devrimin temelini oluşturmuş, özellikle tek kron ve kısa köprü indikasyonlarında konvansiyonel ölçülerle eşdeğer ya da üstün doğruluk sunarken, hasta konforu, iş akışı verimliliği ve veri yönetimi açısından önemli avantajlar sağlamıştır (Ahlholm vd., 2018; Haddadi vd., 2019; Maundu vd., 2024; Sivaramakrishnan vd., 2020; Almadani vd., 2025; Mangano vd., 2017; Hwang vd., 2018; Eggmann vd., 2024).

Tam ark diş destekli ve özellikle çoklu implant destekli sabit protezlerde doğruluk konusu hâlâ aktif araştırma alanıdır. Mevcut sistematik derlemeler, konvansiyonel ölçülerin bazı tam ark senaryolarda daha öngörülebilir olduğunu belirtmekle birlikte, yeni nesil tarayıcı ve yazılımlarla dijital ölçülerin hızla geliştiğini ortaya koymaktadır (Salgueiro vd., 2021; Ender & Mehl, 2013; Kong vd., 2022; Kaitatzidou vd., 2024; Joensahakij vd., 2024; Mangano vd., 2019; Bernauer vd., 2023; Abdulkarim vd., 2024).

Yakın gelecekte gelişmiş algoritmalar, artırılmış gerçeklik destekli tarama stratejileri ve yapay zeka tabanlı hata düzeltme sistemleri ile intraoral

tarayıcıların hem diş destekli hem implant destekli tam ark restorasyonlarda da konvansiyonel ölçülerin yerini büyük ölçüde alması beklenmektedir (Mangano vd., 2017; Hwang vd., 2018; Eggmann vd., 2024; Bernauer vd., 2023; Abdulkarim vd., 2024).

Klinisyen açısından en uygun yaklaşım, her vakayı bireysel olarak değerlendirip, doğruluk, klinik zorluk, hasta konforu ve ekonomik faktörleri bir arada göz önüne alarak konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemlerini gerektiğinde birlikte kullanmak, tedavi planını buna göre yapılandırmaktır.

KAYNAKÇA

- Abdulkarim, L. I., Al-Omari, F., Alshammari, A., & Alhammadi, A. (2024). Impact of digital workflow integration on fixed prosthodontics: A review of advances and clinical outcomes. *Cureus*, 16
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: A review. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 35–41. <https://doi.org/10.1111/jopr.12527>
- Almadani, G., Alhabib, L. T., Tola, A. W., Ghulam, O. A., BinDawas, A. A., & Algarni, A. A. (2025). Conventional vs. digital impressions: Preferences and comfort level among prosthodontic patients. *Open Dentistry Journal*, 19, e18742106397234. <https://doi.org/10.2174/18742106-v19-e18742106397234>
- Ashtiani, R. E., Saberi, H., Soltani, A., & Samandari, M. M. (2024). Clinical assessment of monolithic zirconia crowns fabricated from digital and conventional impression techniques. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 18(1), 44–51.
- Bernauer, S. A., Zitzmann, N. U., & Joda, T. (2023). The complete digital workflow in fixed prosthodontics updated: A systematic review. *Healthcare*, 11(5), 679. <https://doi.org/10.3390/healthcare11050679>
- Chee, W. W. L., & Donovan, T. E. (1992). Polyvinyl siloxane impression materials: A review of properties and techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5), 728–732. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90428-J](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90428-J)
- Chochlidakis, K. M., Papaspyridakos, P., Geminiani, A., Chen, C.-J., Feng, I. J., & Ercoli, C. (2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(2), 184–190.e12. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.017>
- Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment of the American Dental Association. (1977). Revised American Dental Association specification no. 19 for nonaqueous elastomeric dental impression materials. *Journal of the American Dental Association*, 94(4), 733–741.
- Eggmann, F., Worni, A., Ender, A., & Attin, T. (2024). Recent advances in intraoral scanners: A comprehensive review. *Journal of Dental Research*, 103(x), xxx–xxx.
- Ender, A., & Mehl, A. (2011). Full arch scans: Conventional versus digital impressions – An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(5), 274–281.

- Ender, A., & Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 121–128.
- Haddadi, Y., Ranjkesh, B., Shayegh, S. S., Eskandarion, S., & Hasanzade, M. (2019). Accuracy of crowns based on digital intraoral scanning versus conventional impressions: A clinical study. *Clinical Oral Investigations*, 23(12), 533–540.
- Hwang, H. H. M., Lee, S.-J., & Kim, S.-Y. (2018). An overview of digital intraoral scanners: Past, present and future. *Taiwan Journal of Orthodontics*, 30(3), 96–107.
- International Organization for Standardization. (2021). ISO 4823:2021 Dentistry Elastomeric impression materials. ISO.
- International Organization for Standardization. (2025). ISO 4823:2025 Dentistry Elastomeric impression and bite registration materials. ISO.
- Joensahakij, N., Serichetaphongse, P., & Chengprapakorn, W. (2024). The accuracy of conventional versus digital (intraoral scanner or photogrammetry) impression techniques in full-arch implant-supported prostheses: A systematic review. *Evidence-Based Dentistry*, 25(4), 216–217*. <https://doi.org/10.1038/s41432-024-01045-z>
- Kaitatzidou, A., Galli, M., Menéndez, L., & Ferrari, M. (2024). Digital scans versus conventional impressions in fixed prosthodontics: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 132
- Kong, L., Wu, Y., Li, Y., & Wang, X. (2022). Digital versus conventional full-arch impressions in linear measurements: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(5), 813–821.
- Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17, 149. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>
- Mangano, F. G., Hauschild, U., Veronesi, G., Imburgia, M., Mangano, C., Admakin, O., & Trabelsi, M. (2019). Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 19, 101.
- Maundu, C. N., Odai, E. D., Mutugi, M. W., & Makhija, S. (2024). Marginal fit of single crown and three-unit FDP frameworks fabricated from digital and conventional impressions. *Materials*, 17(18), 3009. <https://doi.org/10.3390/ma17183009>

- Rajendran, R., Chander, N. G., Anitha, K. V., & Muthukumar, B. (2021). Dimensional accuracy of vinyl polyether and polyvinyl siloxane impression materials in direct implant impression technique for multiple dental implants. *European Oral Research*, 55(2), 54–59. <https://doi.org/10.26650/eor.20210110>
- Re, D., Augusti, G., Augusti, D., & Cerutti, F. (2015). Mechanical properties of elastomeric impression materials: An in vitro study. *BioMed Research International*, 2015, 428286.
- Saini, R. S., Saini, S., & Pandey, P. (2024). Properties of a novel vinyl polyether siloxane elastomeric impression material. *BMC Oral Health*, 24, 368.
- Salgueiro, D., Perroni, A. P., & Pérez-Varela, L. (2021). Accuracy of intraoral scanners and conventional impressions in full arches: A systematic review. *International Journal of Odontostomatology*, 15(1), 63–74.
- Singer, L., Förtsch, S., Heussen, N., & Höller, J. (2022). Digital assessment of properties of three generations of elastomeric impression materials. *Clinical Oral Investigations*, 26(x), 5173–5183.
- Singer, L., Höller, J., Heussen, N., & Huth, K. C. (2023). Evaluation of a new super-quick-setting polyether impression material. *Clinical Oral Investigations*, 27(10), 5887–5896.
- Sivaramakrishnan, G., Alsobaiei, M., & Sridharan, K. (2020). Patient preference and operating time for digital versus conventional impressions: A network meta-analysis. *Australian Dental Journal*, 65(1), 58–69.
- Vargas-Corral, F. G., de Araujo, M. A., Herrera-Martínez, M., Cruz-Vigo, F., & Rodríguez, X. (2024). Clinical comparison of marginal fit of ceramic inlays obtained from intraoral digital or addition silicone impressions. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 16(1), 1–8.
- Winkler, J., Gkantidis, N., & Katsaros, C. (2020). Trueness and precision of intraoral scanners in clinical use. *Scientific Reports*, 10, 1172.



İMLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMİ VE DENTAL CAD/CAM SİSTEMLERİ¹

“ ”

Sıla SUCUKA²

¹ Bu çalışma Sıla SUCUKA'nın "All-on-four tedavi konseptine göre yerleştirilmiş implantların farklı ölçü teknikleri ve farklı analog sistemleri kullanılarak elde edilen modellerinin ölçü hassasiyetinin değerlendirilmesi" isimli 918590 no'lu Diş Hekimliği Uzmanlık tezinden üretilmiştir. Danışman: Prof. Dr. Volkan ŞAHİN

² Arş. Gör. Sıla Sucuka, Kırıkkale Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID: 0009-0005-4477-1100

1. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMİ

Doğru bir implant ölçüsü almak, implant destekli protezlerin yapımında çok önemli bir adımdır. İmplant ölçüsü, odak noktası implantın ağız içindeki diğer yapılara göre 3 boyutlu (3B) olarak konumunu doğru bir şekilde yeniden üretmektir. Dijital teknolojinin ortaya çıkması, diş hekimlerine geleneksel ölçü yerine intraoral tarayıcıları kullanma seçeneği sunmaktadır (Alikhasi vd. 2017).

Dijital iş akışında, dental laboratuvar teknisyeninin alçı model oluşturmaya gerek yoktur ve bu aşamada oluşabilecek hatalar elimine edilmektedir (Manicone vd. 2022).

Dijital yöntem, konvansiyonel yöntemle göre zaman tasarrufu sağlamaktadır ve hastalar için daha konforlu bir yöntemdir (Boyacı ve Kocacıklı 2017; Henkel 2007; Lee ve Gallucci 2013; Yuzbasioglu vd. 2014).

Dijital ölçü yönteminde, alçı modelin taranması ve dijitalize edilmesi (ekstraoral) ve ağız içi dijital ölçüler (intraoral) gibi yöntemler kullanılmaktadır (Flügge vd. 2013). İndirekt sistemlerde dijitalleştirme, ölçü malzemesi veya modelden elde edilirken, direkt sistemlerde görüntü ağız içi tarayıcılar kullanılarak doğrudan ağızdan alınmaktadır (Galhano vd. 2012; Lee vd. 2015).

1.1. Direkt (İntraoral) Yöntem

Geleneksel ölçü alınmadan, direkt olarak ağız içi tarayıcılar kullanılarak alınan ölçü yöntemidir (Güth vd. 2013).

Doğrudan ağız içi taramalarında, dijital veriler elektronik olarak bir bilgisayar destekli imalat ünitesine gönderilebilmektedir, bu veriler kullanılarak dijital bir model üretilir, bu sayede konvansiyonel ölçüdeki ara aşamalar elimine edilmektedir (Lee vd. 2015).

Konvansiyonel ölçülerde olduğu gibi, her bir implantın 3 boyutlu konumunu bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımına aktarmak için her bir implantın üzerine bir tarama gövdesi yerleştirilmelidir. Bu dijital tarama, sanal bir ölçü modeli üzerinde implant pozisyonlarını x, y, z koordinat sistemine göre temsil eden STL uzantılı bir dosya oluşturmaktadır (Revilla-León vd. 2020). Sanal görüntünün tarama gövdesi yüzeyi, tarama gövdesi ve implant markasıyla uyumlu bir dijital kütüphane yardımıyla implant konumunu belirlemek için kullanılmaktadır (Abdulkareem 2019).

Direkt dijital iş akışı şu şekildedir:

1. İmplant tarama gövdeleri kullanılarak ağız içinden dijital ölçü alınır ve üç boyutlu sanal model elde edilir.

2. Elde edilen dijital model, uygun dosya formatına dönüştürülerek bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımına aktarılır.

3. Restorasyonun dijital tasarımı bilgisayar ortamında gerçekleştirilir.

4. Tasarlanan restorasyon, üretim ünitesinde eklemeli üretim (3 boyutlu yazıcı) veya eksiltmeli üretim (frezleme) yöntemleri ile üretilir.

Üretimi tamamlanan restorasyon hastaya teslim edilir (Güth vd. 2013; Mizumoto ve Yılmaz 2018; Siqueira vd. 2021).

1.1.1. Ağız İçi Tarayıcı Sistemleri (IOS)

Ağız içi tarayıcılar, yüksek çözünürlüklü, üç boyutlu dijital ölçülerin elde edilmesini sağlar ve giderek geleneksel ölçü malzemelerine uygun bir alternatif olarak görülmektedir (Baradee vd. 2025).

Başlıca güncel ağız içi veri toplama sistemleri;

1. CEREC (Sirona Dental Systems; Bensheim, Almanya)
2. E4D (D4D Technologies, Richardson, Tex)
3. iTero (Cadent, Inc.; Carlstadt, NJ, USA)
4. Lava C.O.S (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
5. Trios (3Shape, Kopenhag, Danimarka) (Koçak 2006).

Ağız içi tarayıcılar (IOS), diş hekimliğinde doğrudan optik izlenimleri yakalamak için kullanılan cihazlardır. Tarama yapılacak nesneye, prepare edilmiş dişler ve implant tarama gövdesi dahil olmak üzere diş arklarına bir ışık kaynağı (lazer veya daha yakın zamanda yapılandırılmış ışık) yansıtılır. Görüntüleme sensörleri tarafından yakalanan görüntüler, tarama yazılımı tarafından işlenir. (Ribeiro vd. 2024). Tarama gövdelerinin üç boyutlu konumu (diş arkındaki implantın karşılık gelen konumunu iletir) IOS tarafından kaydedilir ve elde edilen dijital veriler bilgisayar destekli dijitalleştirme yazılımı (CAD) kullanılarak belgelenebilir ve işlenebilir. Bu prosedürün sonucu, tarama gövdelerini gösteren sanal bir ana kalıptır. Tarama gövdelerinin konumuna göre protezler sanal olarak yansıtılır ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojisi kullanılarak üretilir. Optik tarama teknolojisine bağlı olarak, intraoral yüzeylerde titanyum oksit tozu gerekebilir (Farhan vd. 2021; Flügge vd. 2018).

IOS'ların doğruluğunu ve hassasiyetini etkileyebilecek birkaç faktör vardır, örneğin uzun dişsiz boşluklar, hareketli dokular, implant sayısı veya STL dosyasını oluşturmak için 3B görüntülerin birleştirilmesi (Ribeiro vd. 2024).

Direkt görüntü alma sistemleri, hastanın rahatsızlığını azaltabilir ve zaman açısından daha verimlidir, klinik prosedürü basitleştirir, alçı modelleri ortadan kaldırır ve diş hekimi ile diş teknisyeni veya hastalar arasında daha iyi iletişim sağlar. Ayrıca, IOS, alçı modelleri ortadan kaldırarak, özellikle COVID-19 pandemisi sırasında ağız yapısı ve tükürük ile doğrudan teması azaltarak çapraz enfeksiyon riskini azaltır. Ölçü alma prosedürü sırasında koltukta geçirilen süreyi azaltır ve ölçü alma işleminin tekrarlanmasını en aza indirir veya ortadan kaldırır (Farhan vd. 2021; Ribeiro vd. 2024).

Ağız içi tarayıcıların; tükürük veya kandan kaynaklanan hatalar, andırkatların ve derin diş preparasyon marjinlerinin yakalanmasındaki zorluklar ve net referans noktalarının bulunmaması nedeniyle dışsız alanların taranmasındaki zorluklar gibi bazı sınırlamaları vardır. Ayrıca, uzun tarama süresi de hassasiyeti etkiler (Saghiri vd. 2024).

Bu sınırlamaları gidermek için, mobil kamera kullanarak 2 boyutlu (2B) fotoğraflar çekip 3B görüntüler yeniden oluşturan güvenilir bir alternatif yöntem olarak fotogrametri (PG) kullanılmaya başlanmıştır (Saghiri vd. 2021). Ayrıca, hastalara rahatsızlık verebilen ve hatalara yol açabilen titanyum oksit tozu gerektirebilen ağız içi tarayıcıların aksine, fotogrametri yöntemi titanyum oksit tozu gerektirmez (Saghiri vd. 2024).

• Trios Sistemi (3Shape)

TRIOS™ sistemi, hızlı tarama süresi ile konfokal mikroskopi prensibine göre çalışmaktadır. Konfokal lazer taramalı mikroskopi (CLSM veya LSM), optik kesitleme (derinlik seçiciliğine sahip yüksek çözünürlüklü optik görüntüler) olarak bilinen bir işlem olan seçilen derinliklerden odak içi görüntüler elde etmek için kullanılan bir tekniktir. Görüntüler nokta nokta elde edilir ve bir bilgisayar tarafından yeniden yapılandırılmaktadır (Logozzo vd. 2011).

Trios ağız içi görüntüleme sisteminde, herhangi bir yansıtıcı toz kullanımına gerek yoktur (Ender ve Mehl 2011). Cihazın kamerası içinde otomatik buğu önleyici mekanizma bulunmaktadır. Ayrıca hekim taramayı eş zamanlı olarak ekranda takip edebilmektedir (Gülgezen Aydın 2019). 2017 yılında bu sistemin kablolu tarayıcı modelleri piyasaya sürülmüştür (Bakıç 2021).

Tarayıcı diğer yaygın CAD yazılımlarından okunabilen açık formatlardaki (.STL, .PLY) dosyaları otomatik olarak dışa aktarmaz: Trios 3 kapalı bir sistemdir; bu nedenle 14 tüm .DCM dosyaları CAD yazılımı Dentsystem 2016 (sürüm 1.6.3) kullanılarak .STL dosyalarına dönüştürülmektedir (Imburgia vd. 2017). Bu nedenle sistem internet ağı ile çalışmaktadır (Bakıç vd. 2021). 3-Shape'in CAD yazılımı her türlü protetik restorasyonun ve altyapının (inleyler, onleyler, veneerler, kronlar, köprüler, barlar, implantlar) tasarımına ve ortodontik planlamaya izin vermektedir. Ancak 3-Shape'in ofis içi, hasta başı restorasyonlar

için özel freze makineleri bulunmamaktadır (Imburgia vd. 2017).

1.1.2. Fotogrametri (PG)

Fotogrametri, çoklu implant ölçüleri için bir alternatif olarak ortaya çıkmıştır (Jemt vd.1999; Lie ve Jemt 1994). PG tekniği, topografik mimari, deniz mühendisliği ve otomobil imalatı gibi diğer alanlarda (Granshaw 2010; Pradíes vd. 2014; Sužiedelytė-Visockienė vd. 2015) ve diş hekimliğinin diğer alanlarında üç boyutlu olarak yüksek düzeyde hassasiyet göstermiştir. Daha basit bir örnekle, fotogrametri, fotoğraf görüntüsünün paralel düzleminde bulunan iki nokta arasındaki mesafeye dayanır ve görüntünün ölçeği biliniyorsa, bu iki nokta arasındaki mesafe ölçülerek belirlenebilir. Stereo-fotogrametri, bir nesnenin noktalarının 3B koordinatlarını tahmin eden, süreci daha hızlı ve daha hassas hale getiren, fotogrametriye göre daha sofistike bir alternatiftir (Agustín-Panadero vd. 2015; Iturrate vd. 2019; Lie ve Jemt 1994; Peñarrocha-Oltra vd. 2014; Pradíes vd. 2014; Sánchez-Monescillo vd. 2019).

Amerikan Fotogrametri ve Uzaktan Algılama Derneği 'ne (ASPRS), fotogrametriyi; görüntülere ve dijital temsillere ait enerji desenlerinin kaydedilmesi, ölçümlemesi ve analiz edilmesi yoluyla fiziksel nesneler ve çevre hakkında güvenilir veriler üreten bir yöntem olarak tanımlamaktadır (Abdalla ve Koroğlu 2025). Fotogrametri, aynı nesnenin farklı açılardan çekilmiş birden fazla görüntüsünde tekrarlanan noktaları belirleyerek nesnenin uzamsal düzenini tanımlamak için üç boyutlu koordinatların oluşturulmasına dayanan matematiksel bir tekniktir. Bu teknik, geleneksel tarama için düşük maliyetli bir alternatif olabilmektedir (Stuani vd. 2019).

Fotogrametrinin, protetik uygulamalarda yüksek doğrulukta üç boyutlu modellerin elde edilmesinde etkili bir yöntem olduğu kanıtlanmıştır. Görüntülerin elde edilmesi ve işlenmesi için özel donanım gerektirmesi nedeniyle fotogrametri uzun süre yaygın kullanım alanı bulamamıştır. Ancak son yıllarda dijital fotoğrafçılıktaki teknolojik gelişmeler ve özel yazılımların ilerlemesi sayesinde bu yöntem, ekonomik açıdan ulaşılabilir, güvenilir ve hassas bir teknik haline gelerek diş hekimliği alanında önemli bir araç konumuna gelmiştir (Abdalla ve KÖROĞLU 2025).

Ancak PG sistemleri, yumuşak doku bilgilerini yakalayamaz veya komşu veya antagonistik dişleri dijitalleştiremez. Bu nedenle, intraoral tarayıcı (IOS) gibi ek bir ölçü yöntemi gereklidir (Revilla-León vd. 2024).

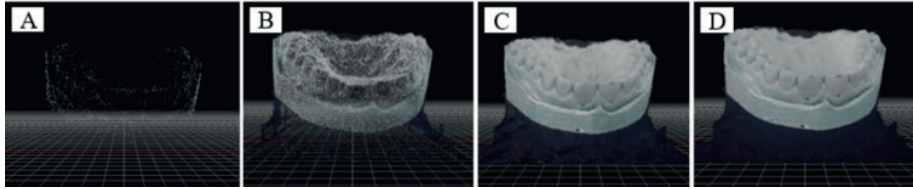
Şu anda piyasada dört dental PG sistemi bulunmaktadır:

- 1) PIC System (PIC Dental'in),
- 2) iCam4D (Imetric'in),
- 3) MicronMapper (ClaroNav'in) ve

OXO Fit (OXO'nun) (Gómez-Polo vd. 2023; Revilla-León vd. 2024).

Revilla-León ve ark. (2024) yaptıkları bir in vitro çalışmada, bir fotogrametri sisteminin (PG; PIC System, PIC Dental) açılal doğruluğu üzerindeki tarama mesafesini ortaya çıkarmış ve 30 cm'lik mesafenin ideal bir tarama mesafesi olduğunu, 20 cm'lik tarama mesafesinin ise en iyi açılal doğrulukla sonuçlandığını göstermişlerdir. Test edilen gruplar arasında maksimum doğrusal doğruluk ortalama sapması 10 µm ve maksimum açılal doğruluk ortalama sapması 0,02° olmuştur. PIC sisteminin doğruluğunun 10 ila 49 µm arasında, hassasiyetinin ise 5 ila 65 µm arasında olduğunu bildirilmiştir. iCam4D sisteminde doğruluk 24 ila 77 µm arasında, hassasiyet değeri ise 2 ila 203 µm arasında değişmektedir. Diğer sistemlerin doğruluğu henüz bildirilmemiştir (Revilla-León vd. 2024).

Chaudhary ve ark. (2024) yaptıkları bir çalışmada; Bir ekstraoral fotogrametri cihazı ile alçı modelin farklı düzlem ve açılardan (24 tanesi paralel, 24 tanesi 45° açılı ve 2 tane okluzal düzlem) çeşitli fotoğrafları çekildi ve fotoğraf çekiminden elde edilen görüntüler, 3DF Zephyr® yazılımı ile işlendi. Bu yazılım, yarı otomatik bir yaklaşım sunarak yeniden yapılandırma sürecini kolaylaştırır ve kullanıcıların fotoğrafları yükleyip yeniden yapılandırma ayarlarını kolaylıkla yapabilmelerini sağlar. Program fotoğrafları seyrek bir nokta bulutu halinde eşleştirir (Şekil 1A). Yazılım “Yakın Aralık” ve “Yüksek Detay” ayarlarını kullanarak yoğun bir nokta bulutu oluşturur (Şekil 1B). Daha sonra yoğun nokta bulutundan bir ağ oluşturulur (Şekil 1C) ve yazılımdaki ayarlar değiştirilerek dokulu bir ağ oluşturulur (Şekil 1D).



Şekil 1. 3DF Zephyr® yazılımını kullanarak model üretimi (Chaudhary vd. 2024).

Faria ve ark. fotogrametri cihazı tarafından sunulan doğruluğun oranının dental implantların miktarından veya konumundan etkilenmediğini belirtmişlerdir (Faria vd. 2025).

Fotogrametrinin İOS'a göre üstünlükleri şunlardır; ortam ışığı, aydınlatma koşulları, dişsiz alanların varlığı gibi IOS'ları etkileyebilecek faktörler PG tarama prosedürlerini etkilememektedir. PG'nin geleneksel tam ark implant üstü protez ölçüleri için klinik olarak kabul edilebilir bir alternatif sağlayabileceği bildirilmiştir (Revilla-León vd. 2023).

1.2. İndirekt (Ekstraoral) Yöntem

Konvansiyonel ölçü yöntemiyle elde edilen bir modelin (Beuer vd. 2008; Güth vd. 2013) veya model elde edilmeden alınan ölçünün doğrudan, çeşitli optik veya mekanik sistemlerle taranmasıyla ölçünün dijitalleştirildiği yöntemidir (Çağlar, DUYMUŞ, ve Sabit 2015; Güth vd. 2013; Quaas, Rudolph, ve Luthardt 2007).

Konvansiyonel teknikle alınan ölçü sırasında hastaya verilen rahatsızlık bu tekniğin dezavantajları arasındadır (Çağlar vd. 2015).

İndirekt dijital iş akışı şu şekildedir:

1. İmplant üzerine uygun ölçü başlıkları yerleştirilerek konvansiyonel ölçü materyali ile ağız içi ölçü alınır.
2. Alınan ölçü, alçı ile dökülerek çalışma modeli elde edilir.
3. Elde edilen çalışma modeline dayalı olarak restorasyonun laboratuvar ortamında mum modelasyonu veya altyapı tasarımı yapılır.
4. Hazırlanan altyapı, uygun üretim yöntemi (döküm, presleme veya frezeleme) ile üretilir.
5. Üretimi tamamlanan restorasyonun prova işlemleri yapılarak gerekli düzeltmeler gerçekleştirilir.

Son aşamada restorasyon hastaya uygulanarak definitivemente teslim edilir (Güth vd. 2013; Koç ve Sen 2025; Mizumoto ve Yılmaz 2018; Moörmann 2006; Siqueira vd. 2021).

1.2.1. Ağız Dışı Tarayıcı Sistemleri (EOS)

Laboratuvarlarda çalışma modellerini taramak için ağız dışı tarayıcılar kullanılmaktadır (Kiraz ve Çevik 2022).

Ağız dışı tarayıcılar; lazer yapılandırılmış, ışık ve temas teknolojisi olmak üzere 3 ana teknolojiyi kullanmaktadırlar. Lazer tarayıcılar; bir boyutlu çizgi deseni, yapılandırılmış ışık kullanan tarayıcılar iki boyutlu ışık deseni yansıtarak üç boyutlu veriyi kaydetmektedirler (Piedra-Cascón vd. 2021).

Kalibrasyon, tarama teknolojisi, speküler yansımalar, hedef nesnenin geometri özellikleri, görüntü kompozisyon hataları, sıcaklık ve tarama prosedürleri sırasında titreşim gibi faktörler ağız dışı tarayıcıların doğruluğunu etkileyebilmektedir. Her iki teknoloji de taranan nesnenin yoğunluğundan etkilenmemektedir. Bu cihazlar ayrıca temaslı tarayıcılardan daha hızlı olma eğilimindedir (Piedra-Cascón vd. 2021).

Üçgenleme (triangulasyon); 3 boyutlu bir nesnenin şeklinin verilerini dijital olarak toplamak ve dijital 3 boyutlu modeller oluşturmak için kullanılan temassız bir tekniktir. Pasif ve aktif olmak üzere 2 triangulasyon tekniği vardır (Logozzo vd. 2014).

Aktif üçgenleme (triangulasyon) yönteminde; taranacak alana bir ışık radyasyonu yansıtılmakta ve hedef nesnenin konumunu hesaplamak için yansıması alınmaktadır (Logozzo vd. 2014).

Pasif üçgenleme (triangulasyon) yönteminde; tarama cihazının kendisi tarafından herhangi bir radyasyon yayılmaz ve sistem yansıyan ortam radyasyonunun algılanmasına dayanmaktadır (Logozzo vd. 2014). Model yüzeyi bir lazer kaynağı tarafından aydınlatılır ve yansıma aydınlatma yönüne göre belirli bir (triangulasyon) açıyla yerleştirilmiş bir kamera tarafından görüntülenmektedir. Bu düzenleme yüzey topografisini geliştirmekte ve 2B görüntüden 3B şeklin belirlenmesini sağlamaktadır (Braçun vd. 2008).

Kısmi dişsiz ark taramaları için hem ağız içi hem ağız dışı tarayıcıları önerilirken, tam dişsiz ark taramaları için ağız dışı tarayıcılar önerilmiştir (Lee vd. 2020).

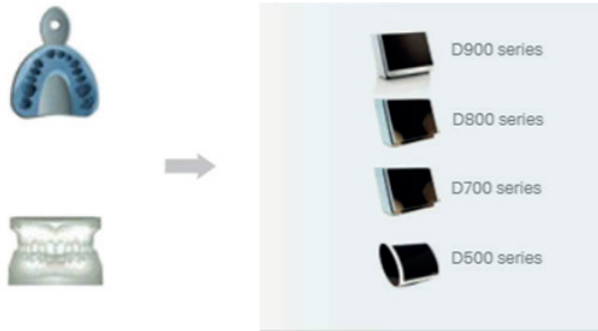
Güncel olarak kullanılan laboratuvar tarayıcıları;

- 1- 3 Shape Sistemi,
- 2- Sirona Sistemi,
- 3- KaVo Sistemi ve

DWOS Sistemidir (Gülgezen Aydın 2019).

• 3Shape Sistemi

3Shape, laboratuvar tarayıcılarını ilk olarak “D serisi” olarak adlandırmış ve piyasaya sunmuştur (Şekil 2) (3 Shape A/S, 2017).



Şekil 2. Ölçünün laboratuvar tarayısına aktarılması (3Shape A/S, 2014).

D500 Serisi: Bu seride 1.3 Megapiksel çözünürlükte 2 adet kamera bulunmaktadır. Kırmızı lazer ışık teknolojisini kullanmaktadır. Cihazın kron ve köprü restorasyonlarında hassasiyeti 10 mikrometre kadardır (3Shape A/S, 2014).

D700 Serisi: D700 ve D710 olmak üzere 2 model mevcuttur. Her iki modelde de 1.3 Megapiksel çözünürlükte 2 adet kamera bulunmaktadır. Kırmızı lazer ışık teknolojisini kullanan bu cihazların kron, köprülerdeki hassasiyeti 10 mikrometre, implant barlarında ise 12 mikrometre' dir. Hem alçı model hem ölçü taraması yapabilmektedir. Tekli daylar 30 sn.' de, 3 üyeli köprüler 100 sn.'de taranmaktadır. Tek renkli ve standart doku taraması yapabilmektedirler. D710 serisi D700'den farklı olarak çoklu day taraması yapabilmektedir (3Shape A/S, 2014).

D800 Serisi: D800 ve D810 olarak 2 modeli vardır. 5.0 Megapiksel çözünürlükte 2 adet kamera bulundurlar. Kırmızı lazer ışığı teknolojisi kullanılmaktadır. Kron köprü hassasiyetleri 7 mikrometre, implant barlarındaki hassasiyetleri 8 mikrometredir. Tarama süreleri D700 serisi ile aynıdır (3Shape A/S, 2014).

D900 Serisi: D900 ve D900L olmak üzere 2 modeldir. 5.0 Megapiksel çözünürlükte 4 adet kamera bulunmaktadır. Mavi LED ışık teknolojisi kullanılmaktadır. Hassasiyet değerleri D800 serisi ile aynıdır (3Shape A/S, 2014).

D1000 Serisi: 5.0 Megapiksel çözünürlükte 4 adet kamera bulunmaktadır. Mavi LED teknolojisini kullanmaktadır. Hassasiyet değerleri implantlarda sırasıyla 5 mikrometre ve 8 mikrometredir. Tarama hızı daylı modellerde 15 sn. tam ark ölçülerde 65 sn.'dir (3Shape A/S, 2017).

D2000 Serisi: D2000, üst ve alt modelleri, yerleştirilen tüm kalıpları ve oklüzyon bilgilerini tek bir işlemde yakalamaktadır. Diğer özellikleri D1000 serisi ile aynıdır (3Shape A/S, 2017).

E Serisi: E1, E2, E3, E4 olmak üzere 4 seriden oluşmaktadır (Şekil 3). 5.0 Megapiksel çözünürlükte 4 adet kameraları bulunmaktadır. Mavi LED teknolojisini kullanılmaktadır. En son çıkan E4 serisi implantlarda 4 mikrometrelilik hassasiyet değeri göstermektedir. Full ark model taramasını 9 sn.'de, full ark ölçü taramasını 45 sn.' de yapmaktadır. Hepsi renkli doku taraması yapabilmektedirler (3Shape, 2023).



Şekil 3. 3 Shape E serisi laboratuvar tarayıcıları (3 Shape,2023).

2. DENTAL CAD-CAM SİSTEMLERİ

CAD/CAM, iki kısımdan oluşmaktadır:

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim) (Ergezen vd. 2025).

Bilgisayar destekli tasarım (CAD); fiziksel nesnelerin iki veya üç boyutlu (2B veya 3B) grafiksel temsillerini oluşturmak için bilgisayar programlarının kullanılmasıdır (Grant vd. 2016).

Bilgisayar destekli üretim CAM; iş parçalarının üretiminde makine takımlarını ve ilgili makineleri kontrol etmek için bilgisayar yazılımlarının kullanılması (Grant vd. 2016). 1980'lerden beri hızla gelişen bilgisayar destekli tasarım [Computer Aided Design (CAD)] ve bilgisayar destekli üretim [Computer Aided Manufacture (CAM)] teknolojisi diş hekimliğinde bilgisayar destekli ölçü [Computer Aided Impression (CAI)] tekniklerinin de önünü açmıştır (Bayramov 2020).

Dr. Duret dental CAD/CAM geliştirme alanında bir ilk olmuştur. 1971'den itibaren, ağızdaki dayanak dişin optik izlenimiyle başlayıp fonksiyonel hareketi göz önünde bulundurarak bir kron tasarlamıştır ve bir freze makinesi kullanarak oklüzal yüzeyin fonksiyonel şekline sahip kronlar üretmeye başlamıştır. Dünyadaki dental CAD/CAM sistemlerinin daha sonraki gelişimi üzerinde etkisi olan Sopher® Sistemini geliştirmiştir (Miyazaki vd. 2009).

1980'lerin başında İsviçre'den Profesör Mörmann, ilk nesil Estetik Seramiklerin Ekonomik Restorasyonu (CEREC) adını alan el tipi bir ağız içi tarayıcının patentini alan ve tasarlayan ilk kişi olmuştur. Bu sistemin ortaya çıkışı gerçekten yenilikçi olmuştur. Çünkü aynı gün seramik restorasyonlara izin vermiştir. Bu sistem duyurulduğunda, CAD/CAM terimi dişhekimliği mesleğine hızla yayılmıştır (Miyazaki vd. 2009).

Üçüncüsü ise Procera® sisteminin geliştiricisi Dr. Andersson'dur. O dönemde titanyumun hassas dökümü hala zor olduğundan, Dr. Andersson titanyum kopingleri kıvılcım erozyonu ile üretmeyi denemiştir ve CAD/

CAM teknolojisini kompozit veneer restorasyon sürecine dahil etmiştir. Bu sistem daha sonra tüm seramik altyapıların üretimi için, alçı bir modelin dijitalleştirilmesiyle veriler internet üzerinden işleme merkezine gönderilmiştir (Miyazaki vd. 2009).

CAD/CAM sistemlerinde restorasyon; diş hazırlığı ile aynı seansta direkt olarak klinikte üretilirse “chair-side concept”, diş laboratuvarında üretilirse “lab-side concept” olarak sınıflandırılmaktadır (Turkal 2015).

1985’ten bu yana diş hekimliğinde kullanılmak üzere; PROCERA, CERCON, CICERO ve CEREC gibi çeşitli CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir (Koçak 2006).

Güncel CAD/CAM sistemleri üretim yöntemlerine göre 3 gruba ayrılmaktadır:

- 1- Direkt klinikte kullanılan sistemler (chair-side concept); intraoral olarak tarama yapılmakta ve restorasyon klinikte üretilmektedir. CEREC ve E4D Dentist sistemleri.
- 2- Laboratuvarda kullanılan sistemler (lab-side concept); konvansiyonel ölçüden üretilen model veya direkt ölçüden tarama yapılmakta ve altyapı üretilmektedir. Teknisyen, altyapı üzerine seramik uygulamaktadır. CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemleri.

Üretim merkezli CAD/CAM sistemi; model laboratuvarda taranmakta ve veriler internet üzerinden ana üretim merkezine gönderilmektedir. Restorasyonun alt yapısı hazırlandıktan sonra üzerine seramik eklenmesi için laboratuvara geri gönderilmektedir. Tüm altyapılar aynı merkezde üretildiği için optimal kalite kontrolü sağlanmaktadır. Procera ve Lava sistemleri (Beşir Kalaycı ve Bayındır 2015, Çetindağ ve Ayşef 2016).

Tüm CAD/CAM sistemleri üç bileşenden oluşur:

1. Tüm preparasyon tasarımını ve çevresindeki yapıları kaydeden bir **veri toplama ünitesi**. Dijital ölçü bu adımda elde edilmekte ve direkt veya indirekt olarak yazılabilmektedir.

2. Sanal bir restorasyon oluşturan ve tüm üretim parametrelerini belirleyen bir **işleme yazılımı**.

3. Seçilen restoratif malzemenin katı bloklarını kullanarak restorasyonu üreten otomatik bir **üretim makinesi** (Beuer vd. 2008; Galhano vd. 2012).

İlk 2 kısım CAD üçüncü kısım ise CAM aşamasıdır (Galhano vd. 2012).

Günümüzde CAD sistemleri CAD verilerini paylaşma kabiliyetine göre 2 farklı grupta sınıflandırılabilir: açık CAD sistemleri ve kapalı CAD sistemleri:

Kapalı sistemler, farklı sistemler arasında değiştirilebilirlik olmaksızın tüm adımların entegre edilmesini sağlamaktadır. Bu kapalı sistemde profesyonel, tüm yazılım güncellemeleri için belirli bir üreticiye güvenmektedir.

Açık sistemler, farklı CAD ve CAM kombinasyonları arasında seçim yapılmasına olanak tanımaktadır (Galhano vd. 2012).

2.1. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Üretim Yöntemleri

Dijital teknolojinin ilerlemesiyle birlikte, diş hekimliğinde malzeme işleme için eksiltmeli üretim (subtractive manufacturing) (SM) ve eklemeli üretim (additive manufacturing) (AM) gibi yeni teknikler ortaya çıkmıştır. Eklemeli üretim, gereksiz atık malzemeyi en aza indirirken çoklu karmaşık geometriler üretme yeteneği ile eksiltmeli üretimden ayrılmaktadır (Perea-Lowery vd. 2021).

2.1.1 Eksiltmeli Üretim Yöntemleri

İlk sistemler neredeyse yalnızca restorasyonun frez, elmas veya elmas diskler kullanılarak prefabrik bir bloktan kesilmesine dayanmaktaydı (Strub vd. 2006).

Eksiltmeli imalat, restorasyonun, bilgisayar sayısal kontrollü bir makine tarafından daha büyük bir bloktan frezelenmesine dayanmaktadır (Abduo vd. 2014)

Yakın zamana kadar, diş hekimliğinde CAM süreci, eksiltmeli üretim süreci ile eş anlamlıydı. Bilgisayar sayısal kontrollü frezeleme ile malzeme kaybı %90'a ulaşabilmektedir. Ayrıca, eksiltmeli teknik, üretebileceği nesne sayısı açısından da bir sınırlamaya sahiptir ve daha karmaşık geometrileri yeniden üretme yeteneğine sahip değildir. Ayrıca, kullanılan takımlar tekrarlanan kullanımdan sonra aşınma belirtileri göstermekte ve bu da üretilen nesnelerde çatlaklara yol açabilmektedir. Restorasyonları üretmenin alternatif yolları eklemeli üretim süreçleridir (Kessler vd. 2020).

2.1.2. Eklemeli Üretim Yöntemleri

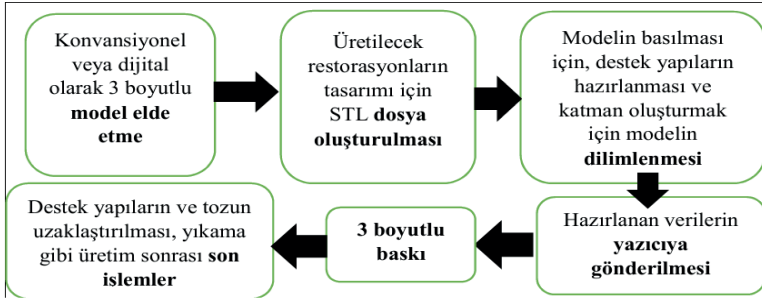
Eklemeli üretim(AM), American Society for Testing Materials (ASTM) tarafından tanımlandığı üzere eksiltmeli üretim yöntemlerinin aksine, üç boyutlu model verilerinden, genellikle katman katman nesneler yapmak için malzemeleri birleştirme işlemi olarak tanımlanmaktadır (Grant vd. 2016; van Noort 2012)

Hızlı prototipleme, bilgisayar destekli tasarım ve üretime dayalı fiziksel modelleri imal etmek için kullanılan bir dizi ilgili tekniğe verilen isimdir. Başlangıçta dijital modellerin dilimlenmesi yapılmakta, daha sonra otomatik katman katman inşa süreci ile enine kesitler üretilmekte ve bu 3 boyutlu fiziksel yapılar hızlı prototipler olarak bilinmektedir. “Katmanlı üretim”, “katı serbest form üretimi” veya “3B baskı” olarak da bilinmektedir (Biglinovd. 2011; Das vd. 2019).

Süreç, bir 3 boyutlu tasarım dosyası alıp bir dizi kesit dilimi oluşturarak işlemektedir. Daha sonra her bir dilim üst üste eklenerek 3 boyutlu nesne oluşturulmaktadır (van Noort 2012). Eklemeli üretim, artan dikey nesne birikimi, malzeme israfı olmaması, büyük nesneler üretilebilmesi, kuvvet uygulaması olmadan pasif üretim yapabilmesi ve ince detay üretimi gibi özellikleriyle eksiltmeli üretimden ayrılmaktadır (Abduo vd. 2014).

• 3 Boyutlu Yazıcı Sistemleri

3 boyutlu baskının temeli, cisimlerin yüzeyinin genellikle STL (Stereolitografi, Standart Dönüşüm Dili, Yüzey Mozaikleme Dili veya Standart Üçgenleme Dili) dosya formatında tanımını içermektedir (Kessler vd. 2020). 3 boyutlu baskı süreci genel olarak altı temel adımdan oluşmaktadır (Şekil 4) (Sürmen 2019).



Şekil 4. 3 boyutlu yazıcılar ile üretim süreci (Dawood vd. 2015).

3 boyutlu yazıcılar üç eksen (x, y, z eksenleri) üretim yapmaktadır. x ve y eksenleri, yatay düzlemde iki boyutlu görüntüyü ifade ederken, z eksen x ve y eksenlerinin üst üste eklenmesi ile oluşan dikey yönü ifade etmektedir. Yani z eksen iki boyutlu görüntüyü üç boyuta taşımaktadır (Yaşar 2022).

3B yazıcılar, kullanılan teknolojinin yanı sıra çözünürlük, doğruluk ve tekrarlanabilirlik açısından da farklılık göstermektedirler. Çözünürlük, 3 boyutlu yazıcının yeniden üretebileceği bir nesnenin en ince veya en küçük özelliğidir ve her teknolojiye ve her yazıcıya özgüdür (Jockusch ve Özcan 2020). Yazıcının çözünürlüğü, dikey doğruluğu temsil eden ve herhangi bir 3B yazıcının temel teknik özelliklerinden biri olan katman kalınlığı, yani z eksen

ile belirlenmektedir (Kessler vd. 2020). Hassasiyet veya tekrarlanabilirlik, bir 3B yazıcının tam olarak aynı 3B boyutlara sahip nesneler üretme yeteneğidir (Jockusch ve Özcan 2020).

3B baskıda toz, filament ve tabaka formunda önceden oluşturulmuş polimerik malzemeler kullanılırken, bazı eklemeli üretim yöntemlerinde de ışığa duyarlı reçinelerin aktif polimerizasyonu kullanılmaktadır (Stansbury ve Idacavage 2016). 23 Eklemeli üretimin ana yöntemleri arasında stereolitografi (SLA, SL), dijital ışık projeksiyonu (DLP), fotopolimer püskürtme (PPJ), toz bağlayıcı yazıcılar (PBP), kaynaşmış biriktirme modelleme (FDM) ve seçici lazer sinterleme (SLS) bulunmaktadır (Sa vd. 2019).

Diş hekimliğinde en yaygın 3 boyutlu baskı teknolojisi türleri stereolitografi(SLA), dijital ışık işleme(DLP) ve malzeme püskürtmedir(MJ) (Türkyılmaz ve Wilkins 2021).

2.1.1.1. Stereolitografi (SLA) (SL)

Stereolitografi (SLA) diş hekimliğinde en eski ve en yaygın kullanılan 3D baskı yöntemidir. SLA'nın prensibi, bir lazer tarafından polimerize edilen ve katılaştırılan UV'ye duyarlı sıvı monomerden yapılmış bir nesnenin katmanlı yapısına dayanmaktadır (Kessler vd. 2020). Tekniğin temel ilkesi, UV ışığa maruz kalan monomerlerin katılarak sınırlı hareket edebilmesi nedeniyle lokal olarak polimerizasyon reaksiyonunu aktive etmesidir (Javaid ve Haleem 2019; Zaharia vd. 2017).

Bir stereolitografi cihazı, ışıkla sertleşen fotopolimer reçine teknesinde her seferinde bir katman oluşturmak için bir tarama lazeri kullanmaktadır. Her katman lazer tarafından sıvı reçinenin yüzeyine çekilerek, polimerize edilmektedir ve çapraz bağlanmaktadır. Katı bir nesne elde etmek için nesne katman katman tekrarlanmaktadır (Dawood vd. 2015). SLA tekniğinde, polimerize edilecek olan reçinenin hemen altında bir tabla bulunmaktadır. Bu tabla, reçineyle dolu kazan içerisinde hareket edebilmektedir. Yüzeydeki sıvı reçine, lazer ile polimerize edildikten sonra tabla, yeni katmanların oluşturulması için polimerize olan katman kalınlığı kadar aşağı inmektedir (Çelik vd. 2013; van Noort 2012). İşlem tamamlandıktan sonra, nesneler polimerize olmamış reçineyi uzaklaştırmak için bir çözücü ile temizlenmektedir ve ardından reçine, tamamen polimerize olması için bir ultraviyole fırına yerleştirilmektedir (van Noort 2012).

Bu yöntem, hızlı bir yöntem değildir (van Noort 2012). Elde edilen parça çözünürlüğü baskı hızıyla ters orantılıdır (Stansbury ve Idacavage 2016). Oluşturulan nesnelerin boyutuna ve sayısına bağlı olarak, lazer uygulaması her katman için bir veya iki dakika sürebilmektedir. Nesne küçükse, tablada yan yana dururken aynı anda birkaç tane 24 üretilmektedir. Tipik bir çalışma

6 ila 12 saat arasında sürebilmekte ve büyük nesneler için birkaç gün süren çalışmalar mümkündür (van Noort 2012).

SLA ve DLP arasındaki temel fark, görüntünün bir ark lambası veya dijital mikro ayna cihazı olarak bilinen, mikroskobik olarak küçük aynalar tarafından oluşturulduğu ışık kaynağıdır. Her ayna yansıtılan görüntüdeki bir veya daha fazla pikseli temsil etmektedir. Ayna sayısı yansıtılan görüntünün çözünürlüğüne karşılık gelmektedir (Revilla-León ve Özcan 2019).

2.1.1.2. Dijital Işık İşleme (DLP)

DLP ve SLA yöntemleri birbirine çok benzemektedir.

DLP yönteminde kullanılan dijital projektörler, x-y eksenindeki bir malzeme katmanının bir kerede tam bir polimerizasyonuna izin vermekte, bu da baskı yaparken bunu önemli ölçüde daha hızlı bir üretim yöntemi haline getirmektedir. Sistemin hızlı olması, çözünürlük ve yüzey detaylandırılmasında bir düşüşe neden olmaktadır. Ancak üretilen objenin hacmi azaldığında çözünürlük ve yüzey detaylandırılması artmaktadır (Türkyılmaz ve Wilkins 2021). DLP 3 boyutlu baskı tekniği yalnızca küçük boyutlu nesneleri basabilmektedir. Bu nedenle esas olarak mücevher dökümü ve diş hekimliği alanlarında kullanılmaktadır (Quan vd. 2020).

DLP teknolojisinin SLA tekniğine kıyasla avantajı, lazerle her bir alanı birbiri ardına taramak yerine desenli lazer ışığı üreterek her katmanın tek bir lazer pozlama atışıyla kürlenebilmesidir. DLP yöntemindeki piksel tabanlı pozlama nedeniyle çözünürlük sisteme bağlı olarak daha yüksek olabilmekte, ancak iki teknikten birbirine göre temel bir üstünlükten bahsedilememektedir (Kessler vd. 2020).

Stereolitografi(SLA) yöntemiyle üretilen modeller DLP ile üretilenlerden daha doğrudur, ancak DLP yazıcılarda polimerizasyon süreci SLA'dan daha hızlı kabul edilmektedir, çünkü SLA bir lazer ışık kaynağı kullanırken DLP bir dijital projektör kullanmaktadır (Alsandi vd. 2021).

Üstün çözünürlüğü, hassasiyeti, hızlı kürlenmesi nedeniyle dijital ışık işleme (DLP), 3B baskı için en yaygın kullanılan teknolojilerden biridir (Perea-Lowery vd. 2021).

2.1.1.3. Sıvı Kristal Ekran (LCD)

DLP ve LCD 3B baskı teknolojisi arasındaki en büyük fark görüntüleme sistemidir. LCD 3B baskı tekniğinde görüntüleme sistemi olarak sıvı kristal ekran kullanılmaktadır. Sıvı kristale bir elektrik alanı uygulandığında, moleküler düzenini değiştirmekte ve ışığın geçmesini önlemektedir. Gelişmiş sıvı kristal ekran teknolojisi sayesinde sıvı kristal ekranın çözünürlüğü çok

yüksektir. Elektrik alan değişimleri sırasında, az sayıda sıvı kristal molekülü yeniden düzenlenememekte ve bu da zayıf ışık sızıntısına neden olmaktadır. Bu, LCD baskı teknolojisinin hassasiyetinin DLP'den daha düşük olmasına neden olmaktadır (Quan vd. 2020).

2.1.1.4. Polimer Jet Yöntemi (Multijet-Polyjet-MJ-Malzeme Püskürtme-PP)

Prensip büyük ölçüde geleneksel ev tipi bir mürekkep püskürtmeli yazıcı ile karşılaştırılabilmektedir (Kessler vd. 2020). Mürekkep damlaları yerine, piezoelektrik başlıklar sıvı fotopolimer damlacıkları püskürtmekte ve UV lambalar, fotopolimeri hemen sertleştirmektedir. Piezoelektrik başlık hareketli platformun üzerinde konumlandırılmaktadır. İlk katman tamamlandıktan sonra platform aşağıya inmekte ve diğer katman inşa edilmektedir. Bu işlem model elde edilene tekrarlanmaktadır (Yavuz ve Yılmaz 2021).

Mürekkep püskürtmeli yazıcılar, son derece küçük mürekkep damlaları püskürterek çok yüksek çözünürlükte baskı yapabilmektedir (van Noort 2012).

Fotopolimer püskürtme ve malzeme püskürtme işlemlerinde nesnelerin yüzey kalitesi ve baskı çözünürlüğü çok yüksektir, baskı için en geniş kapsamlı teknolojilerdir (Kessler vd. 2020). Bu yazıcıların benzersiz bir özelliği, tek bir baskı döngüsü sırasında birden fazla malzeme basabilmeleridir (Türkyılmaz ve Wilkins 2021).

Kaliteli yüzey yapısı sebebiyle son işlemlere gerek duyulmamaktadır (Stansbury ve Idacavage 2016). MJM, DLP tipi gibi diğer 3 boyutlu baskı cihazlarından yaklaşık 5 ila 10 kat daha pahalıdır (Ko vd. 2017).

2.1.1.5. Toz Yatağı Füzyonu, Powder Bed Fusion (PBF)

Toz yatağı füzyonu üretim teknikleri seçici lazer sinterleme (SLS), doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS), seçici lazer ergitme (SLM) ve elektron ışını ergitme (EBM) olarak dörde ayrılmaktadır (Shirazi vd. 2015).

• Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Selektif Lazer Ergitme (SLM)

Seçici lazer sinterleme, bir nesnenin tek tek katmanlarının sinterlenmesi olarak tanımlanmaktadır; bu, bir lazerin yüzeydeki tek tek malzeme parçacıklarını kaynaştırması anlamına gelmektedir. Böylece sadece kısmi bir eritme işlemi gerçekleşmektedir (Kessler vd. 2020). Seramik veya metal restorasyonların üretilmesinde kullanılabilen teknolojilerden biridir. Bu yöntemde, diş restorasyonunun bilgisayar tasarımı, eksiltmeli üretimle çalışan CAM sistemlerindeki kesici takım yoluna çok benzeyen bir yol oluşturmaktadır. Ancak sistem kesme yerine yol boyunca malzeme sıyırmakta, seramik veya metal tozu “banyosundan” bir parça oluşturmakta ve karmaşık parça tamamlanana kadar sürekli malzeme eklemektedir. Geriye fazla malzeme

kalmamaktadır (Strub vd. 2006). Lazer ışını, tamamen erimeyi önlemek için sıcaklığı yerel olarak metal parçacığın erime noktasına yakın bir seviyeye yükseltmektedir (Kathuria 1999; Khaing vd. 2001). Platform hafifçe tozun içine daldırılmakta ve toz kalınlığı toz havuzu üzerinde yuvarlanan bir silindir tarafından kontrol edilmektedir. Her yeni toz katmanı uygulamasından sonra, 3B nesne tamamlanana kadar lazer eritme işlemi tekrarlanmaktadır. Metalin oksidasyonu, eritme işleminin kapalı bir gaz odasına hapsedilmesiyle kontrol edilebilmektedir (Abduo vd. 2014). En yaygın kullanılan metaller Cr-Co ve titanyumdur (Kessler vd. 2020).

Seçici lazer eritmede (SLM) ise malzeme tozu doğrudan işleme noktasında lokal olarak eritilmektedir. Lazer yerine bir elektron ışını kullanılırsa, işlem elektron ışını eritme (EBM) olarak adlandırılmaktadır (Kessler vd. 2020).

Seçici lazer sinterleme terimi, seramik veya polimerlerden bir modelin üretimini tanımlamak için kullanılırken, seçici lazer eritme metalden model üretimini tanımlamaktadır (van Noort 2012). Seçici lazer eritme, kronlar, sabit diş protezleri veya çıkarılabilir kısmi protez iskeletleri gibi metalleri üretmek için mevcut olan tek katkı yöntemidir (Abduo vd. 2014).

CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

-Konvansiyonel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmıştır ve daha kısa süre içinde daha uyumlu restorasyonlar elde edilmiştir.

-Hata potansiyeli oldukça azalmış ve konvansiyonel ölçü yöntemlerinden kaynaklanabilecek çapraz kontaminasyon riski ortadan kalkmıştır.

-Hem hastalar hem de hekim açısından zaman kaybı azalmıştır.

-Ölçü almanın yanısıra, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkmıştır (Çetindağ ve Ayşef 2016; Karaalioğlu ve Duymuş 2008).

CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

-Üretim maliyeti

-Monokromatik bloklar kullanıldığı zaman ideal estetik her zaman karşılanamamaktadır

- Derin subgingival marjinlere sahip dişlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmekte, bu yüzden iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelebilmektedir (Çetindağ ve Ayşef 2016; Karaalioğlu ve Duymuş 2008).

REFERANSLAR

- 3Shape. (2023). *Lab solutions brochure*.
- 3Shape A/S. (2014). *Dental system: Easy and productive CAD/CAM workflows*.
- 3Shape A/S. (2017). *Dental system: Innovative 3D scanning and CAD solutions*.
- Abdalla, A. M. R. E., & Köroğlu, A. (n.d.). İmplant destekli protezlerde konvansiyonel ve güncel dijital ölçü teknikleri. In *Protetik diş tedavisi 21*.
- Abdulkareem, E. H. (2019). Conventional open-tray impression versus intraoral digital scan for implant-level complete-arch impression. *Smile Dental Journal*, 14(4).
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 2014, e783948. doi:10.1155/2014/783948
- Agustín-Panadero, R., Peñarrocha-Oltra, D., Gomar-Vercher, S., & Peñarrocha-Diago, M. (2015). Stereophotogrammetry for recording the position of multiple implants: Technical description. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(6), 631–636. doi:10.11607/ijp.4146
- Alikhasi, M., Alsharbaty, M. H. M., & Moharrami, M. (2017). Digital implant impression technique accuracy: A systematic review. *Implant Dentistry*, 26(6), 929.
- Alsandi, Q., Ikeda, M., Arisaka, Y., Nikaido, T., Tsuchida, Y., Sadr, A., Yui, N., & Tagami, J. (2021). Evaluation of mechanical and physical properties of light and heat polymerized UDMA for DLP 3D printer. *Sensors*, 21(10), 3331. doi:10.3390/s21103331
- Bakıç, H., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T. (2021). Diş hekimliğinde güncel intraoral tayarıcılar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 289–304. doi:10.17567/ataunidfd.713422
- Baradee, A. A., & Spies, B. C. (n.d.). Are conventional impressions obsolete? A narrative review on the applicability of intraoral scanners. *Australian Dental Journal*. doi:10.1111/adj.70015
- Bayramov, N. (2020). İmplant üstü sabit protezlerde ölçü doğruluğunu etkileyen faktörler. *Dental and Medical Journal-Review*, 2(3), 138–155.
- Beşir Kalaycı, B., & Bayındır, F. (2015). Güncel dental bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 129–136.
- 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. doi:10.1038/sj.bdj.2008.350
- Biglino, G., Schievano, S., & Taylor, A. M. (2011). The use of rapid prototyping in clinical applications. *Advances in Applied Rapid Prototyping Technology for Modern Engineering*, 22, 21–40.

- Boyacı, B. K., & Kocacıklı, M. (2017). Elastomerik ölçü materyallerinde güncel gelişmeler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 8(1), 1535–1546.
- Bračun, D., Gruden, V., & Možina, J. (2008). A method for surface quality assessment of die-castings based on laser triangulation. *Measurement Science and Technology*, 19(4), 045707. doi:10.1088/0957-0233/19/4/045707
- Chaudhary, S., Kumar, S., Aggarwal, R., Uppal, J., Yadav, K., Thoidingjam, B., Nandalur, K. R., & Bandela, V. (2024). Evaluation of the accuracy of digital models generated using photogrammetry. *Cureus*, 16(12), e75448. doi:10.7759/cureus.75448
- Çağlar, İ., Yeşil Duymuş, Z., & Ateş, S. (2015). Diş hekimliğinde kullanılan ölçü sistemlerinde güncel yaklaşımlar: Dijital ölçü. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 135–140.
- Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M. C., & Duysak, A. (2013). Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Journal of Science and Technology of Dumlupınar University*, 31, 53–70.
- Çetindağ Tokgöz, M., & Ayşef, M. (2016). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(3), 524–533.
- Das, L., Sarkar, A., Pal, H., Adak, A., Saha, S., & Sarkar, S. (2019). Rapid prototyping: A future of modern dentistry. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 18(4), 8–14.
- Dawood, A., Marti Marti, B., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529. doi:10.1038/sj.bdj.2015.914
- Ender, A., & Mehl, A. (2011). Full arch scans: Conventional versus digital impressions—An in-vitro study. *International Journal of Computerized Dentistry*, 14(1), 11–21.
- Ergezen, E., Aslan, Y. U., & Özkan, Y. (2025). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM materyalleri. *European Journal of Research in Dentistry*, 9(2), 125–133.
- Farhan, F. A., Sahib, A. J. A., & Fatalla, A. A. (2021). Comparison of the accuracy of intraoral digital impression system and conventional impression techniques for multiple implants in the full-arch edentulous mandible. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(5), 487–492. doi:10.4317/jced.57926
- Faria, J. C., Sampaio-Fernandes, M. A., Oliveira, S. J., Malheiro, R., Sampaio-Fernandes, J. C., & 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. doi:10.3390/app15031388
- Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., & Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144(3), 471–478.

- Flügge, T., Van der Meer, W. J., Gimenez Gonzalez, B., Vach, K., Wismeijer, D., & Wang, P. (2018). The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 29(S16), 374–392. doi:10.1111/clr.13273
- Galhano, G. Á. P., Pellizzer, E. P., & Mazaro, J. V. Q. (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), e575. doi:10.1097/SCS.0b013e31826b8043
- Gómez-Polo, M., Barmak, A. B., Ortega, R., Rutkunas, V., Kois, J. C., & 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*, 32, 208–224. doi:10.1111/jopr.13751
- Granshaw, S. I. (2010). Close range photogrammetry: Principles, methods and applications. *Photogrammetric Record*, 25(130), 203–204. doi:10.1111/j.1477-9730.2010.00574_1.x
- Grant, G. T., Campbell, S. D., Masri, R. M., Andersen, M. R., & The American College of Prosthodontists Digital Dentistry Glossary Development Task Force. (2016). Glossary of digital dental terms. *Journal of Prosthodontics*, 25(S2), S2–S9. doi:10.1111/jopr.12532
- Gülgezen Aydın, H. (n.d.). Dijital ve konvansiyonel ölçüler yardımıyla üretilen anterior tek kron restorasyonlarının iç uyumlarının farklı ölçüm teknikleri ile değerlendirilmesi [Doktora tezi].
- Güth, J.-F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., & Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*, 17, 1201–1208.
- Henkel, G. L. (2007). A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 28(8), 422–424.
- Imburgia, M., Logozzo, S., Hauschild, U., Veronesi, G., Mangano, C., & Mangano, F. G. (2017). Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 17(1), 92. doi:10.1186/s12903-017-0383-4
- Iturrate, M., Minguez, R., Pradies, G., & Solaberrieta, E. (2019). Obtaining reliable intraoral digital scans for an implant-supported complete-arch prosthesis: A dental technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(2), 237–241. doi:10.1016/j.prosdent.2018.03.008
- Javaid, M., & Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 9(3), 179–185. doi:10.1016/j.jobcr.2019.04.004
- Jemt, T., Bäck, T., & Petersson, A. (1999). Photogrammetry—An alternative to conventional impressions in implant dentistry? A clinical pilot study. *International Journal of Prosthodontics*, 12(4), 363–368.

- Jockusch, J., & Özcan, M. (2020). Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. *Dental Materials Journal*, 39(3), 345–354. doi:10.4012/dmj.2019-123
- Karaalioglu, O. F., & Yeşil Duymuş, Z. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(1), 25–32.
- Kathuria, Y. P. (1999). Microstructuring by selective laser sintering of metallic powder. *Surface and Coatings Technology*, 116, 643–647.
- Kessler, A., Hickel, R., & Reymus, M. (2020). 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30–40. doi:10.2341/18-229-L
- Khaing, M. W., Fuh, J. Y. H., & Lu, L. (2001). Direct metal laser sintering for rapid tooling: Processing and characterisation of EOS parts. *Journal of Materials Processing Technology*, 113(1–3), 269–272.
- Kiraz, M. S., & Çevik, P. (2022). İmplant üstü protezlerde konvansiyonel ve dijital ölçü teknikleri. *Selcuk Dental Journal*, 9(1), 268–277.
- Ko, D.-H., Gyak, K.-W., & Kim, D.-P. (2017). Emerging microreaction systems based on 3D printing techniques and separation technologies. *Journal of Flow Chemistry*, 7(3–4), 72–81.
- Koç, B., & Sen, D. (2025). İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda konvansiyonel ölçü teknikleri ile dijital ölçü sistemlerinin karşılaştırmalı değerlendirmesi ve implant tarama gövdelerinin incelenmesi. *Aydın Dental Journal*, 11(2), 193–203.
- Koçak, A. (2006). Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi [Doktora tezi, Marmara Üniversitesi].
- Lee, S. J., Betensky, R. A., Gianneschi, G. E., & Gallucci, G. O. (2015). Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clinical Oral Implants Research*, 26(6), 715–719. doi:10.1111/clr.12375
- Lee, S. J., & Gallucci, G. O. (2013). Digital vs conventional implant impressions: Efficiency outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 24(1), 111–115. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02430.x
- Lee, S. J., Kim, S.-W., Lee, J. J., & Cheong, C. W. (2020). Comparison of intraoral and extraoral digital scanners: Evaluation of surface topography and precision. *Dentistry Journal*, 8(2), 52.
- Lie, A., & Jemt, T. (1994). Photogrammetric measurements of implant positions: Description of a technique to determine the fit between implants and superstructures. *Clinical Oral Implants Research*, 5(1), 30–36. doi:10.1034/j.1600-0501.1994.050104.x
- Logozzo, S., Franceschini, G., Kilpelä, A., Governi, L., Caponi, M., & Blois, L. (2011). A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Internet Journal of Medical Technology*, 5, 0–0.

- Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., & Mäkynen, A. (2014). Recent advances in dental optics. Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 203–221. doi:10.1016/j.optlaseng.2013.07.017
- Manicone, P. F., De Angelis, P., Rella, E., Damis, G., & D'Addona, A. (2022). Patient preference and clinical working time between digital scanning and conventional impression making for implant-supported prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 589–596. doi:10.1016/j.prosdent.2020.11.042
- 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.
- Mizumoto, R. M., & Yilmaz, B. (2018). Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 343–352.
- Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137, 7S–13S.
- van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental Materials*, 28(1), 3–12. doi:10.1016/j.dental.2011.10.014
- Peñarrocha-Oltra, D., Agustín-Panadero, R., Bagán, L., Giménez, B., & Peñarrocha, M. (2014). Impression of multiple implants using photogrammetry: Description of technique and case presentation. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 19(4), e366–e371. doi:10.4317/medoral.19365
- Perea-Lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2021). 3D-printed vs heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials*, 14(19), 5781.
- Piedra-Cascón, W., Methani, M. M., Quesada-Olmo, N., Jiménez-Martínez, M. J., & Revilla-León, M. (2021). Scanning accuracy of nondental structured light extraoral scanners compared with that of a dental-specific scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(1), 110–114. doi:10.1016/j.prosdent.2020.04.009
- Pradies, G., Ferreiroa, A., Özcan, M., Giménez, B., & Martínez-Rus, F. (2014). Using stereophotogrammetric technology for obtaining intraoral digital impressions of implants. *Journal of the American Dental Association*, 145(4), 338–344. doi:10.14219/jada.2013.45
- Quaas, S., Rudolph, H., & Luthardt, R. G. (2007). Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of Dentistry*, 35(12), 903–908. doi:10.1016/j.jdent.2007.08.008
- Quan, H., Zhang, T., Xu, H., Luo, S., Nie, J., & Zhu, X. (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive Materials*, 5(1), 110–115.
- Revilla-León, M., Fogarty, R., Barrington, J. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2020). Influence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(2), 202–210. doi:10.1016/j.prosdent.2019.07.011

- Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., Drone, M., Barmak, A. B., Guinot-Barona, C., Att, W., Kois, J. C., & Alonso Pérez-Barquero, J. (2024). Impact of scanning distance on the accuracy of a photogrammetry system. *Journal of Dentistry*, 142. doi:10.1016/j.jdent.2024.104854
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146–158. doi:10.1111/jopr.12801
- Revilla-León, M., Rubenstein, J., Methani, M. M., Piedra-Cascón, W., Özcan, M., & Att, W. (2023). Trueness and precision of complete-arch photogrammetry implant scanning assessed with a coordinate-measuring machine. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(1), 160–165. doi:10.1016/j.prosdent.2021.05.019
- Ribeiro, P., Díaz-Castro, C. M., Ríos-Carrasco, B., Ríos-Santos, J. V., & Herrero-Clement, M. (2024). Stereo-photogrammetry for impression of full-arch fixed dental prosthesis: An update of the reviews. *Prosthesis*, 6(4), 939–951. doi:10.3390/prosthesis6040068
- Sa, L., Kaiwu, L., Shenggui, C., Junzhong, Y., Yongguang, J., Lin, W., & Li, R. (2019). 3D printing dental composite resins with sustaining antibacterial ability. *Journal of Materials Science*, 54(4), 3309–3318. doi:10.1007/s10853-018-2801-7
- Saghiri, M. A., Nath, D., Oguagha, O., Morgano, S. M., & Saghiri, A. M. (2021). A new reliable alternate method to an intraoral scanner (in-vitro study). *Physics in Medicine*, 12. doi:10.1016/j.phmed.2021.100036
- Saghiri, M. A., Saghiri, A. M., Samadi, E., Vakhnovetsky, J., Kowalczyk, A., Farhadi, M., Shahid, O., Memariani, A., & Morgano, S. M. (2024). Advancing 3D dental scanning: The use of photogrammetry with light detection and ranging for edentulous arches. *Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2024.10.032
- Sánchez-Monescillo, A., Hernanz-Martín, J., González-Serrano, C., González-Serrano, J., & Duarte, S. Jr. (2019). All-on-four rehabilitation using photogrammetric impression technique. *Quintessence International*, 50(4), 288–293. doi:10.3290/j.qi.a42098
- Shirazi, S. F. S., Gharekhani, S., Mehrali, M., Yarmand, H., Metselaar, H. S. C., Kadri, N. A., & Abu Osman, N. A. (2015). A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: Selective laser sintering and inkjet 3D printing. *Science and Technology of Advanced Materials*, 16(3), 033502. doi:10.1088/1468-6996/16/3/033502
- Siqueira, R., Galli, M., Chen, Z., Mendonça, G., Meirelles, L., Wang, H.-L., & Chan, H.-L. (2021). Intraoral scanning reduces procedure time and improves patient comfort in fixed prosthodontics and implant dentistry: A systematic review. *Clinical Oral Investigations*, 25(12), 6517–6531.
- Stansbury, J. W., & Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, 32(1), 54–64. doi:10.1016/j.dental.2015.09.018

- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289–1296. doi:10.14219/jada.archive.2006.0389
- Stuani, V. T., Ferreira, R., Manfredi, G. G. P., Cardoso, M. V., & Sant'Ana, A. C. P. (2019). Photogrammetry as an alternative for acquiring digital dental models: A proof of concept. *Medical Hypotheses*, 128, 43–49. doi:10.1016/j.mehy.2019.05.015
- Sužiedelytė-Visockienė, J., Bagdžiūnaitė, R., Malys, N., & Maliene, V. (2015). Close-range photogrammetry enables documentation of environment-induced deformation of architectural heritage. *Environmental Engineering and Management Journal*, 14(6), 1371–1381.
- Sürmen, H. K. (2019). Eklemeli imalat (3B baskı): Teknolojiler ve uygulamalar. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, 24(2), 373–392. doi:10.17482/uumfd.519147
- Turkal, M. (2015). Tekrarlanan fırınlamalar ve farklı yüzey bitirme tekniklerinin lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM ve presleme yoluyla elde edilen cam seramiklerin bükülme dayanıklılığı ve yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi [Doktora tezi].
- Türkyılmaz, I., & Wilkins, G. N. (2021). 3D printing in dentistry—Exploring the new horizons. *Journal of Dental Sciences*, 16(3), 1037–1038. doi:10.1016/j.jds.2021.04.004
- Yaşar, H. (2022). 3D yazıcı ile üretilen daimi kron materyalinin renk stabilitesinin incelenmesi [Yüksek lisans tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi].
- Yavuz, E., & Yılmaz, S. (2021). Diş hekimliğinde yeni ve hızla ilerleyen üretim teknolojisi: 3 boyutlu yazıcılar. *Akdeniz Tıp Dergisi*, 7(2), 197–205.
- Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R., & Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: Evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, 14(1), 10. doi:10.1186/1472-6831-14-10
- Zaharia, C., Gabor, A.-G., Gavrilovici, A., Stan, A. T., Idorasi, L., Sinescu, C., & Negruțiu, M.-L. (2017). Digital dentistry: 3D printing applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, 2(1), 50–53.



GELENEKSELDEN DİJİTALE: ÖLÇÜ YÖNTEMLERİNDE YENİLİKLER

“ ”

Mihriban UÇAR KARTAL¹

Sabire İŞLER²

¹ Tez Künye Numarası:936068 Araş.Gör. Mihriban Uçar Kartal

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1010-6565> Email: mhrbanucar@gmail.com

² Prof. Dr. Sabire İşler İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dalı ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1455-2127> Email: sdeger@istanbul.edu.tr

1. GİRİŞ

Dijital teknolojilerin diş hekimliğine entegrasyonu, özellikle ölçü alma ve modelleme süreçlerinde büyük bir dönüşüm yaratmış; geleneksel yöntemlerin yerini giderek dijital ölçü sistemlerinin almasına zemin hazırlamıştır (Richert ve ark., 2017). Geleneksel ölçü materyallerinin teknik hassasiyet gerektirmesi, hacimsel değişime açık olması ve hasta konforunu sınırlaması, bu yöntemlerin dezavantajlarını oluşturmaktadır. Buna karşılık dijital ölçülerin yüksek çözünürlükte veri sunması, ölçü hatalarını azaltması ve CAD/CAM süreçleriyle doğrudan entegre edilebilmesi klinik uygulamalarda önemli avantajlar sağlamaktadır (Christensen, 2009).

Çeşitli klinik çalışmalar, dijital ölçülerin özellikle implant ve tam seramik restorasyonlarda yüksek hassasiyet sunduğunu ve elde edilen verilerin tekrarlanabilirliğinin tedavi planlamasında güvenilirlik sağladığını göstermektedir (Renne ve ark., 2017; Su & Sun, 2015). Bu bağlamda dijitalleşme yalnızca ölçü alma tekniğini değil, protetik tedavinin tüm iş akışını etkileyen yenilikçi bir yaklaşım ortaya koymaktadır.

2. DİŞ HEKİMLİĞİNDE ÖLÇÜ KAVRAMI

2.1. ÖLÇÜNÜN TANIMI

Protetik Terimler Sözlüğü'nde ölçü, "diş ve çevre dokuların izi" olarak tanımlanmakta olup, restorasyon üretimi için bu yapıların üç boyutlu morfolojisinin doğru biçimde kaydedilmesini gerektirir (Rosenstiel, Land & Fujimoto, 2015). Geleneksel ölçüler, elastomerik materyaller kullanılarak alınan negatif dokusal kayıtlarla elde edilirken; dijital ölçüde anatomik yapı optik sistemlerle doğrudan üç boyutlu olarak taranmaktadır (Richert ve ark., 2017).

İmplant destekli protezlerde ölçü, implant-implant veya implant-çevre doku ilişkilerinin laboratuvara doğru şekilde aktarılmasını kapsar ve uzun dönem başarısının sağlanabilmesi için implant pozisyonunun en doğru biçimde modele yansıtılması kritik önem taşır (Alpkılıç, 2019; Flügge ve ark., 2018). Kullanılan yönteme bakılmaksızın, ölçünün temel amacı anatomik yapıların eksiksiz, bozulmadan ve tekrarlanabilir şekilde kaydedilmesidir (Rosenstiel, Land & Fujimoto, 2015).

2.2. PROTETİK TEDAVİLERDE ÖLÇÜNÜN ÖNEMİ

Protetik restorasyonlarda başarı, büyük ölçüde doğru ölçü alınmasına bağlıdır. Hem diş hem implant destekli restorasyonlarda pasif uyumun sağlanması, mekanik ve biyolojik komplikasyonların önlenmesi açısından vazgeçilmezdir (Mulcahy ve ark., 2000; De França ve ark., 2015). Pasif uyum;

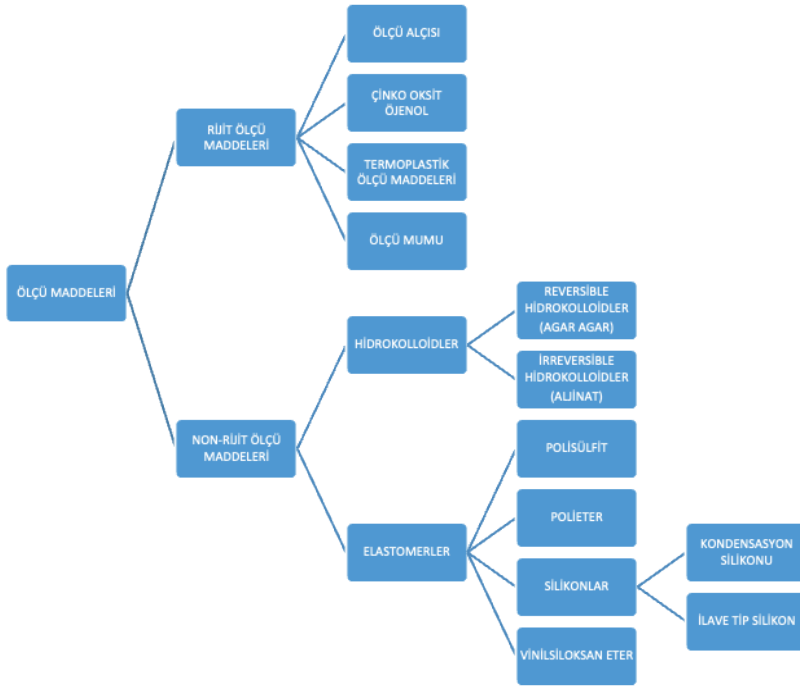
restorasyonun dayanaklarla eş zamanlı ve stres oluşturmada uyum göstermesi olarak tanımlanmakta, bu nedenle ölçü doğruluğu tedavi başarısının anahtar unsurlarından birini oluşturmaktadır (Mulcahy ve ark., 2000). Ölçü alma sürecindeki materyal seçimi, ölçü tekniği veya operatör uygulamasındaki hatalar, ağız içi dokuların laboratuvar modeline yanlış aktarılmasına ve buna bağlı uyumsuzluklardan kaynaklanan stres birikimine yol açabilir (Punj ve ark., 2017). Bu tür hataları azaltmak amacıyla geleneksel yöntemlerdeki gelişmeler yerini giderek dijital sistemlere bırakmış; dijital ölçülerin CAD/CAM süreçleriyle uyumu daha öngörülebilir restorasyonlar oluşturulmasını sağlamıştır (Christensen, 2009). Dijital ölçülerin değerlendirilmesinde hassasiyet (accuracy) kavramı iki bileşenden oluşur: doğruluk (trueness) ve tutarlılık (precision). Doğruluk, elde edilen ölçünün gerçek anatomiye ne kadar temsil ettiğini; tutarlılık ise tekrarlanan ölçümlerin birbirine ne kadar yakın olduğunu ifade eder (Sanda ve ark., 2021; Renne ve ark., 2017; Su & Sun, 2015). Sonuç olarak, hangi teknoloji kullanılırsa kullanılsın klinik açıdan kabul edilebilir bir ölçü, dokuları tüm yönleriyle doğru ve tekrarlanabilir şekilde yansıtan ölçüdür (Rosenstiel, Land & Fujimoto, 2015).

3.ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ

Protetik diş tedavisinde ölçü alma, restorasyonun başarısını belirleyen en temel aşamalardan biridir. Günümüzde bu süreç, teknolojik gelişmelerin etkisiyle iki ana yaklaşıma ayrılmaktadır: geleneksel ölçü yöntemleri ve dijital ölçü yöntemleri. Geleneksel yaklaşım fiziksel materyallerle yapılan klasik ölçü tekniklerini içerirken, dijital yaklaşım bilgisayar destekli sistemler aracılığıyla ölçülerin sanal ortamda alınmasını ve işlenmesini sağlamaktadır (Corsalini ve ark., 2024; Joda, Zarone & Ferrari, 2017).

3.1 GELENEKSEL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ

Geleneksel ölçü yöntemleri, 1900'lü yıllardan günümüze kadar güvenilir bir ölçü alma tekniği olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem, ölçü kaşığının uygun ölçü materyaliyle doldurulup ağız içine yerleştirilmesi, materyalin sertleşmesinin ardından kaşıkla birlikte çıkarılması esasına dayanır. Zamanla gelişen dental materyal teknolojisi sayesinde, ölçü alma sürecinde farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip birçok materyal geliştirilmiştir. Bu yöntemler, temelde aljinat, polisülfid, polieter ve A ve C tipi silikonlar kullanılarak uygulanmaktadır (Cicciù ve ark., 2020).



Şekil 1: Ölçü maddelerinin sınıflandırılması

- Aljinat, düşük maliyetli, kullanımı kolay ve hızlı sertleşen bir ölçü materyalidir. Ancak ağızdan çıkarıldıktan sonra boyutsal değişikliklere uğrama eğilimindedir, bu nedenle ölçülerin kısa sürede dökülmesi gerekir (Cervino ve ark., 2019; Erbe ve ark., 2012).
- Polisülfitler, yüksek akışkanlık ve yırtılma direncine sahiptir, detaylı ölçü alınmasına olanak tanır. Ancak sertleşme süresinin uzun olması ve hoş olmayan kokusu dezavantajları arasındadır (Renne ve ark., 2017; Shetty, Bhandari, & Mehta, 2014).
- Polieterler, yüksek boyutsal stabiliteye ve hidrofilik özelliklere sahiptir; bu nedenle tükürük veya nemli ortamlarda bile hassas ölçüler elde edilebilir. Ancak rijit yapısı ölçünün çıkarılmasını zorlaştırabilir (Renne ve ark., 2017; Anusavice, Shen, & Rawls, 2012).
- Silikon esaslı ölçü materyalleri, kondenzasyon (C tipi) ve ilave (A tipi) silikonlar olarak ikiye ayrılır. Kondenzasyon silikonları, uygun çalışma süresi ve detay kaydı sağlamasına rağmen yan ürün olarak oluşan etil alkol nedeniyle boyutsal değişim gösterebilir (Renne ve ark., 2017; Rubel, 2007). İlave tip silikonlar (A tipi) ise platin katalizli reaksiyonları sayesinde yüksek boyutsal stabilite ve tekrarlanabilirlik sunar. Hidrofilik versiyonları, yüzey detaylarını daha iyi yansıtır

(Anusavice, Shen, & Rawls, 2012; Shillingburg, 2008; Rubel, 2007; Wezgowiec et al., 2022).

3.1.1. AVANTAJLAR VE SINIRLILIKLAR

Geleneksel ölçü materyalleri, akışkanlık, yırtılma direnci, boyutsal stabilite ve detay yansıtma kabiliyeti açısından birbirinden farklı performans sergiler.

- **Aljinatlar**, kolay uygulanabilirlik ve hasta konforu açısından avantajlı, ancak düşük boyutsal stabiliteye sahiptir (Cervino *ve ark.*, 2019; Erbe *ve ark.*, 2012).
- **Polisüflitler**, yüksek elastikiyet ve yırtılma direncine rağmen uzun sertleşme süreleri nedeniyle sınırlıdır (**Renne *ve ark.*, 2017** Rubel, 2007).
- **Polieterler**, detay kaydı açısından üstün olmakla birlikte rijit yapıları nedeniyle çıkarma zorluğu yaratabilir **Renne *ve ark.*, 2017**; Anusavice, Shen, & Rawls, 2012; Rubel, 2007).
- **A tipi silikonlar**, yüksek boyutsal stabilite ve yüzey doğruluğu ile en çok tercih edilen elastomerlerdendir; **C tipi silikonlar** ise boyutsal değişime daha yatkındır (Shillingburg, 2008; Anusavice, Shen, & Rawls, 2012; Rubel, 2007; Wezgowiec *ve ark.*, 2022).

Sonuç olarak, her materyalin kendi avantaj ve sınırlılıkları vardır; seçim, klinik gereksinimlere, ölçü alınacak bölgenin özelliklerine ve istenen doğruluk seviyesine göre yapılmalıdır.

3.1.2. GELENEKSEL ÖLÇÜ ALMA YÖNTEMLERİ

Geleneksel ölçü alma yöntemleri, kullanılan materyal ve tekniklerin çeşitliliğine bağlı olarak farklı klinik durumlara uyarlanabilmektedir. Ölçü tekniğinin seçimi, restorasyonun doğal diş destekli ya da implant destekli olmasına göre değişkenlik gösterir (Donovan & Chee, 2004)

Doğal Diş Destekli Protezlerde Kullanılan Ölçü Teknikleri

Doğal diş destekli sabit veya hareketli protezlerde ölçü alma işlemi, uygulanan basınç tekniğine, ölçü materyali sayısına ve ölçüm aşamalarının sayısına göre sınıflandırılır (Donovan & Chee, 2004).

Uygulanan basınç tekniğine göre:

- **Mukostatik yöntem**, ölçü alma sırasında basınç uygulanmayan veya minimum basınç kullanılan bir tekniktir. Bu yöntem, dokuların doğal konumunu koruyarak özellikle dişsiz çenelerde total protez yapımında tercih edilir.

- **Mukokompresif yöntem**, pozitif basınç uygulanarak ölçü alınmasını içerir. Bu sayede fonksiyonel durumdaki dokuların yumuşak doku sınırları kaydedilebilir. Diş veya implant destekli sabit protezlerde sıklıkla tercih edilir.
- **Selektif basınçlı yöntem**, mukostatik ve mukokompresif tekniklerin kombinasyonudur. Basınç uygulanacak bölgeler belirlenerek yalnızca gerekli alanlarda kontrollü basınç oluşturulur. Özellikle iskelet protezlerde ve implant destekli protezlerde kullanılır (Donovan & Chee, 2004; Salinas, 2009).

Kullanılan ölçü materyali sayısına göre:

- **Tek faz (monofaz) ölçü yöntemi**, orta yoğunluktaki tek bir ölçü materyaliyle yapılan ve basit uygulama imkânı sunan bir yöntemdir. Ancak bu teknikte alınan ölçüler, iki fazlı sistemlere göre daha az detaylı olabilir (Donovan & Chee, 2004; Salinas, 2009).
- **Çift faz ölçü yöntemi**, iki farklı yoğunlukta ölçü materyalinin aynı ölçüde kullanıldığı tekniktir.
 - o Tek aşamalı (çift karıştırma) yöntem, az ve çok yoğun kıvamdaki materyallerin aynı anda uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Böylece her iki malzeme birlikte polimerize olur.
 - o Çift aşamalı (wash) yöntem, yoğun kıvamdaki ilk ölçü alındıktan sonra ikinci aşamada düşük viskoziteli malzeme eklenerek detaylar daha hassas biçimde kaydedilir. Bu yöntem özellikle kondenzasyon tipi silikonlarda meydana gelen büzülme azaltmak amacıyla geliştirilmiştir (Donovan & Chee, 2004; Salinas, 2009).

Bu yöntemlerin her biri, kullanılan materyalin viskozitesi, klinik duruma uygunluğu ve operatörün tercihinine göre seçilmelidir. Tek fazlı yöntemler zaman avantajı sağlarken, çift fazlı yöntemler detay doğruluğu açısından daha üstündür.

İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Ölçü Teknikleri

İmplant destekli protezlerde ölçü alma teknikleri, ölçü kaşığından implant postlarına erişimin mümkün olup olmamasına göre kapalı kaşık ve açık kaşık teknikleri olarak ikiye ayrılır. Her iki teknik de tek aşamalı sistemlerdir (Moreira ve ark., 2015).

- **Kapalı kaşık ölçü tekniği**, implant sayısının az (genellikle üç veya daha az) olduğu ve implantların paralel konumlandığı durumlarda

tercih edilir. Bu teknikte, ölçü postları kısa ve yuvarlak tasarımlı olup ölçü kaşığıyla birlikte çıkarılmaz. Ölçü alındıktan sonra transfer başlıkları implantlardan ayrılarak analoglara bağlanır ve model oluşturulur. Bireysel kaşık hazırlamaya gerek olmaması ve hızlı uygulanabilirliği en önemli avantajlarıdır (Lee ve ark., 2008; Sabouhi ve ark., 2016).

- **Açık kaşık ölçü tekniği**, implantların birbirine paralel olmadığı veya çok sayıda implantın bulunduğu durumlarda tercih edilir. Bu teknikte, kare ve uzun yapılı transfer başlıkları kullanılır. Kaşık üzerinde açılan delikler sayesinde başlıkların vidalarına erişim sağlanır; ölçü ağızdan çıkarılmadan önce bu vidalar gevşetilerek başlıkların ölçüyle birlikte çıkması sağlanır. Böylece implant analogları doğrudan başlıklara sabitlenir ve model elde edilir. Bu teknik, literatürde “**pick-up yöntemi**” olarak da adlandırılır (Sabouhi ve ark., 2016).

Açık kaşık tekniğinde en sık karşılaşılan sorunlardan biri, transfer başlıklarının ölçü materyali içinde mikro hareket göstermesidir. Bu durum modelin doğruluğunu olumsuz etkileyebilir. Ayrıca transfer başlıklarının yanlış konumlandırılması da ek bir hata kaynağıdır. Bu sorunların önüne geçmek için başlıkların splintlenmesi önerilmektedir (Lee ve ark., 2008; Sabouhi ve ark., 2016; Chatterjee ve ark., 2018). Splintleme işleminde diş ipi veya akışkan kompozit gibi rijit materyaller kullanılarak başlıklar birbirine bağlanır ve polimerizasyon sırasında oluşabilecek büzülme minimize edilir. Ölçü öncesinde splintin ağız içinde yeniden birleştirilmesi, ölçü doğruluğunu artıran bir diğer uygulamadır.

Sonuç olarak, implant destekli protezlerde kullanılan açık ve kapalı kaşık teknikleri arasında seçim yapılırken implant sayısı, yerleşim açısı, ark uzunluğu ve klinik erişilebilirlik dikkate alınmalıdır. Açık kaşık yöntemi, özellikle yüksek hassasiyet gerektiren çoklu implant vakalarında tercih edilmektedir (Lee ve ark., 2008; Sabouhi ve ark., 2016; Chatterjee ve ark., 2018).

3.2 DİJİTAL ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ

Dijital ölçü yöntemleri, ağız içi dokuların yüksek hassasiyetle dijital ortama aktarılmasını sağlayan modern sistemlerdir. Bu yöntemler, direk (ağız içi tarama) ve indirek (ağız dışı veya laboratuvar taraması) olmak üzere iki ana gruba ayrılır (Davidowitz ve Kotick, 2011). Gelişen CAD-CAM teknolojileri sayesinde, dijital ölçü sistemleri protetik restorasyonların doğruluğunu artırmakta, manuel hataları azaltmakta ve klinik süreçleri kolaylaştırmaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011; Zimmermann ve ark., 2015).

3.2.1 DİREK TARAMA: AĞIZ İÇİ TARAYICILAR (IOS)

Ağız içi tarayıcılar (Intraoral Scanners – IOS), diş hekimliğinde doğrudan hastanın ağızından dijital ölçü alınmasını sağlayan cihazlardır. Bu sistemler, taşınabilir bir kamera, bilgisayar ve yazılım kombinasyonundan oluşur ve üç boyutlu yüzey geometrisini STL (Standard Tessellation Language) veya PLY (Polygon File Format) formatında kaydeder (Richert ve ark., 2017).

IOS cihazları, ışık projeksiyonu ve görüntü yakalama teknolojilerine dayanır. Aktif sistemlerde beyaz, kırmızı veya mavi yapılandırılmış ışıklar kullanılarak doku yansımaları analiz edilirken, pasif sistemler yalnızca ortam ışığını kullanır (Richert ve ark., 2017).

IOS teknolojilerinin temel prensipleri şunlardır:

- Üçgenleme Sistemi (Triangulasyon System): Lazer ışınları diş yüzeyine gönderilir, yansıyan ışık CCD sensörüyle algılanır ve optik üçgenleme prensibine göre üç boyutlu koordinatlar hesaplanır. Bu sistemde “distal gölge fenomeni” adı verilen görüntü bozulmaları görülebilir (**Richert ve ark., 2017; Ireland ve ark., 2008**).
- Paralel Konfokal Lazer Tarayıcı: Farklı derinliklerde odaklanan lazer ışınlarıyla diş yüzeyinin detaylı şekilde taranmasını sağlar. Odak dışı ışınları engelleyen iğne deliği filtresi sayesinde yüksek çözünürlüklü ve net görüntüler elde edilir (**Richert ve ark., 2017; Bakıç, Kocacıklı ve Korkmaz, 2021**).
- Aktif Dalga Örneklemesi Tarayıcısı: Optik eksen etrafında dönen bir lens aracılığıyla farklı açılardan görüntüler alarak mesafe ve derinlik hesaplaması yapar. Saniyede 20 adet üç boyutlu veri kaydı yapabilmesiyle hızlı ölçüm sağlar (*Ireland ve ark., 2008*).
- Stereofotogrametri: Pasif ışık projeksiyonuna dayalı olup, yazılım algoritmaları ile farklı açılardan alınan fotoğraflardan üç boyutlu model oluşturur. Kompakt yapısı ve düşük maliyetiyle klinik kullanım açısından avantaj sağlar (**Richert ve ark., 2017**).

Tarama sonucu elde edilen veriler, “nokta bulutu” şeklinde kaydedilir ve bu noktalar birleştirilerek poligon ağı oluşturulur. Bu ağ, yüzeyin dijital temsili olup restorasyon tasarımının temelini oluşturur (Richert ve ark., 2017; Ireland ve ark., 2008).

3.2.2 İNDİREK TARAMA: AĞIZ DIŞI / LABARATUVAR TARAYICILARI

İndirek tarama yöntemi, geleneksel ölçünün dijital ortama aktarılması veya modelin doğrudan taranması şeklinde iki şekilde uygulanır (Albanchez-González ve ark., 2022).

Geleneksel Ölçünün Dijital Ortama Aktarılması

Ağız içinden alınan ölçü, laboratuvar tarayıcıları ile taranarak dijitalleştirilir. Ölçü malzemesinin boyutsal değişim göstermemesi durumunda güvenilir sonuçlar elde edilir. Ancak, ölçü derinliği sınırlı veya undercut bulunan alanlarda doğruluk azalabilir (Albanchez-González ve ark., 2022; Bosniac ve ark., 2019; Quaas ve ark., 2015).

Modelin Dijital Ortama Aktarılması

Bu yöntemde, alçı model sabit yüzeye yerleştirilir ve ışık kaynağı farklı açılardan yönlendirilerek dijital model oluşturulur. Modern laboratuvar tarayıcıları, çok açılı tarama özelliği sayesinde daha kapsamlı veri sağlar (Albanchez-González ve ark., 2022; Watanabe ve ark., 2022). İndirek yöntem özellikle implant modelleri, uzun köprü protezleri ve karmaşık vakalarda tercih edilmektedir (Quaas ve ark., 2015; Watanabe ve ark., 2022).

Kullanılan Optik Teknolojiler:

- Lazer tarayıcılar: Daha yavaş çalışır, hassasiyeti sınırlıdır ve derin bölgelerde hata oranı yüksektir (Persson ve ark., 2009).
- Beyaz ışık tarayıcılar: Hızlı, ekonomik ve yaygın kullanıma sahip olup yüksek tekrarlanabilirlik sağlar, ancak derin ve ince bölgelerde hata oranı artabilir (Persson ve ark., 2009; Development ve Pro-N, 1995).
- Mavi ışık tarayıcılar: Daha az hata ve yüksek doğruluk sunar, fakat beyaz ışığa üstünlüğünü gösteren yeterli bilimsel kanıt bulunmamaktadır (Jeon ve ark., 2015).

3.3 GELENEKSEL VE DİJİTAL ÖLÇÜNÜN KARŞILAŞTIRILMASI

Geleneksel ve dijital ölçü yöntemleri, klinik doğruluk, zaman yönetimi, hasta konforu, maliyet ve tekrarlanabilirlik gibi birçok açıdan farklılık göstermektedir.

Klinik doğruluk açısından değerlendirildiğinde, geleneksel ölçü yöntemlerinde ölçü materyallerinin deformasyona uğrama olasılığı ve manuel hatalar nedeniyle hata payı daha yüksektir. Dijital ölçü sistemlerinde ise, yüksek çözünürlüklü optik tarayıcıların kullanımı ve anlık görsel kontrol imkânı sayesinde doğruluk önemli ölçüde artmaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011; Zimmermann ve ark., 2015; Albanchez-González ve ark., 2022).

Zaman yönetimi açısından, geleneksel ölçülerde ölçü alımı, alçı dökümü ve prova aşamaları zaman alıcıdır. Buna karşın dijital yöntemlerde, ağız içi tarama doğrudan gerçekleştirildiğinden ve CAD yazılımlarıyla tasarım eş zamanlı yapılabildiğinden toplam işlem süresi belirgin şekilde azalmaktadır (Davidowitz ve Kotick, 2011; Bosniac ve ark., 2019).

Hasta konforu yönünden, geleneksel yöntemlerde kullanılan ölçü materyalleri ağız içinde hacimsel rahatsızlık oluşturabilir ve özellikle öğürme refleksi olan hastalarda sıkıntı yaratabilir. Dijital ölçü sistemlerinde ise, temassız optik tarama işlemi sayesinde hasta konforu artmakta ve tolerans seviyesi yükselmektedir (Richert ve ark., 2017).

Maliyet açısından değerlendirildiğinde, geleneksel yöntemlerde ölçü malzemeleri, alçı modeller ve laboratuvar süreçleri nedeniyle sürekli tekrarlanan sarf giderleri bulunmaktadır. Dijital sistemlerde başlangıçta yüksek cihaz maliyeti olsa da, uzun vadede sarf malzemesi ihtiyacının azalması ve iş akışının hızlanması nedeniyle toplam maliyet düşmektedir (Davidowitz ve Kotick, 2011; Watanabe ve ark., 2022).

Tekrarlanabilirlik bakımından ise, geleneksel ölçülerde operatör deneyimi ve manuel faktörler sonuçlarda değişkenliğe neden olabilmektedir. Dijital ölçülerde ise tarama verileri yazılım tarafından standardize edildiği için tekrarlanabilirlik ve ölçü tutarlılığı çok daha yüksektir (Persson ve ark., 2009; Development ve Pro-N, 1995; Jeon ve ark., 2015).

Sonuç olarak, dijital ölçü yöntemleri; klinik doğruluk, zaman verimliliği, hasta konforu ve tekrarlanabilirlik açısından geleneksel ölçülere göre üstünlük göstermektedir. Bununla birlikte, yüksek cihaz maliyeti ve kullanıcı deneyimi gibi faktörler, sistemlerin klinik kullanım etkinliğini etkileyebilmektedir (Davidowitz ve Kotick, 2011; Zimmermann ve ark., 2015; Persson ve ark., 2009).

4. DİJİTAL ÖLÇÜDE GÜNCEL GELİŞMELER

4.1 FOTOGRAMETRİ SİSTEMLERİ

Dijital implantolojide en kritik aşamalardan biri, implant pozisyonlarının yüksek doğrulukla kaydedilmesidir. Geleneksel silikon veya alçı esaslı ölçü teknikleri, boyutsal deformasyon, materyal esnekliği ve kullanıcı kaynaklı hatalar nedeniyle implant üstü protezlerde pasif uyum açısından yetersiz kalabilmektedir. Bu bağlamda, fotogrametri sistemleri, özellikle stereo-fotogrametri (SPG) tabanlı çoklu kamera sistemleri implant pozisyonlarının üç boyutlu olarak ölçülmesinde önemli ilerlemeler sağlanmasına katkıda bulunmuş ve klinik uygulamalarda yaygın olarak benimsenmeye başlamıştır.

Fotogrametri, farklı açılardan çekilen dijital görüntülerin yapay zekâ (AI) destekli yazılımlar aracılığıyla analiz edilmesiyle 3 boyutlu (3B) koordinat verilerini hesaplar. Böylece ölçüm işlemi, geleneksel tarama yöntemlerine kıyasla hem daha hızlı hem de yüksek doğrulukta gerçekleştirilir. Abuduwaili & Huang'ın (2025) yaptığı çalışmada, PIC ve ICam4D fotogrametri sistemlerinin, konvansiyonel ve intraoral tarama yöntemlerine göre yaklaşık 4 kat daha yüksek doğruluk (10–15 µm RMS hata payı) sağladığı bildirilmiştir.

Ayrıca Pozzi & Arcuri'nin (2025) hazırladığı sistematik bir meta-analiz, SPG sistemlerinin özellikle tam ark implant ölçülerinde açılmal sapma değerlerini %40 oranında azalttığını göstermiştir.

Yapay zekâ bu sistemlerde iki ana işlev üstlenir:

1. Otomatik Görüntü Tanıma: AI tabanlı algoritmalar, implant scan body'lerini otomatik tespit eder, böylece manuel hizalama hataları ortadan kalkar.
2. Hata Düzeltme ve Veri Füzyonu: AI destekli hata düzeltme modelleri, farklı açılardan alınan görüntülerdeki distorsiyonları minimize ederek implant konumlarının tek bir koordinat sisteminde birleştirilmesini sağlar.

Medit SmartX ve Scan Ladder gibi yeni nesil yapay zeka destekli sistemler, ölçüm süresini %30 oranında kısaltırken, gerçek zamanlı geometri analiziyle implant arası mesafe hatalarını en aza indirmekte olduğu gözlemlenmiştir. (Nulty, 2025). Bu sayede implant destekli tam ark protezlerde hem pasif uyum hem de estetik uyum düzeyi önemli ölçüde artmaktadır.

4.2 YÜZ TARAMA VE DİJİTAL YÜZ ENTEGRASYONU

Modern dijital diş hekimliği artık yalnızca intraoral dokulara odaklanmamakta, yüz estetiğini ve fonksiyonel dengeyi de dijital planlamaya dâhil etmektedir. Bu amaçla geliştirilen 3B yüz tarama sistemleri, yüksek çözünürlüklü yüz geometrisi elde etmeye olanak tanımaktadır. Bu sistemlerde kullanılan yapay zeka destekli yüz tanıma algoritmaları, göz, burun, dudak hattı, pupilla çizgisi gibi referans noktaları otomatik olarak tespit eder ve intraoral tarama verileriyle entegre eder. Böylece hastanın dijital ikizi (sanal hasta) oluşturulur. Bu dijital model, hem fonksiyonel analiz hem de dijital gülüş tasarımı süreçlerinde temel alınır (Yeslam ve ark., 2024). Yapay zekâ algoritmaları, bu aşamada yüzün asimetrisini ve gülüş hattının eğimini analiz ederek ideal diş dizilimini otomatik öneriler şeklinde sunabilir. Örneğin AI tabanlı CAD/CAM yazılımları, daha önceki restorasyon verilerinden öğrenerek yeni hasta için kişiselleştirilmiş diş morfolojisi ve renk önerileri geliştirebilmektedir (Joda ve ark., 2022). Ayrıca, AR (Artırılmış Gerçeklik) teknolojisiyle desteklenen sistemlerde AI, yüz üzerine dijital olarak planlanan protezi anında yerleştirerek hastaya "ön izleme" imkânı sunar. Bu, hasta memnuniyetini artırmakta ve estetik uyumsuzlukları erken aşamada saptamayı mümkün kılmaktadır.

4.3. DİNAMİK ÇENE HAREKETLERİNİN KAYDEDİLMESİ

Jaw Tracking, Aksiografi ve Dijital Oklüzyon Analizi

Dijital diş hekimliğinde yalnızca statik oklüzyon değil, dinamik çene hareketlerinin analizi de büyük önem taşımaktadır. Geleneksel mekanik artikülatörlerin yerini artık AI destekli dijital hareket kayıt sistemleri almaktadır.

Jaw tracking sistemleri, manyetik veya optik sensörlerle mandibulanın üç boyutlu hareketini kaydederken; dijital aksiografi temporomandibular eklemin rotasyon ve translasyon hareketlerini milimetrik düzeyde analiz eder. Bu veriler, AI tabanlı yazılımlar tarafından işlenerek sanal artikülatör modelleriyle birleştirilir. AI algoritmaları, bu hareket verilerini değerlendirerek kişiye özgü oklüzyon analizi oluşturabilir. Böylece çiğneme paternleri, kas aktivitesi ve eklem dengesizlikleri dijital olarak saptanabilir (Rutkowski, 2024). Yeni nesil dijital oklüzyon analiz sistemleri (örneğin T-Scan AI modul) yapay zekâyı kullanarak oklüzal temas süreleri, kuvvet dağılımı ve temas senkronizasyonunu otomatik olarak analiz eder. Bu sayede tedavi öncesi ve sonrası karşılaştırmalar yüksek doğrulukla yapılabilir. Ayrıca AI modelleri, çoklu hasta verilerinden öğrenerek çiğneme fonksiyonundaki normal sapmaları tanımlayabilir ve patolojik durumları tespit edebilir (Hu, 2025). Bu sistemlerin entegrasyonu ile birlikte, klinik uygulamalarda dijital oklüzyon planlaması, implant üstü restorasyonlarda daha fizyolojik temas ilişkileri ve uzun dönem stabilite sağlamaktadır.

5. ÖLÇÜDE HASSASİYET KAVRAMI

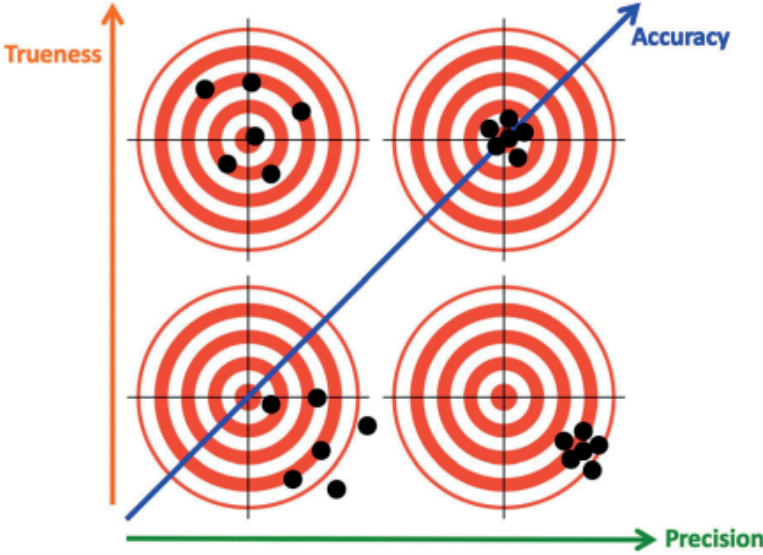
Dijital ölçü sistemlerinde hassasiyet, protetik tedavilerin başarısı açısından temel bir kriterdir. Ölçü verilerinin yüksek hassasiyet göstermesi, restorasyonların uyumunu artırmakta ve klinik sonuçların güvenilirliğini desteklemektedir. ISO 5725-1 standardına göre bir ölçüm sisteminin hassasiyeti (accuracy) iki bileşenin birlikte değerlendirilmesi ile belirlenir: doğruluk (trueness) ve tutarlılık (precision) (ISO, 1997).

Doğruluk (Trueness): Dijital ölçünün gerçek veya referans değerlere ne kadar yakın olduğunu ifade eder. Başka bir ifade ile, elde edilen ölçünün taranan bölgenin gerçek geometrisinden ne kadar saptığını gösterir. Doğruluğun yüksek olması, ölçüm verilerinin gerçek doku yapılarına yakınlığını ortaya koyar (Renne ve ark., 2017; Caputi & Varvara, 2008).

Tutarlılık (Precision): Aynı koşullar altında tekrarlanan ölçümlerin birbirine olan yakınlığını ifade eder. Bu kavram ölçümlerin kendi içindeki tekrarlanabilirliğini değerlendirir ve analiz edilen bölgenin gerçek geometrik yapısından bağımsızdır. Tutarlılığı yüksek olan sistemlerde tekrar eden

ölçümler arasında çok az sapma görülür koyar (Renne ve ark., 2017; Caputi & Varvara, 2008).

Hassasiyet (Accuracy): Bir ölçüm sisteminin hem doğru hem de tutarlı sonuçlar üretme yeteneğini ifade eder. Yüksek hassasiyete sahip bir dijital ölçü sistemi, düşük sistematik hata ile gerçek değerlere yakın ve tekrarlanabilir sonuçlar sunar. Düşük hassasiyet ise ölçümlerde tutarsızlık veya sistematik sapmaların varlığını gösterir koyar (Renne ve ark., 2017; Caputi & Varvara, 2008).



Şekil 2: Hassasiyet (accuracy), doğruluk (trueness), tutarlılık (precision).

6. DİJİTAL ÖLÇÜ HASSASİYETİNE ETKİ EDEN FAKTÖRLER

Dijital ölçülerin hassasiyeti, dijital diş hekimliği uygulamalarının başarısını ve güvenilirliğini belirleyen en önemli unsurlardan biridir. Ağız içi tarayıcıların hassasiyetini etkileyen faktörlerin anlaşılması, klinik başarıyı artırmak ve dijital iş akışlarının öngörülebilirliğini sağlamak açısından kritik öneme sahiptir. Literatürde, tarama teknolojilerinden kullanıcı deneyimine kadar birçok parametrenin ölçüm hassasiyetine etki ettiği belirtilmektedir (Revilla-León, Kois, & Kois, 2023).

6.1. TARAYICI TİPİ VE OPTİK TEKNOLOJİLER

Ağız içi tarayıcıların kullandığı optik teknoloji (örneğin konfokal mikroskop, triangulation, active wavefront sampling ve optical coherence) doğruluğu belirleyen temel faktörlerden biridir. Tarayıcıların veri toplama

yöntemleri ışığın yansımaları, algılanma açısı ve mesafe ölçüm prensiplerine göre değişir.

Laboratuvar ve klinik ortamlar arasında metodolojik farklılıklar bulunduğundan, ölçüm sonuçlarının karşılaştırılabilirliği sınırlıdır. ISO 20896-1:2019 laboratuvar ölçümlerini standardize etse de, klinik ölçümlerde halen standardizasyona ihtiyaç vardır. Farklı sistemler arasında değişiklikler görülmekle birlikte, IOS'ların dijital teşhis modellerinin elde edilmesinde genel olarak güvenilir alternatifler sunduğu bildirilmiştir (Punj ve ark., 2017; Kernan et al., 2022; Kong, Li, & Liu, 2022).

IOS'lar tek dış taramalarında yüksek doğruluk sağlarken, tam ark taramalarda sonuçlar çelişkili olabilmektedir. Bu nedenle tam ark ve hareketli dokuların taranmasında iyileştirmelere gereksinim vardır (Paratelli et al., 2023; Rasaie, Abduo, & Hashemi, 2021).

6.2 YAZILIM, ALGORİTMALAR ve YAPAY ZEKA

Ağız içi tarayıcıların teknik özellikleri (algoritma, donanım, yazılım, hız, maliyet, üretici desteği vb.) doğruluğu doğrudan etkiler. Tarayıcı yazılımlarında kullanılan mesh oluşturma, veri işleme ve stitching (görüntü birleştirme) algoritmaları, dijital modelin geometrik doğruluğunu önemli ölçüde etkiler. Bu süreçlerde kullanılan yapay zekâ destekli algoritmalar, görüntü örtüşmelerini optimize ederek tarama sürelerini kısaltır ve veri bütünlüğünü artırır. Ancak stitching hataları, özellikle geniş alanlarda (tam ark) geometrik sapmalara neden olabilir. Gelişmiş algoritmalar, görüntü örtüşme bölgelerinde kenar uyumunu artırarak hem “trueness” hem de “precision” değerlerini iyileştirmektedir (Kernan et al., 2022; Paratelli et al., 2023).

6.3 TARAYICI ÇÖZÜNÜRLÜĞÜ

3B çözünürlük, cihazın algılayabildiği en küçük fiziksel değişikliği belirler. Yüksek çözünürlük genellikle daha fazla detay yakalama olanağı sunar. Ancak çalışmalar çözünürlük ile hassasiyet arasındaki ilişkinin tarayıcıya bağlı olarak değiştiğini göstermektedir. Medina-Sotomayor ve ark.(2018), çözünürlük ile hassasiyet arasında anlamlı bir ilişki bulmazken; Amornvit ve ark. (2021), özellikle Trios 3–4 ve Omnicam tarayıcılarında yüksek çözünürlük modlarının daha yüksek doğruluk sağladığını belirtmiştir.

6.4 TARAMA BAŞLIĞI BOYUTU

Tarayıcı uçlarının boyutu, ağız içi erişim ve görüş alanını belirler. Küçük uçlar erişimi kolaylaştırırsa da, daha fazla görüntü birleştirmesi gerektirir ve hata olasılığını artırabilir. An ve ark (2024)., büyük başlıklı tarayıcıların daha yüksek doğruluk ve tutarlılık (precision) sağladığını göstermiştir.

6.5 TARAMA STRATEJİSİ

Tarama yönü, sırası ve açısı gibi değişkenleri içeren tarama stratejisi, veri doğruluğu üzerinde belirleyicidir. Oh ve ark. (2020), farklı stratejiler arasında yatay sürekli ve segmental tarama yöntemlerinin en iyi sonuçları verdiğini, dikey dönüş içeren stratejilerin doğruluğu azalttığını bildirmiştir (Oh, Park, & Moon, 2020; Imburgia et al., 2017).

6.6 TARAMA MESAFESİ ve DERİNLİĞİ

Tarayıcı ile yüzey arasındaki ideal mesafe, sensörün doğru veri toplayabilmesi için kritik önemdedir. Kim ve ark.(2019), 2.5–5.0 mm mesafede en yüksek doğruluk elde edildiğini; Rotar ve ark.(2022) ise 10 mm mesafenin en uygun aralık olduğunu bildirmiştir. Çok yakın veya uzak mesafeler hata oranını artırmaktadır.

6.7 TARAMA ALANI UZUNLUĞU

Tarama süresi ve hata birikimi arttıkça doğruluk azalır. Revilla-Leon ve ark. (2023), yarım ark taramaların tam ark taramalara kıyasla daha hassas olduğunu; Moon ve ark. (2020), özellikle arka dişlerde hata oranının arttığını göstermiştir. Revilla-Leon ve ark. (2024) yaptığı çalışmada, restorasyon kapsamına göre uygun tarama uzunluğu seçiminin klinik doğruluğu artıracağını vurgulamaktadır.

6.8 SCANBODY ve MATERYAL ÖZELLİKLERİ

Implant tabanlı dijital ölçümlerde kullanılan scanbody bileşenleri, sistem doğruluğunda kilit rol oynar. Scanbody materyalinin yansıtıcılığı, rengi ve yüzey dokusu, sensörün veri okuma performansını etkiler. Parlak yüzeyli titanyum veya zirkonya scanbody'ler, ışık saçılması nedeniyle veri kaybına yol açabilirken; mat yüzeyli, opak polimer gövdeler daha tutarlı sonuçlar sağlamaktadır.

Ayrıca, restoratif materyallerin (ör. metal, PMMA, zirkonya) optik özellikleri de ölçüm doğruluğunu etkiler. Revilla-Leon ve ark.(2022), polisaj uygulanmış PMMA yüzeylerin en yüksek hassasiyet sağladığını, yüksek yansıtıcılı metal yüzeylerin ise hata oranını artırdığını belirtmiştir (Dutton et al., 2020; Revilla-León et al., 2022).

6.9 KALİBRASYON

Tarayıcıların düzenli kalibrasyonu, cihazın ölçüm doğruluğunu korumak için zorunludur. Bazı modeller (ör. iTero Element, Trios 5) otomatik kalibrasyon sistemine sahipken, diğerleri manuel kalibrasyon gerektirir.

Günlük kalibrasyon, cihaz ömrünü uzatır ve veri güvenilirliğini artırır (Revilla-León et al., 2023).

6.10 HASTAYA BAĞLI FAKTÖRLER

Diş tipi, ark genişliği, dişler arası boşluk, damak morfolojisi, restorasyon varlığı ve dokusal hareketlilik gibi bireysel faktörler tarama doğruluğunu etkiler (Revilla-León, Kois, & Kois, 2023).

- **Diş Tipi:** Posterior dişlerin karmaşık anatomisi, tarama doğruluğunu azaltır (Son & Lee, 2020).
- **Dişler Arası Boşluk:** Dar alanlarda tarayıcı erişimi kısıtlanır ve hassasiyet azalır (Huang, Son, & Lee, 2021).
- **Ark Genişliği:** Geniş ark hacimleri daha fazla hata ile ilişkilendirilmiştir (Kim, Son, Yu, & Lee, 2020).
- **Damak:** Damağın dijitalleştirilmesi hassasiyeti azaltabilir; yüksek kubbeli damaklarda bu fark daha belirgindir (Gan, Xiong, & Jiao, 2016).
- **Restorasyonlar:** Farklı materyallerin ışık yansıtma özellikleri ölçüm doğruluğunu değiştirir. Polisajlı PMMA yüzeyleri en yüksek hassasiyet göstermiştir (Dutton et al., 2020; Revilla-León et al., 2022).
- **Yüzey Hazırlığı:** Diş geometrisi ve bitim hattı konumu ölçüm doğruluğunu etkiler. Karmaşık preparasyonlar daha fazla hata üretir (Kim ve ark., 2021).
- **Dişsiz Alanlar:** Sert dokular güvenilir biçimde taranabilirken, hareketli mukozalar doğruluğu azaltır (Waldecker ve ark., 2024).

6.11 ORTAM KOŞULLARI

Ağız içi ortam koşulları, dijital ölçülerin doğruluğunu etkileyen değişken faktörlerdir. Bunlar arasında tükürük, nem, yumuşak doku hareketi, sıcaklık ve ışık koşulları öne çıkar.

- **Tükürük ve Nem:** Tarama sırasında yüzeydeki sıvılar ışığın yansımalarını değiştirerek verilerin doğruluğunu düşürür. Chen ve ark. (2022), kuru yüzeylerin en yüksek doğruluk değerini sağladığını, hava ile kurutmanın ölçüm kalitesini artırdığını bildirmiştir (Chen ve ark., 2022; Park ve ark., 2018).
- **Yumuşak Doku Hareketi:** Hareketli dokuların dijitalleştirilmesi zor olup, özellikle dişsiz bölgelerde mukozal deformasyonlar hata payını artırır (Waldecker ve ark., 2024).

- Sıcaklık: Ravilla-Leon ve ark. (2023), ortam sıcaklığındaki artışın ölçüm doğruluğunu olumsuz etkilediğini belirtmiştir. Tarayıcıların sıcaklık değişimlerinde yeniden kalibre edilmesi önerilir.
- Işık ve Optik Yansıma: Ortam aydınlatması, sensörün ışık algısını doğrudan etkiler. Weseman ve ark.(2021), 1000 lüks düzeyindeki ışığın optimum sonuçlar verdiğini, aşırı parlak veya yetersiz ışığın hataları artırdığını göstermiştir (Wesemann ve ark., 2021; Resende ve ark., 2021).

6.12 KULLANICI DENEYİMİ

- Tarama doğruluğu, operatörün deneyimiyle artmaktadır. Eğitimli kullanıcılar daha kısa sürede, daha tutarlı sonuçlar elde eder. Resende ve ark. (2021), deneyimli kullanıcıların doğruluk açısından belirgin üstünlük sağladığını, öğrenme eğrisinin tekrarlı taramalarla geliştiğini belirtmiştir (Revell ve ark., 2022; Resende ve ark., 2021).

7.GELECEK PERSPEKTİFLERİ

Dijital diş hekimliğinde ölçü yöntemlerinin gelişimi, yalnızca mevcut uygulamaların dijitalleşmesiyle sınırlı kalmayıp, tamamen entegre ve otonom dijital iş akışlarına doğru evrilmektedir. Gelecekteki sistemler, yalnızca ağız içi dokuların taranmasını değil; implant planlamasından oklüzyon analizine kadar tüm süreçlerin tek bir dijital platformda yönetilmesini hedeflemektedir.

Tam Dijital İş Akışına Geçiş

Dijital ölçü sistemleri, CAD/CAM, 3B yazıcılar ve dijital tasarım yazılımlarıyla entegre edildiğinde, ölçüden protez üretimine kadar uzanan kesintisiz bir dijital zincir oluşmaktadır. Bu “tam dijital iş akışı”, fiziksel model ihtiyacını ortadan kaldırmakta, hata kaynaklarını azaltmakta ve klinik-laboratuvar iletişimini hızlandırmaktadır. Yakın gelecekte bulut tabanlı veri paylaşımı ve hasta bazlı dijital arşivleme sistemleriyle, bu iş akışı daha erişilebilir ve güvenilir hale gelecektir.

İmplant ve Protez Planlamasında Yapay Zekâ – Makine Öğrenimi

Yapay zekâ (AI) ve makine öğrenimi (ML), dijital ölçü verilerinin analizi ve restorasyon tasarımı süreçlerinde giderek daha belirleyici rol oynamaktadır. AI destekli sistemler, geçmiş hasta verilerini analiz ederek en uygun implant konumlandırmasını, ideal oklüzyon ilişkilerini ve estetik tasarımları önerebilmektedir. Gelecekte, bu sistemlerin adaptif öğrenme yeteneği sayesinde kişiselleştirilmiş restorasyon tasarımları daha öngörülebilir hale gelecektir. Ayrıca, AI algoritmalarının ölçü verilerindeki distorsiyonları otomatik düzeltilmesi, doğruluk (trueness) ve tutarlılığı (precision) önemli ölçüde artıracaktır.

Hasta Konforu ve Klinik Verimlilik

Dijital ölçü teknolojilerinin gelecekteki yönelimi, yalnızca doğruluk değil; hasta deneyimi ve klinik verimlilik üzerinde de yoğunlaşacaktır. Kablosuz, taşınabilir ve hızlı veri işleme kapasitesine sahip yeni nesil ağız içi tarayıcılar, ölçü süresini azaltırken hasta konforunu artıracaktır. Aynı zamanda yapay zekâ destekli otomatik hata analizi, klinik süreçlerin standardizasyonunu sağlayacak ve insan faktörüne bağlı değişkenliği minimize edecektir.

Eğitim Uygulamalarına Entegrasyon

Dijital ölçü ve tasarım sistemlerinin eğitim kurumlarında yaygın kullanımı, geleceğin diş hekimlerinin dijital okuryazarlık düzeyini artıracaktır. Sanal simülasyonlar, artırılmış gerçeklik (AR) ve dijital hasta modelleri, öğrencilerin ölçü alma ve restorasyon planlama becerilerini risk içermeden geliştirmesine olanak sağlayacaktır. AI destekli öğretim platformları, hatalı ölçüleri anlık olarak tespit ederek kullanıcıya geri bildirim sunabilecek düzeye gelmiştir. Bu, dijital ölçülerin öğrenilmesini daha sistematik ve bireyselleştirilmiş hale getirecektir.

Hybrid Workflow: Fotogrametri + IOS + Yüz Tarama + Dinamik Hareket Kaydı

Dijital diş hekimliğinin geleceğinde en güçlü eğilim, farklı dijital sistemlerin entegre çalıştığı “hybrid workflow” yaklaşımıdır. Fotogrametri sistemleri implant pozisyonlarını yüksek doğrulukla belirlerken, intraoral tarayıcılar (IOS) yumuşak ve sert dokuların anatomik detaylarını kaydeder. Bu veriler, yüz tarama sistemlerinden elde edilen estetik referanslarla ve dinamik çene hareket kayıtlarıyla birleştirildiğinde, hastanın hem fonksiyonel hem estetik gereksinimlerini karşılayan tam dijital hasta modeli oluşturulabilir. Bu bütünlük veri seti, sanal hasta konseptini gerçeğe dönüştürerek, oklüzyon, fonksiyon ve estetik planlamanın tek platformda yapılmasını mümkün kılacaktır. Gelecekte bu sistemlerin bulut tabanlı ve yapay zekâ destekli versiyonları, kişiye özel tedavi planlamasında yeni bir standardın oluşmasını sağlayacaktır.

8. SONUÇ

Dijital teknolojiler, ölçü yöntemlerinde köklü bir paradigma değişimi yaratmış ve geleneksel sistemlerin sınırlarını aşan bir doğruluk, hız ve hasta konforu düzeyi sunmuştur. Dijital ölçüler; yüksek çözünürlük, tekrarlanabilirlik ve CAD/CAM entegrasyonu gibi avantajlarıyla protetik tedavilerde yeni bir çağ başlatmıştır. Özellikle implant ve tam seramik restorasyonlarda, dijital ölçülerin sağladığı hassasiyet, uzun dönem klinik başarıya doğrudan katkıda bulunmaktadır.

Bununla birlikte, mevcut sistemlerin yüksek cihaz maliyeti, operatör deneyimi gereksinimi ve tam ark taramalarda doğruluk sınırlamaları gibi dezavantajları devam etmektedir. Ayrıca yazılım algoritmalarındaki farklar, cihazlar arası veri uyumluluğunu etkilemektedir. Bu nedenle, klinik uygulamalarda cihaz seçimi yapılırken; sistemin çözünürlüğü, tarama stratejisi, kalibrasyon sıklığı ve kullanım amacına uygunluğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Klinik açıdan öneriler:

- Tarayıcıların düzenli kalibrasyonu ve uygun tarama mesafesinin korunması doğruluğu artırır.
- Yüzey neminin kontrolü ve sabit tarama stratejilerinin uygulanması tutarlılığı güçlendirir.
- Operatör eğitimine ve sistematik dijital iş akışlarının oluşturulmasına yatırım yapılmalıdır.

Gelecekte, yapay zekâ destekli fotogrametri, yüz tarama ve dinamik çene hareketi analizlerinin entegrasyonu ile dijital ölçü süreçleri tam otonom hale gelecektir. Böylece yalnızca anatomik değil, fonksiyonel ve estetik parametreleri de içeren bireyselleştirilmiş protez planlamaları mümkün olacaktır. Dijital ölçü teknolojilerinin sürekli gelişimi, protetik diş hekimliğinde daha hızlı, öngörülebilir ve hasta odaklı tedavilerin standart hale gelmesini sağlayacaktır.

KAYNAKÇA

- Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., Farges, J. C., & Ducret, M. (2017). Intraoral scanner technologies: A review to make a successful impression. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/8427595>
- Christensen, G. J. (2009). Impressions are changing: Deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *Journal of the American Dental Association*, 140(10), 1301–1304.
- Renne, W., Ludlow, M., Fryml, J., Schurch, Z., Mennito, A., Kessler, R., & Lauer, A. (2017). Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(1), 36–42. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.024>
- Su, T. S., & Sun, J. (2015). Comparison of repeatability between intraoral digital scanner and extraoral digital scanner. *Journal of Prosthodontic Research*, 59(4), 236–242. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.06.002>
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2015). *Contemporary fixed prosthodontics* (5th ed.). Elsevier.
- Alpkılıç, D. Ş. (2019). Farklı ağız içi tarayıcılar ile alınan implant üstü ölçülerin hassasiyetlerinin kıyaslamalı olarak değerlendirilmesi (Doktora tezi). İstanbul, Türkiye: İstanbul Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.
- Flügge, T., van der Meer, W. J., Gonzalez, B. G., Vach, K., Wismeijer, D., & Wang, P. (2018). The accuracy of different dental impression techniques for implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 29(S16), 374–392. <https://doi.org/10.1111/clr.13273>
- Mulcahy, C., Sherrieff, M., Walter, J. D., & Fenlon, M. R. (2000). Measurement of misfit at the implant–prosthesis interface: An experimental method using a coordinate measuring machine. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1), 111–118.
- De França, D. G. B., Morais, M. H. S. T., das Neves, F. D., & Barbosa, G. A. S. (2015). Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(1), 22–28. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.07.010>
- Punj, A., Bompolaki, D., & Goodacre, C. J. (2017). Dental impression materials and techniques. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 779–796. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.004>
- Sanda, M., Miyoshi, K., & Baba, K. (2021). Trueness and precision of digital implant impressions by intraoral scanners: A literature review. *International Journal of Implant Dentistry*, 7(1). <https://doi.org/10.1186/s40729-021-00352-9>

- Corsalini, M., Barile, G., Ranieri, F., et al. (2024). Comparison between conventional and digital workflow in implant prosthetic rehabilitation: A randomized controlled trial. *Journal of Functional Biomaterials*, 15(6). <https://doi.org/10.3390/jfb15060149>
- Joda, T., Zarone, F., & Ferrari, M. (2017). The complete digital workflow in fixed prosthodontics: A systematic review. *BMC Oral Health*, 17(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0415-0>
- Cicciù, M., Fiorillo, L., D'Amico, C., et al. (2020). 3D digital impression systems compared with traditional techniques in dentistry: A recent data systematic review. *Materials*, 13(8), 1–18. <https://doi.org/10.3390/ma13081982>
- Cervino, G., Fiorillo, L., Herford, A. S., et al. (2019). Alginate materials and dental impression technique: A current state of the art and application to dental practice. *Marine Drugs*, 17, 1–15. <https://doi.org/10.3390/md17010018>
- Erbe, C., Ruf, S., Wöstmann, B., & Balkenhol, M. (2012). Dimensional stability of contemporary irreversible hydrocolloids: Humidor versus wet tissue storage. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(2), 114–122. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(12\)60117-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(12)60117-6)
- Shetty, R. M., Bhandari, G. R., & Mehta, D. (2014). Vinyl polysiloxane ether: A breakthrough in elastomeric impression material. *World Journal of Dentistry*, 5(2), 134–137. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10015-1274>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). St. Louis, MO: Saunders.
- Rubel, B. S. (2007). Impression materials: A comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 629–642. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.03.006>
- Shillingburg, H. T. (2008). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (4th ed.). Oklahoma City, OK: Quintessence Publishing.
- Wezgowiec, J., Paradowska-Stolarz, A., Malysa, A., Orzeszek, S., Seweryn, P., & Wieckiewicz, M. (2022). Effects of various disinfection methods on the material properties of silicone dental impressions of different types and viscosities. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(18). <https://doi.org/10.3390/ijms231810859>
- Donovan, T. E., & Chee, W. W. L. (2004). A review of contemporary impression materials and techniques. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 445–470. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.014>
- Moreira, A. H. J., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C. M., Fonseca, J. C., & Vilaça, J. L. (2015). Accuracy comparison of implant impression techniques: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, e751–e764. <https://doi.org/10.1111/cid.12310>
- Lee, H., So, J. S., Hochstedler, J. L., & Ercoli, C. (2008). The accuracy of implant impressions: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(4), 285–291. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60208-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60208-5)

- Sabouhi, M., Bajoghli, F., Dakhilalian, M., Beygi, A., & Abolhasani, M. (2016).Effects of impression coping design, impression technique, and dental undercuts on the accuracy of implant impressions assessed by 3-dimensional optical scanning: An in vitro study. *Implant Dentistry*,25(2), 238–246. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000389>
- Chatterjee, U., Srivastava, A., Singh, A., Aggarwal, A., & Jagdish, C. (2018). Knowledge, attitude, and practice toward impression technique and materials for recording impression in implant placement among dental practitioners in Patna City, Bihar. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 8(5), 463–468. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_325_18
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011).The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559–570. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.02.011>
- Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., & Rinne, S. (2015).Intraoral scanning systems – A current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 101–129.
- Ireland, A. J., McNamara, C., Clover, M. J., et al. (2008).3D surface imaging in dentistry: What we are looking at. *British Dental Journal*, 205(7), 387–392. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.845>
- Bakić, H., Kocacıklı, M., & Korkmaz, T. (2021).Diş hekimliğinde güncel intraoral tarayıcılar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1(1), 1–1. <https://doi.org/10.17567/ataunidfd.713422>
- Albanchez-González, M. I., Brinkmann, J. C. B., Peláez-Rico, J., López-Suárez, C., Rodríguez-Alonso, V., & Suárez-García, M. J. (2022).
- Accuracy of digital dental implants impression taking with intraoral scanners compared with conventional impression techniques: A systematic review of in vitro studies. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(4), 1–15. <https://doi.org/10.3390/ijerph19042026>
- Bosniac, P., Rehmann, P., & Wöstmann, B. (2019).Comparison of an indirect impression scanning system and two direct intraoral scanning systems in vivo. *Clinical Oral Investigations*, 23(5), 2421–2427. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2679-4>
- Quaas, S., Loos, R., & Rudolph, H. L. R. (2015).Randomized controlled trial comparing direct intraoral digitization and extraoral digitization after impression taking. *International Journal of Prosthodontics*, 28(1), 30–32.
- Watanabe, H., Fellows, C., & Al-Halabi, H. (2022).Digital technologies for restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 66(4), 567–590.
- Persson, A. S. K., Odén, A., Andersson, M., & Sandborgh-Englund, G. (2009). Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental Materials*, 25(7), 929–936. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.01.100>

- Development, P., & Pro-N. (1995).The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. 223–229.
- Jeon, J. H., Choi, B. Y., Kim, C. M., Kim, J. H., Kim, H. Y., & Kim, W. C. (2015). Three-dimensional evaluation of the repeatability of scanned conventional impressions of prepared teeth generated with white- and blue-light scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 549–553. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.04.019>
- Abuduwaili, K., Huang, R., Song, J., Liu, Y., Chen, Z., Huang, B., & Li, Z. (2025). Comparison of photogrammetric imaging, intraoral scanning and conventional impression accuracy of full-arch dental implant rehabilitation: An in vitro study. *BMC Oral Health*, 25, 1–10. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-06029-8>
- Pozzi, A., Arcuri, L., Carosi, P., Laureti, A., Londono, J., & Wang, H. (2025). Photogrammetry versus intraoral scanning in complete-arch digital implant impression: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1111/cid.70059>
- Nulty, A. (2025).AI-driven aesthetic rehabilitation in edentulous arches: Advancing symmetry and smile design through Medit SmartX and scan ladder. *Journal of Aesthetic Medicine*. Advance online publication. <https://doi.org/10.3390/jaestheticmed1010004>
- Yeslam, H., Von Maltzahn, F., & Nassar, H. (2024). Revolutionizing CAD/CAM-based restorative dental processes and materials with artificial intelligence: A concise narrative review. *PeerJ*, 12, e17793. <https://doi.org/10.7717/peerj.17793>
- Joda, T., & Zitzmann, N. (2022). Personalized workflows in reconstructive dentistry—current possibilities and future opportunities. *Clinical Oral Investigations*, 26, 4283–4290. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04475-0>
- Rutkowski, J. (2024).Artificial intelligence (AI) role in implant dentistry. *Journal of Oral Implantology*, 50(1), 1–2. <https://doi.org/10.1563/editorial>
- Hu, W. (2025). Knowledge mapping of artificial intelligence in prosthodontics during 1995–2024: A bibliometric analysis. *Digital Health*, 11, 20552076251365830. <https://doi.org/10.1177/20552076251365830>
- International Organization for Standardization. (1997). Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results – Part 1: General principles and definitions (ISO 5725-1:1994). Berlin: Beuth Verlag GmbH.
- Caputi, S., & Varvara, G. (2008).Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(4), 274–281. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60061-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60061-X)

- Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C. (2023). A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 35(1), 230–240. <https://doi.org/10.1111/jerd.12985>
- Kernen, F., Schlager, S., Seidel Alvarez, V., et al. (2022). Accuracy of intraoral scans: An in vivo study of different scanning devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(6), 1303–1309. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.03.007>
- Kong, L., Li, Y., & Liu, Z. (2022). Digital versus conventional full-arch impressions in linear and 3D accuracy: A systematic review and meta-analysis of in vivo studies. *Clinical Oral Investigations*, 26(9), 5625–5642. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04607-6>
- Paratelli, A., Vania, S., Gómez-Polo, C., Ortega, R., Revilla-León, M., & Gómez-Polo, M. (2023). Techniques to improve the accuracy of complete arch implant intraoral digital scans: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(6), 844–854. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.08.018>
- Rasaie, V., Abduo, J., & Hashemi, S. (2021). Accuracy of intraoral scanners for recording the denture bearing areas: A systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 30(6), 520–539. <https://doi.org/10.1111/jopr.13345>
- Medina-Sotomayor, P., Pascual-Moscardó, A., & Camps, I. (2018). Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(4), e361–e366. <https://doi.org/10.4317/jced.54670>
- Amornvit, P., Rokaya, D., & Sanohkan, S. (2021). Comparison of accuracy of current ten intraoral scanners. *BioMed Research International*, 2021, Article 2673040. <https://doi.org/10.1155/2021/2673040>
- An, H., Langas, E. E., & Gill, A. S. (2024). Effect of scanning speed, scanning pattern, and tip size on the accuracy of intraoral digital scans. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(6), 1160–1167. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.05.005>
- Imburgia, M., Logozzo, S., Hauschild, U., Veronesi, G., Mangano, C., & Mangano, F. G. (2017). Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 17(1), 92. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0383-4>
- Kim, M. K., Kim, J. M., Lee, Y. M., Lim, Y. J., & Lee, S. P. (2019). The effect of scanning distance on the accuracy of intra-oral scanners used in dentistry. *Clinical Anatomy*, 32(3), 430–438. <https://doi.org/10.1002/ca.23334>
- Rotar, R. N., Faur, A. B., Pop, D., & Jivanescu, A. (2022). Scanning distance influence on the intraoral scanning accuracy—An in vitro study. *Materials*, 15(9), 3061. <https://doi.org/10.3390/ma15093061>
- Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., Barmak, A. B., Yilmaz, B., Kois, J. C., & Alonso Pérez-Barquero, J. (2023). Influence of scan extension and starting quadrant on the accuracy of four intraoral scanners for fabricating tooth-supported crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*. Advance online publication.

- Moon, Y. G., & Lee, K. M. (2020). Comparison of the accuracy of intraoral scans between complete-arch scan and quadrant scan. *Progress in Orthodontics*, 21(1), 4–9. <https://doi.org/10.1186/s40510-020-00337-1>
- Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., & Kois, J. C. (2024). A guide for selecting the intraoral scan extension when fabricating tooth- and implant-supported fixed dental prostheses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(1), 85–93. <https://doi.org/10.1111/jerd.13143>
- Dutton, E., Ludlow, M., Mennito, A., et al. (2020). The effect that different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 204–218. <https://doi.org/10.1111/jerd.12528>
- Revilla-León, M., Young, K., Sicilia, E., Cho, S. H., & Kois, J. C. (2022). Influence of definitive and interim restorative materials and surface finishing on the scanning accuracy of an intraoral scanner. *Journal of Dentistry*, 120, 104114. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104114>
- Revilla-León, M., Gohil, A., Barmak, A. B., et al. (2023). Influence of ambient temperature changes on intraoral scanning accuracy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(5), 755–760. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.01.012>
- Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C. (2023). A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans: Part 2—Patient factors. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 35(1), 241–249. <https://doi.org/10.1111/jerd.12993>
- Son, K., & Lee, K. B. (2020). Effect of tooth types on the accuracy of dental 3D scanners: An in vitro study. *Materials*, 13(7), 23–25. <https://doi.org/10.3390/ma13071744>
- Huang, M. Y., Son, K. B. D., & Lee, K. B. (2021). Effect of distance between the abutment and the adjacent teeth on intraoral scanning: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(6), 911–917. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.02.034>
- Kim, M. K., Son, K. B. D., Yu, B. Y., & Lee, K. B. (2020). Effect of the volumetric dimensions of a complete arch on the accuracy of scanners. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(6), 361–368. <https://doi.org/10.4047/JAP.2020.12.6.361>
- Gan, N., Xiong, Y., & Jiao, T. (2016). Accuracy of intraoral digital impressions for whole upper jaws, including full dentitions and palatal soft tissues. *PLoS ONE*, 11(7), 1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158800>
- Kim, J.-Y. R., Benic, G. I., & Park, J. M. (2021). Trueness of intraoral scanners in digitizing specific locations at the margin and intaglio surfaces of intracoronal preparations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(6), 779–786. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.09.019>
- Waldecker, M., Rues, S., Behnisch, R., Rammelsberg, P., & Bömicke, W. (2024). Effect of scan-path length on the scanning accuracy of completely dentate and partially edentulous maxillae. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(1), 146–154. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.02.016>

- Chen, Y., Zhai, Z., Li, H., et al. (2022). Influence of liquid on the tooth surface on the accuracy of intraoral scanners: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 31(1), 59–64. <https://doi.org/10.1111/jopr.13358>
- Park, H. N., Lim, Y. J., Yi, W. J., Han, J. S., & Lee, S. P. (2018). A comparison of the accuracy of intraoral scanners using an intraoral environment simulator. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(1), 58–64. <https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.1.58>
- Wesemann, C., Kienbaum, H., Thun, M., Spies, B. C., Beuer, F., & Bumann, A. (2021). Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(6), 924–931. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.03.021>
- Resende, C. C. D., Barbosa, T. A. Q., Moura, G. F., et al. (2021). Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(2), 294–299. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.12.011>
- Revell, G., Simon, B., Mennito, A., et al. (2022). Evaluation of complete-arch implant scanning with 5 different intraoral scanners in terms of trueness and operator experience. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 632–638. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.01.013>



İNTRAORAL DİJİTAL İMPLANT ÖLÇÜLERİNDE BAŞARI KRİTERLERİ: KLİNİK VE DİJİTAL BELİRLEYİCİLER

“ ”

Bülent Kadir TARTUK¹

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Bingöl Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Orcid: 0000-0003-2282-8944

Giriş

Dijital diş hekimliğindeki gelişmeler, ileri dijital teknolojilerin klinik uygulamalara entegrasyonu ile belirgin hâle gelmiştir. Bu dönüşüm, ağız içi tarayıcıların (AİT) klinik uygulamalarda oyun değiştirici bir teknoloji olarak ortaya çıkmasına yol açmıştır. AİT'lerin geliştirilmesi; sıklıkla insan hatasına açık olan geleneksel ölçü alma süreçlerini iyileştirme ve nihai olarak bu süreçlerin teknik hassasiyetini azaltma hedefinden kaynaklanmıştır (Amornvit, Rokaya, & Sanohkan, 2021; Kihara ve ark., 2020). AİT sistemlerinin klinik uygulamalara dâhil edilmesi, diş hekimliği alanında belirgin bir paradigma değişimine işaret etmektedir. Bu sistemler; hasta konforunun artırılmasından yüksek hassasiyete sahip dental restorasyonların üretimine kadar uzanan önemli avantajlar sunmaktadır. Bu doğrultuda dijital ölçü teknolojileri mesleki uygulamalarda geniş kabul görmüş ve dental yapıların kaydedilmesinde güvenilir ve yüksek doğruluk sağlayan araçlar olarak kullanılmaya başlanmıştır (Abduo & Laskey, 2022; Kihara ve ark., 2020).

Geleneksel implant ölçü yöntemlerinden farklı olarak, dijital implant ölçü sistemleri deformasyon riskini ve döküm materyallerine olan gereksinimi ortadan kaldırmakta; böylece materyal israfını azaltmakta ve fiziksel ölçülerin taşınması gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır (Basaki, Alkumru, De Souza, & Finer, 2017; Tallarico ve ark., 2019). Ayrıca dijital sistemler, geleneksel yöntemlere kıyasla hasta tarafından daha konforlu olarak kabul edilmekte; öğürme refleksi ve ölçü materyallerine özgü hoş olmayan koku gibi olumsuzluklar büyük ölçüde elimine edilmektedir (Kihara ve ark., 2020). Bununla birlikte, bu avantajlara rağmen dijital implant izlenimlerinin doğruluğu hâlen önemli bir tartışma ve endişe konusu olmaya devam etmektedir. Bu nedenle bir AİT cihazı seçilirken yalnızca ağız içi uç boyutu, görüntü yakalama hızı veya kullanım kolaylığı gibi operasyonel özellikler değil, aynı zamanda cihazın doğruluk ve hassasiyet düzeyi de dikkate alınmalıdır. Bu bağlamda doğruluk ve hassasiyet kavramlarının birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir (Goracci ve ark., 2016; Logozzo ve ark., 2014).

Öte yandan intraoral dijital taramanın doğruluğunu sağlamak, çok sayıda değişkenden etkilenen çok boyutlu bir süreçtir. Bu değişkenler arasında operatöre bağlı faktörler; klinik beceri, deneyim düzeyi ve sürekli eğitim önemli bir yer tutmaktadır (M. Revilla-León, Kois, & Kois, 2023). Bunun yanı sıra hastanın iş birliği, ağız içi koşulları, taranacak materyallerin ve preparasyonların niteliği ile konumu gibi hasta kaynaklı faktörler de tarama doğruluğunu anlamlı ölçüde etkileyebilmektedir (Abduo & Laskey, 2022; Ashraf ve ark., 2020). Tarama stratejisi, seçilen tarama protokolü ve çevresel koşullar (özellikle aydınlatma) dijital ölçünün doğruluğuna katkıda bulunan diğer önemli unsurlardır (Kihara ve ark., 2020; Pellitteri ve ark., 2022). Buna

ek olarak, tarayıcı sistemlerine özgü faktörler; donanım özellikleri, kullanılan yazılım sürümleri ve tarama çözünürlüğü gibi teknik parametreler aracılığıyla AİT'nin genel performansını ve doğruluğunu doğrudan etkilemektedir (A. Chiu ve ark., 2020; Diker & Tak, 2020).

Tamamen dişsiz çenelerde ise belirgin anatomik referans noktalarının bulunmaması, uzun ve hareketli mukoza alanlarının varlığı ve birden fazla özdeş tarama gövdesinin kullanılması; elde edilen görüntülerin hatalı biçimde birleştirilmesine ve dolayısıyla daha yüksek ölçüm sapmalarına neden olabilmektedir. AİT ekipmanları ve ölçü modifikasyon teknikleri sürekli gelişmekte olsa da, dişsiz çenelerde dijital implant izlenimlerinin doğruluğunu değerlendiren çalışmaların sonuçları literatürde tutarsızlık göstermektedir (Marques ve ark., 2021).

Sonuç olarak dijital implant ölçü sistemlerinin doğruluğunu etkileyebilecek çok sayıda değişken bulunmaktadır. Bu bölüm, dijital implant protezlerinin üretim sürecinde yer alan birinci ve ikinci aşamalara odaklanmakta; bu aşamalardaki klinik ve teknik değişkenleri ayrıntılı biçimde analiz etmektedir. Amaç, implant destekli restorasyonların üretim sürecine dâhil olan tüm paydaşları hem klinisyenleri hem de üreticileri nihai sonucu olumsuz yönde etkileyebilecek ve tüm iş akışının tekrarlanmasını gerektirebilecek potansiyel riskler konusunda bilgilendirmektir.

1. Diş Hekimine Bağlı Faktörler

1.1. Diş Hekiminin Bilgi ve Klinik Deneyimi

Intraoral dijital taramaların doğruluğu ve klinik başarısı üzerinde, operatörün bilgi düzeyi ve klinik deneyiminin belirleyici bir rol oynadığı literatürde geniş ölçüde kabul edilmektedir (Giménez ve ark., 2015; Kamimura ve ark., 2017). Bu bağlamda deneyim, yalnızca gerçekleştirilen tarama sayısı ile değil; ölçü alma sürecinde ulaşılmaması gereken hedeflere yönelik yeterli teorik bilgi, uygulamalı eğitim ve klinik farkındalık ile tanımlanmalıdır (Richert ve ark., 2017). Operatörün dijital ölçü alma prensiplerini doğru şekilde kavraması, tarama sırasında karşılaşılan klinik zorlukları öngörebilmesi ve uygun müdahalelerde bulunabilmesi, elde edilen dijital izlenimin doğruluğunu doğrudan etkilemektedir.

Diş hekiminin, tarayıcının diş arkı üzerinde nasıl konumlandırıldığı, hangi sırayla ve hangi hareketlerle ilerletildiği gibi unsurları kapsamakta olup, dijital ölçünün doğruluğu ve gerçekliği üzerinde önemli bir etkiye sahiptir (C. Motel ve ark., 2020; Müller ve ark., 2016). Ağız içi tarayıcıların, optik teknolojiye dayalı temassız ölçüm cihazları olduğu göz önünde bulundurulduğunda, serbest el ile gerçekleştirilen bu ölçüm sürecinin operatöre bağlı hatalara açık olduğu açıktır. Laboratuvar tarayıcılarında,

boyutu bilinen ve sabit referans noktaları içeren plakalar kullanılması sayesinde edinim süreci standartlaştırılabilen ve ortaya çıkan sapmalar yazılım algoritmaları tarafından daha etkin biçimde düzeltilenmektedir.³³ Buna karşılık intraoral taramalarda, edinim sırası ve hareket paterni diş hekimi tarafından belirlendiğinden, deneyim dijital ölçü sürecindeki en kritik değişken hâline gelmektedir. Bu nedenle güncel literatür, operatöre bağlı değişkenliği en aza indirebilecek, standardize edilmiş ve doğru şekilde uygulandığında yüksek doğruluk sağlayan optimal tarama stratejilerinin tanımlanmasına odaklanmaktadır (Gracis, Appiani, & Noë, 2023).

1.2. Tarama Stratejisi ve Tarama Sıralaması

Intraoral dijital taramalarda uygulanan tarama tekniği ve protokolünün, dijital izlenimlerin doğruluğu üzerinde belirleyici bir etkiye sahip olduğu literatürde vurgulanmaktadır. İncelenen çalışmalarda, tarama protokolüne ilişkin bilgilerin her zaman ayrıntılı olarak rapor edilmediği; bazı araştırmalarda yalnızca AİT üreticisinin önerdiği protokolün takip edildiğinin belirtildiği, ancak uygulama detaylarının açıklanmadığı görülmektedir (Flügge ve ark., 2016; P. Papaspyridakos ve ark., 2016). Tarama tekniğini ayrıntılı biçimde tanımlayan çalışmaların sayısı sınırlı olmakla birlikte, bu çalışmalarda tarama protokolünün AİT performansını ve dolayısıyla dijital ölçülerin doğruluğunu anlamlı düzeyde etkileyebileceği ortak bir bulgu olarak rapor edilmiştir (Gimenez-Gonzalez ve ark., 2017; Van der Meer ve ark., 2012).

Farklı tarama stratejilerinin karşılaştırıldığı değerlendirmelerde, entegre implant tarama gövdeleri (İTG) kullanılarak uygulanan tek adımlı tarama protokolünün, iki adımlı tarama tekniğine kıyasla daha yüksek doğruluk sağladığı bildirilmiştir. Tek adımlı teknikte model ve İTB'lerin aynı anda taranması, iki adımlı teknikte ise modelin önce İTB'siz, ardından İTB'ler yerleştirildikten sonra yeniden taranması söz konusudur. Bu yaklaşımın, veri birleştirme aşamasında oluşabilecek kümülatif hataları azalttığı ve daha tutarlı sonuçlar sunduğu belirtilmiştir (Constantin Motel ve ark., 2020). Ayrıca tarama tekniği ile İTB tasarımı arasında, özellikle açılal sapmalar açısından istatistiksel olarak anlamlı bir etkileşim bulunduğu rapor edilmiştir (Ryan M Mizumoto ve ark. 2020).

Dijital ve geleneksel ölçü alma yöntemlerini karşılaştıran çalışmalarda, özellikle tamamen dişsiz hastalarda geleneksel ölçü alma protokolü kullanıldığında splintli ölçü tekniğinin, splintsiz tekniğe kıyasla daha yüksek doğruluk sağladığı bildirilmektedir. Bununla birlikte, dijital ölçülerin de implant tedavisinde klinik olarak kabul edilebilir doğrulukta sonuçlar sunduğu gösterilmiştir (Panos Papaspyridakos ve ark., 2012). Dijital iş akışlarında yapılan değerlendirmeler, tarama mesafesi arttıkça doğrusal ve açılal

sapmaların ark boyunca birikme eğiliminde olduğunu; bu nedenle taramanın başlatıldığı ilk kadranın genellikle daha yüksek doğruluk sağladığını ortaya koymuştur. Bu durum, tarama tekniğinin planlanmasında tarama sırası ve başlangıç noktasının dikkate alınması gerektiğini göstermektedir (Gimenez-Gonzalez ve ark., 2017).

Bununla birlikte, dişsiz okluzal yüzey üzerine referans işaretleyiciler yerleştirilmesi, damak yüzeylerinin işaretlenmesi ya da İTB'lerin sabitlenmesi gibi farklı yüzey modifikasyonlarını içeren tarama tekniklerinin, herhangi bir modifikasyon uygulanmadan gerçekleştirilen taramalarla benzer mesafe sapmalarına yol açtığı bildirilmiştir. Bu bulgular, tarama doğruluğunun artırılmasında tek başına yüzey modifikasyonlarından ziyade, tarama stratejisinin bütüncül olarak ele alınması gerektiğini göstermektedir. Sonuç olarak, intraoral dijital implant taramalarında doğru ve tekrarlanabilir sonuçlar elde edebilmek için, ağız içi tarayıcı sistemine özgü önerilen tarama protokolünün bilinmesi ve klinik koşullara uygun şekilde standardize edilerek uygulanması büyük önem taşımaktadır (Ryan M Mizumoto ve ark., 2020).

1.3. Tarama Mesafesi ve Açısal Parametreler

Mevcut kanıtlar, intraoral dijital taramalarda kullanılan tarama parametrelerinin özellikle tarama mesafesi ve tarama açısının ağız içi tarayıcıların doğruluğu ve hassasiyeti üzerinde belirgin bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir. Farklı tarama mesafeleri kullanılarak gerçekleştirilen değerlendirmelerde, orta düzey tarama mesafelerinin daha yüksek doğruluk sağladığı; buna karşın tarama mesafesi arttıkça ölçümlerin hassasiyetinin azalma eğilimi gösterdiği bildirilmiştir. Bu bulgular, çok kısa veya aşırı uzun tarama mesafelerinin dijital ölçü doğruluğunu olumsuz etkileyebileceğini düşündürmektedir (Rotar ve ark., 2022).

Benzer şekilde, farklı tarayıcı sistemleriyle yapılan karşılaştırmalarda, 2,5 mm ve 5,0 mm gibi belirli tarama mesafelerinde en yüksek doğruluk değerlerinin elde edildiği; doğrudan temas ya da sifıra yakın mesafelerde gerçekleştirilen taramalarda ise doğruluğun anlamlı düzeyde azaldığı rapor edilmiştir (Kim ve ark., 2019). Tarama açısının etkisini inceleyen çalışmalarda ise, tarama mesafesi ile birlikte açısal ayarların da doğruluk üzerinde belirleyici olduğu gösterilmiştir. Özellikle 0 mm tarama mesafesi ile yaklaşık 15 derecelik tarama açısının birlikte kullanıldığı durumlarda, daha yüksek doğruluk değerleri ve daha geniş bir tarama alanı elde edilebildiği bildirilmiştir. Bu bulgular, her bir tarayıcı sisteminin optik özelliklerine ve veri yakalama prensiplerine özgü olarak kalibre edilmiş tarama mesafesi ve açısal ayarların belirlenmesinin, dijital ölçülerin doğruluğunu optimize etmek açısından kritik önem taşıdığını ortaya koymaktadır (Button ve ark., 2024).

1.4. Tarama Deseni

Tarama deseni, intraoral dijital taramanın hangi sırayla ve hangi yüzeylerden başlanarak gerçekleştirildiğini ifade eden edinim paterni olarak tanımlanabilir. Klinik uygulamada, genellikle kullanılan ağız içi tarayıcı sisteminin üreticisi tarafından önerilen tarama modelinin takip edilmesi önerilmektedir. Bunun temel nedeni, üretici firmaların tarayıcıların optik ve yazılımsal özelliklerine uygun olarak doğruluğu en üst düzeye çıkarmayı hedefleyen standart tarama protokolleri geliştirmiş olmalarıdır (M. Revilla-León ve ark., 2023).

Literatürde yer alan çalışmalar, tarama deseninin değiştirilmesinin intraoral dijital taramaların doğruluğunu etkileyebileceğini göstermektedir (Gómez-Polo ve ark., 2024; Pattamavilai & Ongthiemsak, 2024). Ancak bu çalışmaların büyük çoğunluğu tamamen dişli bireyler üzerinde gerçekleştirilmiş olup, elde edilen sonuçların implant destekli veya dişsiz vakalara doğrudan genellenebilirliği sınırlıdır. Yarım ve tam çene intraoral dijital taramalarında tarama deseninin doğruluk üzerindeki etkisini inceleyen çalışmaların sayısı oldukça azdır ve bu çalışmalarda çelişkili bulgular rapor edilmiştir (Li ve ark., 2022; Revilla-León, Kois, & Kois, 2023). Bu durum, tarama deseninin etkisinin; taranan alanın genişliği, anatomik referansların varlığı, kullanılan tarayıcı sistemi ve uygulanan tarama stratejisi gibi çok sayıda değişkenle birlikte değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Sonuç olarak, implant destekli veya geniş ark dijital taramalarında en uygun tarama deseninin belirlenebilmesi için daha fazla standardize edilmiş ve karşılaştırmalı çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (M. Revilla-León ve ark., 2023).

2. Hastaya Bağlı Faktörler

Hastaya ait ağız içi koşullar, intraoral görüntüleme yöntemlerinin doğruluğunu anlamlı ölçüde etkileyebilmektedir. Özellikle ağız içi tarayıcılar kullanılarak implantların üç boyutlu konum bilgilerinin kaydedilmesi sırasında, çeşitli ek faktörlerin doğru biçimde anlaşılması ve dikkate alınması gerekmektedir (Revilla-León ve ark., 2023). Bu bağlamda, taranan dental arkın üst çene veya alt çene olması, implantın dental ark içerisindeki konumu, implantlar arası mesafe, implant derinliği ve açılanması, ayrıca implant tarama gövdesi ile komşu dişler arasındaki interproksimal mesafe, dijital taramanın doğruluğunu etkileyen önemli hasta ilişkili değişkenler arasında yer almaktadır (Carneiro Pereira ve ark., 2021; Gómez-Polo ve ark., 2022).

2.1. İmplant gövdesi ile komşu dişler arasındaki boşluk

Diş hekimliği literatüründe, dişler arasındaki boşlukların ya da diş preparasyonu ile komşu dişler arasındaki interproksimal mesafenin,

intraoral dijital taramaların doğruluğu üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Huang, Son, & Lee, 2021).Dişler arasındaki boşlukların (diastema) varlığı veya diş preparasyonu ile komşu dişler arasındaki alanın sınırlı olması, ağız içi tarayıcının ilgili bölgeye erişimini zorlaştırmakta ve tarama sırasında kullanılan açıyı kısıtlamaktadır. Bu durum, taranan yüzeylerin eksik veya hatalı kaydedilmesine yol açarak dijital taramanın doğruluğunun azalmasına neden olabilmektedir (Son ve ark., 2022).

2.2.Dental Ark Genişliği

Dental ark genişliğinin etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, üç farklı ağız içi tarayıcının (TRIOS 3 [3Shape], True Definition [3M ESPE] ve Dental Wings [Dental Wings Inc.]) doğruluğu, değişen dental ark genişlikleri dikkate alınarak karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonuçları, tarayıcı sistemleri arasında doğruluk açısından anlamlı farklılıklar bulunduğunu ortaya koymuştur. Dental Wings tarayıcısı, TRIOS 3 ve True Definition sistemleriyle karşılaştırıldığında, küçük ve orta boyutlu dental arklarda daha yüksek göreceli uzunluk ve açısal sapmalar göstermiştir. Buna karşın, daha geniş dental arklarda kullanıldığında doğruluk düzeyinin arttığı bildirilmiştir (Kaewbuasa & Ongthiemsak, 2021).

Öte yandan, True Definition tarayıcısının daha geniş dental arklarda kullanımı sırasında doğruluk kaybına eğilim gösterdiği belirtilmiştir. TRIOS 3 tarayıcısı ise tüm dental ark boyutlarında gerçeklik değerlerini tutarlı biçimde koruyarak, ark genişliğindeki varyasyonlara karşı daha yüksek bir stabilite sergilemiştir. Bu bulgular, belirli tarama sistemleri ile elde edilen tam ark dijital taramaların doğruluğunun, taranan dental arkın boyutundan anlamlı ölçüde etkilenebileceğini göstermektedir.

Ayrıca daha geniş dental arklarda, küçük arklara kıyasla daha büyük bir tarama alanına ihtiyaç duyulması, bir ağız içi tarayıcı cihazının tüm arkı tek seferde yakalamasını teknik olarak mümkün kılmamaktadır. Bu nedenle, çoklu ve örtüşen taramalar yapılmakta ve elde edilen veriler birleştirme algoritmaları kullanılarak tek bir dijital modele dönüştürülmektedir. Bu süreçte gerçekleştirilen her bir birleştirme adımı, kümülatif hatalara ve ek tutarsızlıklara yol açabilmektedir (Alkadi, 2023).

2.3.Hareketli Yumuşak Dokular ve Dişsizlik Durumu

İntraoral tarama sistemleri kullanılarak dişsiz bir bölgenin dijitalleştirilmesi, belirgin anatomik referans noktalarının eksikliği ve hareketli yumuşak dokuların varlığı nedeniyle teknik açıdan zorlu bir işlem olabilmektedir.Dişsiz alanın uzunluğu arttıkça ve yapışık mukoza miktarı azaldıkça, ağız içi tarayıcıların sağladığı ölçümlerin doğruluğunun anlamlı düzeyde azaldığı bildirilmiştir (Rasaie, Abduo, & Hashemi, 2021).

İki bitişik diş preparasyonu arasında dişsiz bir alanın bulunması durumunda, mevcut kemik rezorpsiyonunun derecesi ve hareketli yumuşak dokuların varlığına bağlı olarak dijitalleştirme süreci daha da zorlaşabilmektedir (Knechtel, Wiedemeier, Mehl, & Ender, 2022). Bununla birlikte, bazı klinik senaryolarda iki diş preparasyonu arasındaki dişsiz alan, tarayıcı ucunun erişilebilirliğini artırarak tarama işlemini kolaylaştırabilmekte ve özellikle proksimal bölgelerde tarama doğruluğunu artırabilmektedir (Baghani ve ark., 2021).

2.4. Komşu Dişlerde Mevcut Restorasyonlar

Restoratif diş malzemeleri ile bu materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin, ağız içi tarayıcıların tarama doğruluğu üzerinde belirleyici etkileri olduğu gösterilmiştir [38]. Farklı restoratif materyaller arasında tarama doğruluğu açısından anlamlı farklılıklar bulunduğu; geleneksel ve frezelenmiş polimetil metakrilat (PMMA) ile katkılı üretimle elde edilmiş bis-akril bazlı polimerlerin cilalı yüzeylerde en yüksek doğruluk değerlerine ulaştığı bildirilmiştir. Buna karşılık, yüksek değerli alaşımların en düşük doğruluk değerlerini sergilediği belirtilmiştir. Sırlı zirkonya kronların, cilalı muadillerine benzer doğruluk değerleri sunduğu; diğer materyallerde ise cilalı yüzeylerin sırlı yüzeylere kıyasla daha yüksek doğruluk sağladığı gözlenmiştir. Hassasiyet açısından değerlendirildiğinde, sırlı yüzeylere sahip geleneksel PMMA örneklerinin en düşük, cilalı bis-akril kompozit reçinelerin ise en yüksek hassasiyet değerlerini gösterdiği rapor edilmiştir. Bu bulgular, restoratif materyal türü ve yüzey işleminin tarama doğruluğu üzerinde kritik rol oynadığını ortaya koymaktadır (Marta Revilla-León ve ark., 2022).

Tam ark dijital taramaların doğruluğu, kullanılan tarama sistemi ve taranan yüzey materyaline bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Farklı tarama sistemleriyle zirkonyum oksit ve sırlı lityum disilikat cam seramik yüzeyler üzerinde yapılan değerlendirmelerde, doğruluk ve hassasiyet açısından anlamlı sistemler arası farklılıklar saptanmıştır. Bazı tarama sistemlerinin her iki materyalde de daha düşük sapma değerleri gösterdiği, buna karşın bazı sistemlerin daha yüksek doğrusal ve açısal sapmalar ürettiği bildirilmiştir. Ayrıca belirli tarama sistemlerinde hassasiyet değerlerinin, taranan yüzey tipine bağlı olarak anlamlı şekilde değiştiği belirtilmiştir. Bu sonuçlar, tam ark dijital taramalarda hem kullanılan tarama teknolojisinin hem de yüzey özelliklerinin tarama doğruluğunu doğrudan etkileyen faktörler olduğunu göstermektedir (Yatmaz, Raith, & Reich, 2023).

2.5. Ağız İçi Nem (Islaklık) Koşulları

Diş yüzeyinin ıslaklık durumu ve farklı kurutma yöntemlerinin, ağız içi tarayıcıların doğruluğu üzerindeki etkisi literatürde ayrıntılı olarak

incelenmiştir. Kuru, ıslak ve fönle kurutulmuş olmak üzere farklı yüzey koşullarında gerçekleştirilen taramalarda, ıslak ortamın hem doğruluk hem de hassasiyet açısından dijital tarama sonuçlarını anlamlı ölçüde olumsuz etkilediği bildirilmiştir. Farklı sıvı türleri (ultra saf su veya yapay tükürük) kullanılmış olmasına rağmen, sıvının kimyasal içeriğinin sonuçlar üzerinde belirgin bir etkisi olmadığı; buna karşın sıvı varlığının tek başına tarama doğruluğunu düşürdüğü gösterilmiştir. Tarama hatalarının özellikle arka dişlerin oklüzal yüzeylerindeki çukur ve fissürlerde, interproksimal alanlarda ve restoratif sınır bölgelerinde yoğunlaştığı belirtilmiştir. Tarama öncesinde diş yüzeylerinin fönle kurutulmasının bu hataları belirgin şekilde azalttığı, dolayısıyla yüzey ıslaklığının tarama doğruluğu üzerinde kritik bir rol oynadığı vurgulanmıştır (Chen ve ark., 2022).

Islak ağız ortamının dijital izlenimlerin doğruluğu üzerindeki olumsuz etkileri, farklı tarama sistemleri kullanılarak yapılan in vitro çalışmalarla da desteklenmiştir. Islak koşulları simüle eden bir modelde gerçekleştirilen değerlendirmelerde, ağız içi biyolojik sıvıların dijital izlenimlerin özellikle hassasiyet parametresini olumsuz yönde etkilediği ve ıslak ortamda doğru taramalar elde etmenin teknik olarak zor olduğu bildirilmiştir. Bu bulgular, klinik uygulamalarda yüzey neminin kontrol altına alınmasının, ağız içi tarayıcı ile elde edilen dijital izlenimlerin doğruluğu ve tekrarlanabilirliği açısından temel bir gereklilik olduğunu ortaya koymaktadır (Rapone ve ark., 2020).

3. Klinik Ortam Koşullarına Bağlı Faktörler

3.1. Klinik Aydınlatma Koşulları

Ortam aydınlatma koşulları, intraoral dijital taramanın gerçekleştirildiği odadaki ışık yoğunluğu olarak tanımlanabilir (M. Revilla-León ve ark., 2023). Ağız içi ortamda ışık yoğunluğunun nicel olarak değerlendirilebilmesi için lüksmetre kullanımı gerekmektedir. Daha önce gerçekleştirilen in vitro ve klinik çalışmalar, tamamen dişli hastalarda ortam aydınlatma koşullarının intraoral dijital taramaların doğruluğu üzerindeki etkisini incelemiştir (Ochoa-López ve ark., 2022; Wesemann ve ark., 2021). Bu çalışmalar, dişleri tamamen mevcut olan bireylerde tarama için en uygun aydınlatma koşullarının kullanılan ağız içi tarayıcı sistemine bağlı olarak değişkenlik gösterebileceğini ortaya koymuştur (Wesemann ve ark., 2021).

Elde edilen bulgular doğrultusunda, tamamen dişli durumlarda ortam aydınlatma koşullarındaki değişikliklere bağlı olarak dijital tarama doğruluğunun 20–250 µm arasında artan sapmalarla azalabildiği; hassasiyetin ise 10–110 µm aralığında bozulabildiği bildirilmiştir. Bu nedenle, intraoral dijital tarama sırasında ortam ışığı koşullarının lüksmetreler aracılığıyla

ölçülmesi, optimize edilmesi ve mümkün olduğunca standartlaştırılması önerilmektedir. Ayrıca, penceresiz bir klinik ortamın tercih edilmesi, değişken doğal ışık kaynaklarının etkisini ortadan kaldırarak aydınlatma koşullarının standardizasyonunu kolaylaştırabilir (Ochoa-López ve ark., 2022; Wesemann ve ark., 2021).

Değişen ortam aydınlatma koşullarının, tam ark ağız içi dijital implant taramalarının doğruluğu üzerindeki etkisi in vitro çalışmalarla da değerlendirilmiştir. Bu çalışmalar, ortam aydınlatma koşullarının test edilen tarayıcı sistemlerinin doğruluğunu anlamlı düzeyde etkilediğini ve en uygun aydınlatma seviyesinin kullanılan IOS teknolojisine göre değiştiğini doğrulamıştır. Ayrıca, tamamen dişli durumların taranması için optimal ortam aydınlatma koşullarının, implant tarama gövdelerinin dijitalleştirilmesi sırasında gerekli olan aydınlatma koşullarından farklı olabileceği bildirilmiştir (Ochoa-López ve ark., 2022; M. Revilla-León ve ark., 2023).

3.2. Ortam Sıcaklığı ve Çevresel Faktörler

Ortam sıcaklığındaki değişimlerin, ağız içi tarayıcıların doğruluğu ve hassasiyeti üzerinde olumsuz etkilere yol açtığı bildirilmiştir. Farklı ortam sıcaklığı koşullarında gerçekleştirilen değerlendirmelerde, tam ark üst çene dişli Tip IV alçı modelin hem endüstriyel bir referans tarayıcı hem de bir ağız içi tarayıcı sistemi kullanılarak dijitalleştirildiği ve sıcaklık değişimlerine bağlı olarak anlamlı doğruluk farklılıklarının ortaya çıktığı gösterilmiştir. Elde edilen bulgular, ortam sıcaklığındaki dalgalanmaların tarayıcı sistemlerinin hem gerçeklik hem de hassasiyet değerlerini olumsuz yönde etkilediğini ortaya koymuştur.

Ayrıca, ortam sıcaklığındaki artışın, sıcaklığın azalmasına kıyasla tarama doğruluğu üzerinde daha belirgin bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, klinik uygulamalarda doğru ve tekrarlanabilir ağız içi dijital taramaların elde edilebilmesi için, intraoral taramanın gerçekleştirildiği ortamda sabit ve kontrollü bir sıcaklık düzeyinin korunmasının büyük önem taşıdığı vurgulanmaktadır (J. Z. H. Tan ve ark., 2022).

4. İmplant ve Tarama Gövdesine Bağlı Faktörler

4.1. İmplant Ark İçindeki Konumu

Diş arki içerisindeki implantın konumu, kısmi ve tam ark intraoral dijital implant taramalarının doğruluğunu etkileyebilen önemli bir değişken olarak tanımlanmıştır (Donmez ve ark., 2022). Kısmen ve tamamen dişsiz vakalarda implant pozisyonunun tarama doğruluğu üzerindeki etkisini değerlendiren çalışmaların sayısı sınırlı olmakla birlikte, mevcut veriler çelişkili sonuçlar ortaya koymaktadır. Kısmen dişsiz durumlarda gerçekleştirilen in vitro

ve in vivo çalışmalarda, implantın anterior veya posterior bölgede yer almasının intraoral tarama doğruluğunu etkileyebileceği bildirilmiştir (Ma ve ark., 2023). Bazı çalışmalarda, implant pozisyonuna ve kullanılan tarama protokolüne bağlı olarak anterior ve posterior implantlar arasında doğruluk farklılıkları saptanırken; diğerlerinde posterior bölgede yer alan implantlar için doğruluk ve özellikle hassasiyet değerlerinin daha düşük olduğu rapor edilmiştir (R. M. Mizumoto ve ark., 2019). Canlı organizma üzerinde yapılan değerlendirmelerde ise, hem üst hem de alt çenede anterior ve posterior bölgelere yerleştirilen implantlar arasında intraoral dijital tarama doğruluğu açısından anlamlı farklılıklar olduğu gösterilmiştir (Ma ve ark., 2023).

Tamamen dişsiz durumlarda implant pozisyonunun intraoral dijital tarama doğruluğu üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar oldukça sınırlıdır (Gómez-Polo ve ark., 2022). Mevcut in vitro çalışmaların bir kısmında, intraoral dijital taramanın başlatıldığı karşı tarafta yer alan implantlarda daha yüksek doğruluk sapmaları bildirilmektedir (Çakmak, Yılmaz ve ark., 2020). Buna karşın, başka bir çalışmada taramanın başlatıldığı implantta daha belirgin bozulmalar elde edildiği rapor edilmiştir. Ayrıca bu çalışmalarda aynı tarayıcı sistemlerinin ve benzer tarama gövdelerinin kullanılmış olması, elde edilen farklı sonuçların büyük ölçüde tarama stratejisine ve birleştirme algoritmalarına bağlı olabileceğini düşündürmektedir. Tam ark dijital implant taramalarında implant pozisyonunun doğruluk üzerindeki etkisinin, kullanılan tarama yöntemi ve sistemine göre değişkenlik gösterebildiği; bu nedenle implant pozisyonunun tek başına değerlendirilemeyecek, çok faktörlü bir parametre olduğu vurgulanmaktadır (R. M. Mizumoto ve ark., 2019).

4.2. İmplantlar Arası Mesafe

İki bitişik implant arasındaki mesafe, implantın dental ark içerisindeki konumu, implant açılması ve mevcut implantların yerleşim derinliği; intraoral dijital taramaların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebilecek implant ilişkili değişkenler arasında tanımlanmıştır (Waldecker, Rues, Behnisch, Rammelsberg, & Bömicke, 2024). Bununla birlikte, bu değişkenlerin tarama doğruluğu üzerindeki etkilerine ilişkin literatürde bazı tutarsızlıklar bulunmaktadır. Mevcut çalışmalar, implantla ilişkili faktörlerin ağız içi tarama doğruluğu üzerindeki etkisini ortaya koymakla birlikte, bu etkilerin büyüklüğü ve klinik anlamlılığı konusunda net bir fikir birliği sunmamaktadır. Bu nedenle, implant ilişkili parametrelerin dijital taramalarının doğruluğu üzerindeki rolünü daha ayrıntılı ve kontrollü biçimde değerlendiren ek çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Alternatif bir dijital yaklaşım olarak fotogrametri sistemleri, implantların üç boyutlu konum bilgilerinin elde edilmesinde intraoral taramaya kıyasla farklı bir yöntem sunmakta ve bu alanda potansiyel bir referans teknik olarak değerlendirilmektedir (M. Y. Tan ve ark., 2019).

İmplantlar arası mesafenin intraoral dijital tarama doğruluğu üzerindeki etkisini doğrudan inceleyen çalışma sayısı sınırlıdır. Mevcut bulgular, taranan mesafe veya implantlar arası mesafe arttıkça, birleştirme işlemlerine bağlı olarak ortaya çıkan doğrusal ve açısal hataların da artma eğiliminde olduğunu göstermektedir. Bu durum, özellikle çoklu implant içeren vakalarda ve geniş arklarda, kümülatif hata riskinin yükseldiğine işaret etmekte ve implantlar arası mesafenin intraoral dijital tarama doğruluğu açısından dikkate alınması gereken önemli bir parametre olduğunu ortaya koymaktadır (Di Fiore ve ark., 2019).

4.3. İmplant Derinliği ve Açılanması

İmplantların yerleşim derinliği ve açılanması, implant tarama gövdelerinin konumlanmasını doğrudan etkileyerek intraoral dijital ölçülerin doğruluğu üzerinde belirleyici olabilen faktörler arasında yer almaktadır. Farklı derinlik ve açılarda yerleştirilmiş çoklu implant içeren dişsiz maksiller modeller üzerinde yapılan değerlendirmelerde, dijital taramalar referans modellere en iyi uyum algoritmaları kullanılarak üst üste bindirilmiş ve elde edilen doğrusal ve açısal sapmalar analiz edilmiştir. Bu analizler, tarama gövdelerinin konumunun özellikle açısal sapmalar üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğunu; doğrusal mutlak hata değerleri dikkate alındığında da tarama gövdelerinin pozisyonunun ölçüm doğruluğunu istatistiksel olarak anlamlı biçimde etkilediğini ortaya koymuştur. Bu bulgular doğrultusunda, implantların açılanmasının dijital ölçü doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceği öne sürülmüştür (Lorenzo Arcuri ve ark., 2020). Ayrıca implantlar arasındaki açının, tarama gövdelerinin konumlandırılmasını ve tasarıma bağlı olarak dijital ölçü doğruluğunu etkileyebileceği de bildirilmiştir (Gedrimiene, Adaskevicius, & Rutkunas, 2019).

Buna karşın, literatürde yer alan çalışmaların büyük bir bölümü, tamamen dişsiz hastalarda farklı implant açılarının intraoral dijital ölçülerin doğruluğu üzerinde belirgin bir etki oluşturmadığını desteklemektedir (Gimenez-Gonzalez ve ark., 2017; P. Papaspyridakos ve ark., 2016). İmplant derinliği açısından değerlendirildiğinde ise, mevcut çalışmaların çoğunda bu değişkenin doğrudan analiz edilmediği görülmektedir. Bununla birlikte, implantların diş eti seviyesinde veya farklı derinliklerde konumlandırıldığı değerlendirmelerde, implant derinliğinin dijital ölçülerin nihai doğruluğunu anlamlı düzeyde etkilemediği bildirilmiştir (Lorenzo Arcuri ve ark., 2020). Ancak implantların diş eti hizasının altında farklı derinliklerde yerleştirildiği bazı çalışmalarda, görünür tarama gövdelerinin miktarının dijital izlenim doğruluğunu etkilediği ve bu nedenle gövde tasarımı seçilirken implant derinliğinin dikkate alınması gerektiği vurgulanmıştır. Bu bulgular, implant derinliği ve açılanmasının dijital ölçü doğruluğu üzerindeki etkisinin; kullanılan gövde tasarımı, görünür tarama yüzeyi ve tarama protokolü gibi

faktörlerle birlikte değerlendirilmesi gereken çok boyutlu bir parametre olduğunu göstermektedir (Mangano & Veronesi, 2018).

4.4. Tarama Gövdelerinin Geometrik Özellikleri

Literatürde, farklı ağız içi tarayıcı sistemleri kullanılarak test edilen çok sayıda implant tarama gövdesi geometrisi rapor edilmiştir. İncelenen çalışmalarda, implant pozisyonu, implant derinliği ve açılanması, implantlar arası mesafe, implant tipi ve çapı, tarama göve geometrileri, dijitalleştirme yöntemleri, referans veya kontrol dosyaları, ölçüm protokolleri ve referans kalıplar gibi çok sayıda metodolojik değişkenin yer aldığı görülmektedir (Schmidt, Billig, Schlenz, & Wöstmann, 2021; Yılmaz ve ark., 2021). Bununla birlikte, çalışmaların büyük bir bölümünde ortam aydınlatma koşullarının etkisine ilişkin ayrıntılı bilgi sunulmadığı dikkat çekmektedir. Deneysel intraoral dijital implant taramaları sırasında bağıl nem, operatör deneyimi, IOS kalibrasyonu, yeniden tarama teknikleri, tarama deseni ile tarama mesafesi ve açısı gibi faktörlerin de ölçüm sonuçlarını etkileyebileceği bildirilmiştir (C. Motel ve ark., 2020; Pan ve ark., 2022).

Mevcut çalışmaların çoğunda, tarama geometrisinin intraoral dijital tarama doğruluğunu anlamlı düzeyde etkilediği rapor edilmiştir (Gómez-Polo ve ark., 2023). Buna karşın, bazı araştırmalarda test edilen farklı geometrilerinin — her bir tarama gövde üzerine yerleştirilmiş özelleştirilmiş tarama halkaları kullanılsa da kullanılmasa da — benzer doğruluk değerleri sunduğu bildirilmiştir. Tarama gövde geometrileri arasında yapılan karşılaştırmalarda, farklı şekillerin doğrusal ve açısal sapmalar üzerinde farklı etkiler oluşturabildiği; örneğin kubbe şeklindeki tarama gövdelerin yüzey sapmalarını azaltırken, kübik şekilli olanların açısal sapmaları daha düşük düzeyde tuttuğu gösterilmiştir (C. Motel ve ark., 2020). Ayrıca tarama gövde geometrisinin tarama doğruluğu üzerindeki etkisinin, kullanılan tarama desenine bağlı olarak değişebileceği vurgulanmıştır. Bununla birlikte, bu geometrinin yalnızca doğruluğu değil, aynı zamanda tarama süresini de etkileyebileceği ve belirli geometrik tasarımların daha verimli tarama süreçlerine olanak sağlayabileceği bildirilmiştir (R. M. Mizumoto ve ark., 2020).

4.5. Tarama Gövde Retansiyon Sistemleri

Tarama gövde tasarımına ait retansiyon sistemlerinin, sanal veya basılı kesin implant modellerinde implant analogu konumlandırma doğruluğu üzerindeki etkisi sınırlı sayıda çalışmada değerlendirilmiştir. Farklı retansiyon mekanizmalarına sahip tarama gövde tasarımlarının doğruluk üzerindeki etkisi karşılaştırılmıştır. Test edilen tasarımlar arasında, iki vida ile sabitlenen tek parça PEEK tarama gövdesi ile mıknaş aracılığıyla tutturulan ve vida ile sabitlenen bir parçadan oluşan tek parça PEEK tarama gövdesi yer almaktadır. Her iki çalışmada da referans veya kontrol verilerinin elde

edilmesi amacıyla aynı koordinat ölçüm makinesi kullanılmıştır. Bununla birlikte, çalışmalardan birinde CMM analizi sırasında miknatısla tutturulmuş tarama gövde bileşeninde meydana gelen mikromobilité nedeniyle bu tasarımın değerlendirme dışı bırakıldığı bildirilmiştir. Buna rağmen, her iki çalışmanın ortak bulguları, test edilen tarama gövde retansiyon sistemlerinin implant analoglarının açısall konumlandırmasını ve doğrusal sapmalarını etkileyebildiğini göstermektedir. Bildirilen doğrusal sapmaların 4 ile 18,9 µm aralığında değiştiği rapor edilmiştir. Bu sonuçlar, tarama gövdesinin implant üzerine bağlanma şeklinin ve retansiyon mekanizmasının, dijital iş akışında elde edilen kesin implant modelinin doğruluğu açısından kritik bir parametre olduğunu ortaya koymaktadır (M. Revilla-León ve ark., 2020; M. Revilla-León ve ark., 2021).

4.6. Tarama Gövdesinin Materyal Özellikleri

Tarama gövde materyalinin ve üretim/modifikasyon yöntemlerinin, intraoraldijital taramaların doğruluğu üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Farklı modifikasyon yaklaşımlarıyla değerlendirilen tarama gövde tasarımlarında, ekleme yöntemiyle modifiye edilen tarama gövdeleri kullanılarak elde edilen taramalarda daha yüksek yüzey sapmaları gözlenirken, çıkarma yöntemiyle modifiye edilen tarama gövdeleri ile gerçekleştirilen taramalarda daha düşük açısall sapmalar rapor edilmiştir. Buna karşılık, herhangi bir modifikasyon uygulanmadan kaydedilen intraoral implant taramalarında implantlar arası mesafeye ilişkin sapmaların daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Bu bulgular, tarama gövdelerinin nin yalnızca geometrisinin değil, aynı zamanda üretim veya modifikasyon yaklaşımının da dijital ölçü doğruluğunu etkileyebileceğini göstermektedir (Lawand ve ark., 2024).

Benzer şekilde literatürde değerlendirilen standart tarama gövdelerinin farklı materyallerden üretildiği görülmektedir. İncelenen çalışmalarda tek parçalı PEEK, iki parçalı PEEK, ve tek parçalı titanyum (Ti) tarama gövdeleri test edilmiştir. İncelemeye dâhil edilen çalışmaların yalnızca sınırlı bir bölümünde tek parçalı ve iki parçalı PEEK tarama gövdeleri doğrudan karşılaştırılmış olup, bu karşılaştırmalarda tarama gövdelerinin geometrilerinin farklılık gösterdiği bildirilmiştir. Bazı çalışmalarda ise tek parçalı PEEK ve tek parçalı titanyum tarama gövdeler, farklı geometrilerle birlikte değerlendirilmişti (R. Huang ve ark., 2021). Ayrıca, belirli in vitro çalışmalarda aynı geometrinin kullanıldığı tek parçalı PEEK, iki parçalı PEEK ve tek parçalı titanyum tarama gövdelerin karşılaştırıldığı rapor edilmiştir (L. Arcuri ve ark., 2020). Bu veriler, tarama gövde materyalinin dijital ölçü doğruluğu üzerindeki etkisinin, tek başına materyal türünden ziyade; geometrik tasarım, parça sayısı ve üretim toleransları ile birlikte ele alınması gerektiğini ortaya koymaktadır (C. Motel ve ark., 2020; Schmidt ve ark., 2021).

5. İntraoral Tarayıcıya Bağlı Dijital Belirleyiciler

5.1. Tarayıcı Teknolojisi ve Optik Sistemler

Piyasada bulunan intraoral tarayıcı sistemleri arasında, kullanılan tarama teknolojileri bakımından belirgin donanım ve yazılım farklılıkları bulunmaktadır. Bu teknolojiler arasında konfokal mikroskopi, üçgenleme, yapılandırılmış ışık, aktif dalga cephesi örneklemesi ve stereofotogrametri yer almaktadır (Amornvit ve ark., 2021). Ayrıca tarama sistemleri; tarama derinliği yetenekleri, görüntü yakalama prensipleri ve işlem sonrası veri işleme prosedürleri açısından da farklılık göstermektedir. Diş hekimliği literatüründe, farklı tarama teknolojileri ve sistemleri arasında doğruluk ve hassasiyet bakımından anlamlı farklılıklar bildirilmektedir. Bununla birlikte, diş destekli restorasyonların üretiminde en yüksek doğruluğu sağlayan tek bir tarama teknolojisi veya sistemine ilişkin kesin bir görüş birliği bulunmamaktadır (Pan ve ark., 2023).

Bu belirsizliğin temel nedenlerinden biri, yayımlanmış çalışmalar arasındaki metodolojik heterojenitedir. Ağız içi tarama teknolojisi, cihaz nesli, kullanılan yazılım sürümü, referans model tipi, diş preparasyon geometrisi ve ölçüm yöntemleri gibi çok sayıda değişken, farklı araştırmalarda karşılaştırılabilirliği sınırlamaktadır. Buna rağmen, mevcut kanıtlar; farklı intraoral tarama teknolojileri ve sistemleri arasında doğruluk ve hassasiyet açısından değişkenlik olsa da, ağız içi tarayıcıların diş destekli tek kronların ve kısa aralıklı sabit diş protezlerinin (FDP) üretiminde güvenilir bir ölçü alma alternatifi sunduğunu göstermektedir (Bandiaky ve ark., 2022; Tabesh ve ark., 2022).

Tarayıcı doğruluğunu etkileyen çok sayıda parametre bulunmakla birlikte, tarama derinliği, diş preparasyonlarının dijitalleştirilmesinde sistem performansını belirleyen önemli bir değişken olarak tanımlanmaktadır. Tarama derinliği veya odak uzaklığı, bir tarayıcının apiko-koronal yönde ne kadar derinliğe kadar güvenilir veri yakalayabildiğini ifade etmektedir. Farklı sistemlerinde bu değerlerin yaklaşık 12–25 mm arasında değişebildiği bildirilmiştir. Odak uzaklığının artması, tarayıcının diş preparasyonlarının apikal bölgelerini daha etkin biçimde yakalayabilmesine olanak tanımaktadır. Bununla birlikte, tarama derinliği gibi tek bir sistemin özelliğinin etkisinin, diğer donanım ve yazılım bileşenlerinden bağımsız olarak değerlendirilmesi güçtür (M. Revilla-León ve ark., 2020).

Buna ek olarak, yazılım algoritmaları ve güncellemelerin tarayıcı performansı üzerinde önemli bir etkisi olduğu gösterilmiştir. Yazılım güncellemeleri, veri işleme süreçlerini, görüntü birleştirme algoritmalarını ve hata telafi mekanizmalarını doğrudan etkileyerek tarama doğruluğunu

değiştirebilmektedir. Bu nedenle, tarayıcı sistemlerinin klinik performansını en üst düzeye çıkarmak amacıyla, kullanılan yazılımın güncel tutulması ve sistem güncellemelerinin düzenli olarak uygulanması büyük önem taşımaktadır (Schmalzl ve ark., 2023; Vág ve ark., 2021).

5.2. Tarayıcı Kafa Boyutu

Tarayıcıya bağlı parametrelerin dijital ölçü doğruluğu üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalarda ise, tarayıcı uç boyutu, tarama deseni ve tarama hızı gibi değişkenlerin tarayıcı performansını anlamlı düzeyde etkilediği gösterilmiştir. Bu değerlendirmelerde, daha küçük tarayıcı uçlarının doğruluğu belirgin biçimde azalttığı; hassasiyet açısından ise küçük uç kullanımı, hızlı tarama hızı ve S şeklinde tarama deseninin daha düşük tekrarlanabilirlik ile sonuçlandığı bildirilmiştir. Buna karşılık, normal veya yavaş tarama hızları ile oklüzal yüzeyden başlanan tarama desenlerinin daha yüksek hassasiyet sağladığı ifade edilmiştir. Bu bulgular, tarayıcı uç boyutunun hem doğruluk hem de hassasiyet üzerinde kritik bir rol oynadığını; tarama hızı ve tarama deseninin ise özellikle ölçümlerin tekrarlanabilirliği açısından belirleyici olduğunu ortaya koymaktadır (Ryan M Mizumoto ve ark., 2020).

5.3. Tarayıcı Çözünürlüğü

Dijital diş izlenimlerinde kullanılan ağız içi çözünürlüğü ile tarama doğruluğu arasındaki ilişki literatürde ayrıntılı olarak incelenmiştir. Farklı sistemlerinin çözünürlük düzeyleri karşılaştırıldığında, tarayıcılar arasında belirgin çözünürlük farklılıkları bulunduğu; ancak bu farklılıkların, hassasiyet parametresi dışında, genel tarama doğruluğu ile doğrudan ve tutarlı bir ilişki göstermediği bildirilmiştir. Elde edilen bulgular, özellikle tam ark dijital taramalarda çözünürlük değerlerinin tek başına doğruluğu belirleyen bir faktör olmadığını ortaya koymaktadır. Bu durum, dijital izlenimlerin doğruluğunun yalnızca görüntü çözünürlüğüne bağlı olmadığını; yazılım algoritmaları, tarama tekniği ve taranan materyalin optik özellikleri gibi çözünürlüğün ötesindeki faktörlerin de önemli rol oynadığını düşündürmektedir (Medina-Sotomayor ve ark., 2018).

Tarayıcı çözünürlüğünün belirlenmesinde donanım bileşenlerinin temel rol oynadığı ve bu çözünürlük düzeylerinin çoğunlukla sistemin varsayılan tarama protokolleri için optimize edildiği belirtilmiştir. Ayrıca, yazılım aracılığıyla daha uzun süre boyunca daha fazla veri yakalanmasını sağlayan yüksek çözünürlüklü tarama modlarının kullanılmasının, tarama doğruluğunu her zaman artırmadığı bildirilmiştir. Bu bulgular, dijital ölçü doğruluğunun artırılmasında yalnızca çözünürlük değerlerinin yükseltilmesine odaklanmak yerine, donanım-yazılım uyumu ve klinik tarama protokolünün bütüncül olarak değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir (A. Chiu ve ark., 2020).

5.4. Yazılım Algoritmaları ve Güncellemeler

Aynı ağız içi tarayıcı sisteminin farklı yazılım sürümlerinin tarama doğruluğu üzerindeki etkisi, literatürde çeşitli çalışmalarla değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmelerde, yazılım sürümündeki değişikliklerin tarama sistemlerinin doğruluğunu anlamlı ölçüde etkileyebildiği gösterilmiştir. Elde edilen bulgular, dijital tarama sonuçlarının yalnızca donanım özelliklerine değil, aynı zamanda kullanılan yazılım algoritmalarına da önemli ölçüde bağlı olduğunu ortaya koymaktadır. Bu nedenle, araştırma sonuçları rapor edilirken kullanılan tarayıcı yazılım sürümünün açıkça belirtilmesinin, hem çalışmanın tekrarlanabilirliği hem de farklı yazılım sürümlerine bağlı potansiyel sonuç farklılıklarının doğru şekilde yorumlanabilmesi açısından büyük önem taşıdığı vurgulanmaktadır (Haddadi, Bahrami, & Isidor, 2018).

Benzer şekilde, yazılım güncellemelerinin tarayıcı sistemlerinin doğruluğu ve hassasiyeti üzerinde olumlu etkiler sağlayabildiği bildirilmiştir. Güncellenmiş yazılım sürümleri ile gerçekleştirilen taramalarda, ölçüm doğruluğu ve tekrarlanabilirliğin belirgin biçimde arttığı; hatta bazı durumlarda eski nesil tarayıcı donanımlarının, yazılım güncellemeleri sayesinde daha yeni sistemlerle karşılaştırılabilir doğruluk düzeylerine ulaşabildiği rapor edilmiştir. Bu bulgular, tarayıcı sistemlerinden optimum performans elde edilebilmesi için yazılımın düzenli olarak güncellenmesinin ve güncel sürümlerin klinik uygulamalarda tercih edilmesinin kritik bir gereklilik olduğunu göstermektedir (Schmalzl ve ark., 2023).

KAYNAKLAR

- Abduo, J., & Laskey, D. (2022). Effect of preparation type on the accuracy of different intraoral scanners: An in vitro study at different levels of accuracy evaluation. *J Esthet Restor Dent*, 34(8), 1221-1229. doi:10.1111/jerd.12949
- Alkadi, L. (2023). A Comprehensive Review of Factors That Influence the Accuracy of Intraoral Scanners. *Diagnostics (Basel)*, 13(21). doi:10.3390/diagnostics13213291
- Amornvit, P., Rokaya, D., & Sanohkan, S. (2021). Comparison of Accuracy of Current Ten Intraoral Scanners. *Biomed Res Int*, 2021, 2673040. doi:10.1155/2021/2673040
- Arcuri, L., Pozzi, A., Lio, F., Rompen, E., Zechner, W., & Nardi, A. (2020). Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *Journal of prosthodontic research*, 64(2), 128-136.
- Arcuri, L., Pozzi, A., Lio, F., Rompen, E., Zechner, W., & Nardi, A. (2020). Influence of implant scanbody material, position and operator on the accuracy of digital impression for complete-arch: A randomized in vitro trial. *J Prosthodont Res*, 64(2), 128-136. doi:10.1016/j.jpor.2019.06.001
- Ashraf, Y., Sabet, A., Hamdy, A., & Ebeid, K. (2020). Influence of preparation type and tooth geometry on the accuracy of different intraoral scanners. *Journal of Prosthodontics*, 29(9), 800-804.
- Baghani, M. T., Shayegh, S. S., Johnston, W. M., Shidfar, S., & Hakimaneh, S. M. R. (2021). In vitro evaluation of the accuracy and precision of intraoral and extraoral complete-arch scans. *J Prosthet Dent*, 126(5), 665-670. doi:10.1016/j.prosdent.2020.08.017
- Bandiaky, O. N., Le Bars, P., Gaudin, A., Hardouin, J. B., Cheraud-Carpentier, M., Mbodj, E. B., & Soueidan, A. (2022). Comparative assessment of complete-coverage, fixed tooth-supported prostheses fabricated from digital scans or conventional impressions: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 127(1), 71-79. doi:10.1016/j.prosdent.2020.09.017
- Basaki, K., Alkumru, H., De Souza, G., & Finer, Y. (2017). Accuracy of Digital vs Conventional Implant Impression Approach: A Three-Dimensional Comparative In Vitro Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 32(4), 792-799. doi:10.11607/jomi.5431
- Button, H., Kois, J. C., Barmak, A. B., Zeitler, J. M., Rutkunas, V., & Revilla-León, M. (2024). Scanning accuracy and scanning area discrepancies of intraoral digital scans acquired at varying scanning distances and angulations among 4 different intraoral scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 132(5), 1044-1060.
- Carneiro Pereira, A. L., Medeiros, V. R., & da Fonte Porto Carreiro, A. (2021). Influence of implant position on the accuracy of intraoral scanning in fully edentulous arches: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 126(6), 749-755. doi:10.1016/j.prosdent.2020.09.008

- Chen, Y., Zhai, Z., Li, H., Yamada, S., Matsuoka, T., Ono, S., & Nakano, T. (2022). Influence of Liquid on the Tooth Surface on the Accuracy of Intraoral Scanners: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*, 31(1), 59-64. doi:10.1111/jopr.13358
- Chiu, A., Chen, Y.-W., Hayashi, J., & Sadr, A. (2020). Accuracy of CAD/CAM digital impressions with different intraoral scanner parameters. *Sensors*, 20(4), 1157.
- Chiu, A., Chen, Y. W., Hayashi, J., & Sadr, A. (2020). Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters. *Sensors (Basel)*, 20(4). doi:10.3390/s20041157
- Çakmak, G., Yilmaz, H., Treviño, A., Kökat, A. M., & Yilmaz, B. (2020). The effect of scanner type and scan body position on the accuracy of complete-arch digital implant scans. *Clin Implant Dent Relat Res*, 22(4), 533-541. doi:10.1111/cid.12919
- Di Fiore, A., Meneghello, R., Graiff, L., Savio, G., Vigolo, P., Monaco, C., & Stellini, E. (2019). Full arch digital scanning systems performances for implant-supported fixed dental prostheses: a comparative study of 8 intraoral scanners. *J Prosthodont Res*, 63(4), 396-403. doi:10.1016/j.jpor.2019.04.002
- Diker, B., & Tak, Ö. (2020). Comparing the accuracy of six intraoral scanners on prepared teeth and effect of scanning sequence. *J Adv Prosthodont*, 12(5), 299-306. doi:10.4047/jap.2020.12.5.299
- Donmez, M. B., Çakmak, G., Atalay, S., Yilmaz, H., & Yilmaz, B. (2022). Trueness and precision of combined healing abutment-scan body system depending on the scan pattern and implant location: An in-vitro study. *J Dent*, 124, 104169. doi:10.1016/j.jdent.2022.104169
- Flügge, T. V., Att, W., Metzger, M. C., & Nelson, K. (2016). Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont*, 29(3), 277-283. doi:10.11607/ijp.4417
- Gedrimiene, A., Adaskevicius, R., & Rutkunas, V. (2019). Accuracy of digital and conventional dental implant impressions for fixed partial dentures: A comparative clinical study. *J Adv Prosthodont*, 11(5), 271-279. doi:10.4047/jap.2019.11.5.271
- Gimenez-Gonzalez, B., Hassan, B., Özcan, M., & Pradíes, G. (2017). An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *J Prosthodont*, 26(8), 650-655. doi:10.1111/jopr.12457
- Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., & Pradíes, G. (2015). Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17 Suppl 1, e54-64. doi:10.1111/cid.12124
- Gómez-Polo, M., Álvarez, F., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Barmak, A. B., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2022). Influence of the implant scan body bevel location, implant angulation and position on intraoral scanning accuracy: An in vitro study. *J Dent*, 121, 104122. doi:10.1016/j.jdent.2022.104122

- Gómez-Polo, M., Cimolai, A., Ortega, R., Barmak, A. B., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2024). Accuracy, scanning time, and number of photograms of various scanning patterns for the extraoral digitalization of complete dentures by using an intraoral scanner. *J Prosthet Dent*, 131(3), 521-528. doi:10.1016/j.prosdent.2022.03.017
- Gómez-Polo, M., Donmez, M. B., Çakmak, G., Yilmaz, B., & Revilla-León, M. (2023). Influence of implant scan body design (height, diameter, geometry, material, and retention system) on intraoral scanning accuracy: A systematic review. *J Prosthodont*, 32(S2), 165-180. doi:10.1111/jopr.13774
- Gómez-Polo, M., Ortega, R., Sallorenzo, A., Agustín-Panadero, R., Barmak, A. B., Kois, J. C., & Revilla-León, M. (2022). Influence of the surface humidity, implant angulation, and interimplant distance on the accuracy and scanning time of complete-arch implant scans. *J Dent*, 127, 104307. doi:10.1016/j.jdent.2022.104307
- Goracci, C., Franchi, L., Vichi, A., & Ferrari, M. (2016). Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: a systematic review of the clinical evidence. *Eur J Orthod*, 38(4), 422-428. doi:10.1093/ejo/cjv077
- Gracis, S., Appiani, A., & Noè, G. (2023). Digital workflow in implant prosthodontics: The critical aspects for reliable accuracy. *J Esthet Restor Dent*, 35(1), 250-261. doi:10.1111/jerd.13004
- Haddadi, Y., Bahrami, G., & Isidor, F. (2018). Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont*, 31(4), 375-376. doi:10.11607/ijp.5781
- Huang, M. Y., Son, K., & Lee, K. B. (2021). Effect of distance between the abutment and the adjacent teeth on intraoral scanning: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 125(6), 911-917. doi:10.1016/j.prosdent.2020.02.034
- Huang, R., Liu, Y., Huang, B., Zhou, F., Chen, Z., & Li, Z. (2021). Improved accuracy of digital implant impressions with newly designed scan bodies: an in vivo evaluation in beagle dogs. *BMC Oral Health*, 21(1), 623. doi:10.1186/s12903-021-01986-2
- Kaewbuasa, N., & Ongthiemsak, C. (2021). Effect of different arch widths on the accuracy of three intraoral scanners. *J Adv Prosthodont*, 13(4), 205-215. doi:10.4047/jap.2021.13.4.205
- Kamimura, E., Tanaka, S., Takaba, M., Tachi, K., & Baba, K. (2017). In vivo evaluation of inter-operator reproducibility of digital dental and conventional impression techniques. *PLoS One*, 12(6), e0179188. doi:10.1371/journal.pone.0179188
- Kihara, H., Hatakeyama, W., Komine, F., Takafuji, K., Takahashi, T., Yokota, J., . . . Kondo, H. (2020). Accuracy and practicality of intraoral scanner in dentistry: A literature review. *J Prosthodont Res*, 64(2), 109-113. doi:10.1016/j.jpor.2019.07.010
- Kim, M. K., Kim, J. M., Lee, Y. M., Lim, Y. J., & Lee, S. P. (2019). The effect of scanning distance on the accuracy of intra-oral scanners used in dentistry. *Clinical Anatomy*, 32(3), 430-438.

- Knechtle, N., Wiedemeier, D., Mehl, A., & Ender, A. (2022). Accuracy of digital complete-arch, multi-implant scans made in the edentulous jaw with gingival movement simulation: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 128(3), 468-478. doi:10.1016/j.prosdent.2020.12.037
- Lawand, G., Ismail, Y., Revilla-León, M., & Tohme, H. (2024). Effect of implant scan body geometric modifications on the trueness and scanning time of complete arch intraoral implant digital scans: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 131(6), 1189-1197. doi:10.1016/j.prosdent.2022.06.004
- Li, Z., Huang, R., Wu, X., Chen, Z., Huang, B., & Chen, Z. (2022). Effect of Scan Pattern on the Accuracy of Complete-Arch Digital Implant Impressions with Two Intraoral Scanners. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 37(4), 731-739. doi:10.11607/jomi.9248
- Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., & Mäkyinen, A. (2014). Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and lasers in engineering*, 54, 203-221.
- Ma, Y., Guo, Y. Q., Jiang, L., & Yu, H. (2023). Influence of intraoral conditions on the accuracy of digital and conventional implant impression techniques for two-implant-supported fixed dental prostheses. *J Prosthodont Res*, 67(4), 633-640. doi:10.2186/jpr.JPR_D_22_00242
- Mangano, F., & Veronesi, G. (2018). Digital versus Analog Procedures for the Prosthetic Restoration of Single Implants: A Randomized Controlled Trial with 1 Year of Follow-Up. *Biomed Res Int*, 2018, 5325032. doi:10.1155/2018/5325032
- Marques, S., Ribeiro, P., Falcão, C., Lemos, B. F., Ríos-Carrasco, B., Ríos-Santos, J. V., & Herrero-Climent, M. (2021). Digital Impressions in Implant Dentistry: A Literature Review. *Int J Environ Res Public Health*, 18(3). doi:10.3390/ijerph18031020
- Medina-Sotomayor, P., Pascual-Moscardó, A., & Camps, I. (2018). Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. *J Clin Exp Dent*, 10(4), e361-e366. doi:10.4317/jced.54670
- Mizumoto, R. M., Alp, G., Özcan, M., & Yilmaz, B. (2019). The effect of scanning the palate and scan body position on the accuracy of complete-arch implant scans. *Clin Implant Dent Relat Res*, 21(5), 987-994. doi:10.1111/cid.12821
- Mizumoto, R. M., Yilmaz, B., McGlumphy, E. A., Jr., Seidt, J., & Johnston, W. M. (2020). Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*, 123(1), 96-104. doi:10.1016/j.prosdent.2019.01.003
- Mizumoto, R. M., Yilmaz, B., McGlumphy Jr, E. A., Seidt, J., & Johnston, W. M. (2020). Accuracy of different digital scanning techniques and scan bodies for complete-arch implant-supported prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(1), 96-104.

- Motel, C., Kirchner, E., Adler, W., Wichmann, M., & Matta, R. E. (2020). Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. *J Prosthodont*, 29(4), 309-314. doi:10.1111/jopr.13131
- Motel, C., Kirchner, E., Adler, W., Wichmann, M., & Matta, R. E. (2020). Impact of different scan bodies and scan strategies on the accuracy of digital implant impressions assessed with an intraoral scanner: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 29(4), 309-314.
- Müller, P., Ender, A., Joda, T., & Katsoulis, J. (2016). Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int*, 47(4), 343-349. doi:10.3290/j.qi.a35524
- Ochoa-López, G., Cascos, R., Antonaya-Martín, J. L., Revilla-León, M., & Gómez-Polo, M. (2022). Influence of ambient light conditions on the accuracy and scanning time of seven intraoral scanners in complete-arch implant scans. *Journal of dentistry*, 121, 104138.
- Pan, Y., Dai, X., Wan, F., Song, C., Tsoi, J. K., & Pow, E. H. (2023). A novel post-processing strategy to improve the accuracy of complete-arch intraoral scanning for implants: an in vitro study. *J Dent*, 139, 104761. doi:10.1016/j.jdent.2023.104761
- Pan, Y., Tsoi, J. K. H., Lam, W. Y. H., Chen, Z., & Pow, E. H. N. (2022). Does the geometry of scan bodies affect the alignment accuracy of computer-aided design in implant digital workflow: An in vitro study? *Clin Oral Implants Res*, 33(3), 313-321. doi:10.1111/clr.13890
- Papaspyridakos, P., Benic, G. I., Hogsett, V. L., White, G. S., Lal, K., & Gallucci, G. O. (2012). Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clinical oral implants research*, 23(6), 676-681.
- Papaspyridakos, P., Gallucci, G. O., Chen, C. J., Hanssen, S., Naert, I., & Vandenberghe, B. (2016). Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res*, 27(4), 465-472. doi:10.1111/clr.12567
- Pattamavilai, S., & Ongthiemsak, C. (2024). Accuracy of intraoral scanners in different complete arch scan patterns. *J Prosthet Dent*, 131(1), 155-162. doi:10.1016/j.prosdent.2021.12.026
- Pellitteri, F., Albertini, P., Vogrig, A., Spedicato, G. A., Siciliani, G., & Lombardo, L. (2022). Comparative analysis of intraoral scanners accuracy using 3D software: an in vivo study. *Progress in Orthodontics*, 23(1), 21.
- Rapone, B., Palmisano, C., Ferrara, E., Di Venere, D., Albanese, G., & Corsalini, M. (2020). The accuracy of three intraoral scanners in the oral environment with and without saliva: A comparative study. *Applied Sciences*, 10(21), 7762.
- Rasaie, V., Abduo, J., & Hashemi, S. (2021). Accuracy of Intraoral Scanners for Recording the Denture Bearing Areas: A Systematic Review. *J Prosthodont*, 30(6), 520-539. doi:10.1111/jopr.13345

- Revilla-León, M., Fogarty, R., Barrington, J. J., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2020). Influence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts. *J Prosthet Dent*, 124(2), 202-210. doi:10.1016/j.prosdent.2019.07.011
- Revilla-León, M., Jiang, P., Sadeghpour, M., Piedra-Cascón, W., Zandinejad, A., Özcan, M., & Krishnamurthy, V. R. (2020). Intraoral digital scans-Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. *J Prosthet Dent*, 124(3), 372-378. doi:10.1016/j.prosdent.2019.06.003
- Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C. (2023). A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *J Esthet Restor Dent*, 35(1), 230-240. doi:10.1111/jerd.12985
- Revilla-León, M., Lanis, A., Yilmaz, B., Kois, J. C., & Gallucci, G. O. (2023). Intraoral digital implant scans: Parameters to improve accuracy. *J Prosthodont*, 32(S2), 150-164. doi:10.1111/jopr.13749
- Revilla-León, M., Smith, Z., Methani, M. M., Zandinejad, A., & Özcan, M. (2021). Influence of scan body design on accuracy of the implant position as transferred to a virtual definitive implant cast. *J Prosthet Dent*, 125(6), 918-923. doi:10.1016/j.prosdent.2020.03.019
- Revilla-León, M., Young, K., Sicilia, E., Cho, S.-H., & Kois, J. C. (2022). Influence of definitive and interim restorative materials and surface finishing on the scanning accuracy of an intraoral scanner. *Journal of dentistry*, 120, 104114.
- Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C. (2023). A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans: Part 2—Patient factors. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 35(1), 241-249.
- Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., . . . Ducret, M. (2017). Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng*, 2017, 8427595. doi:10.1155/2017/8427595
- Rotar, R. N., Faur, A. B., Pop, D., & Jivanescu, A. (2022). Scanning distance influence on the intraoral scanning accuracy—An in vitro study. *Materials*, 15(9), 3061.
- Schmalzl, J., Róth, I., Borbély, J., Hermann, P., & Vecsei, B. (2023). The impact of software updates on accuracy of intraoral scanners. *BMC Oral Health*, 23(1), 219.
- Schmidt, A., Billig, J. W., Schlenz, M. A., & Wöstmann, B. (2021). The Influence of Using Different Types of Scan Bodies on the Transfer Accuracy of Implant Position: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont*, 34(2), 254-260. doi:10.11607/ijp.6796
- Son, S. A., Kim, J. H., Seo, D. G., & Park, J. K. (2022). Influence of different inlay configurations and distance from the adjacent tooth on the accuracy of an intraoral scan. *J Prosthet Dent*, 128(4), 680-687. doi:10.1016/j.prosdent.2020.12.044

- Tabesh, M., Nejatidanesh, F., Savabi, G., Davoudi, A., & Savabi, O. (2022). Marginal Accuracy of Lithium Disilicate Full-Coverage Single Crowns Made by Direct and Indirect Digital or Conventional Workflows: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*, 31(9), 744-753. doi:10.1111/jopr.13515
- Tallarico, M., Martinolli, M., Kim, Y., Cocchi, F., Meloni, S. M., Alushi, A., & Xhanari, E. (2019). Accuracy of Computer-Assisted Template-Based Implant Placement Using Two Different Surgical Templates Designed with or without Metallic Sleeves: A Randomized Controlled Trial. *Dent J (Basel)*, 7(2). doi:10.3390/dj7020041
- Tan, J. Z. H., Tan, M. Y., See Toh, Y. L., Wong, K. Y., & Tan, K. B. C. (2022). Three-dimensional positional accuracy of intraoral and laboratory implant scan bodies. *J Prosthet Dent*, 128(4), 735-744. doi:10.1016/j.prosdent.2020.09.057
- Tan, M. Y., Yee, S. H. X., Wong, K. M., Tan, Y. H., & Tan, K. B. C. (2019). Comparison of Three-Dimensional Accuracy of Digital and Conventional Implant Impressions: Effect of Interimplant Distance in an Edentulous Arch. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 34(2), 366-380. doi:10.11607/jomi.6855
- Vág, J., Renne, W., Revell, G., Ludlow, M., Mennito, A., Teich, S. T., & Gutmacher, Z. (2021). The effect of software updates on the trueness and precision of intraoral scanners. *Quintessence Int*, 52(7), 636-644. doi:10.3290/j.qi.b1098315
- Van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D., & Ren, Y. (2012). Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology.
- Waldecker, M., Rues, S., Behnisch, R., Rammelsberg, P., & Bömicke, W. (2024). Effect of scan-path length on the scanning accuracy of completely dentate and partially edentulous maxillae. *J Prosthet Dent*, 131(1), 146-154. doi:10.1016/j.prosdent.2022.02.016
- Wesemann, C., Kienbaum, H., Thun, M., Spies, B. C., Beuer, F., & Bumann, A. (2021). Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? *J Prosthet Dent*, 125(6), 924-931. doi:10.1016/j.prosdent.2020.03.021
- Yatmaz, B. B., Raith, S., & Reich, S. (2023). Accuracy of four recent intraoral scanners with respect to two different ceramic surfaces. *Journal of dentistry*, 130, 104414. doi:10.1016/j.jdent.2023.104414
- Yilmaz, B., Gouveia, D., Marques, V. R., Diker, E., Schimmel, M., & Abou-Ayash, S. (2021). The accuracy of single implant scans with a healing abutment-scanpeg system compared with the scans of a scanbody and conventional impressions: An in vitro study. *J Dent*, 110, 103684. doi:10.1016/j.jdent.2021.103684



GEÇİCİ RESTORASYONLARIN SABİT PROTEZ TEDAVİSİNDEKİ KLİNİK ÖNEMİ

“ ”

Tuğçe KOÇ¹

¹ Araştırma Görevlisi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik
Diş Tedavisi Anabilim Dalı ORCID ID: 0009-0008-7216-9864

1. Giriş

Sabit protetik tedaviler, diş hekimliğinin en temel rehabilitasyon yöntemlerinden biridir ve hastanın fonksiyonel, estetik ve psikolojik gereksinimlerini karşılamayı amaçlar. Bu tedavi sürecinde, preparasyondan final restorasyonun simantasyonuna kadar geçen süreçte geçici restorasyonların kullanımı klinik başarı için kritik öneme sahiptir (Patras, Doukoudakis, Sykaras, & Chronopoulos, 2012). Geçici restorasyonlar, yalnızca bir bekleme süreci dolgu maddesi olmaktan öte, tedavinin biyolojik, mekanik ve estetik yönlerini koruyan ve yönlendiren terapötik ajanlar olarak kabul edilmektedir (Haselton, Diaz-Arnold, & Vargas, 2002).

Geçici restorasyonlar, prepare edilmiş dişleri dış etkenlerden korurken, aynı zamanda pulpal sağlığın sürdürülmesi, periodontal dokuların şekillendirilmesi, oklüzal ilişkilerin stabilizasyonu ve hasta konforunun sağlanması gibi çok yönlü fonksiyonlar üstlenir (Burns, Beck, & Nelson, 2003). Özellikle uzun süreli tedavilerde veya kompleks sabit protetik vakalarında, geçici restorasyonların kalitesi final restorasyonun başarısını doğrudan etkilemektedir (Balkenhol, Ferger, Mautner, & Wöstmann, 2007).

Tarihsel perspektiften bakıldığında, geçici restorasyonların gelişimi materyallerdeki ve tekniklerdeki ilerlemelerle paralel seyretmiştir. 1940'lı yıllarda metil metakrilat bazlı materyallerin tanıtılmasıyla başlayan süreç, 1980'lerde bis-akril kompozit rezinlerin geliştirilmesiyle hız kazanmış, 2000'li yıllardan itibaren ise dijital teknolojilerin protetik diş hekimliğine entegrasyonu ile yeni bir boyut kazanmıştır (Alt et al., 2011). Günümüzde CAD/CAM sistemleri ve üç boyutlu baskı teknolojileri, geçici restorasyonların üretiminde geleneksel yöntemlere alternatif oluşturmakta ve klinik iş akışını dönüştürmektedir (Revilla-León & Özcan, 2019).

Modern protetik diş hekimliği pratiğinde, geçici restorasyonların seçimi ve uygulanması multifaktöriyel bir karar sürecini gerektirir. Tedavi süresi, preparasyon lokalizasyonu, restorasyonun büyüklüğü, oklüzal yük, hasta beklentileri ve maliyet faktörleri bu süreçte belirleyici rol oynar (Yao, Zhou, Tan, Huang, & Wu, 2018). Diş hekiminin, mevcut materyallerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerini iyi bilmesi ve klinik duruma uygun seçim yapması, tedavinin başarısı için esastır. Bu kitap bölümünde, sabit protez tedavisinde geçici restorasyonların klinik önemi kapsamlı bir şekilde ele alınacak, güncel literatür ışığında sistematik bir değerlendirme sunulacaktır.

2. Geçici Restorasyonların Amaçları ve Fonksiyonları

Geçici restorasyonlar, protetik tedavi sürecinde birçok kritik fonksiyonu yerine getirerek hem dental hem de periodontal dokuların sağlığını korur. Bu restorasyonların temel amacı, final protezin teslim edilmesine kadar geçen

sürede hastanın konforunu sağlamak ve tedavi planının başarılı bir şekilde tamamlanmasına katkıda bulunmaktadır (Rosentritt et al., 2015).

2.1. Pulpa ve Diş Sert Dokularının Korunması

Prepare edilmiş dişlerde dentin tübüllerinin açıkta kalması, pulpal irritasyona ve hassasiyete neden olabilir. Geçici restorasyonlar, preparasyon yüzeylerini termal, kimyasal ve bakteriyel etkenlere karşı koruyarak pulpal sağlığın sürdürülmesini sağlar (Christensen & Christensen, 1991). Özellikle vital dişlerde, geçici restorasyonun marjinal adaptasyonu ve sızdırmazlığı pulpa sağlığı açısından kritik önem taşır. Yetersiz marjinal adaptasyon, bakteri infiltrasyonuna ve pulpal inflamasyona yol açabilir (Federick, 1975). Yapılan çalışmalar, uygun geçici restorasyonların pulpal inflamasyon riskini azalttığını ve dişin vitalitesini koruduğunu göstermiştir (Rammelsberg, Pospiech, & Gernet, 1993).

Ayrıca, geçici restorasyonlar prepare edilmiş diş yüzeylerinin mekanik travmaya karşı korunmasını sağlar. Çiğneme kuvvetleri ve parafonsiyonel alışkanlıklar, korumasız prepare diş yüzeylerinde hasar oluşturabilir. Bu nedenle, geçici restorasyonların yeterli dirençte olması ve preparasyonu tam olarak kaplaması gerekmektedir (Schwedhelm, 2006).

2.2. Oklüzal Fonksiyonun ve Dikey Boyutun Korunması

Geçici restorasyonlar, tedavi süresince oklüzal ilişkilerin stabilizasyonunu sağlayarak komşu ve karşıt dişlerin hareketini önler. Özellikle çok üyeli köprülerde veya tam ark restorasyonlarda, geçici restorasyonların oklüzal temaslara uygun şekilde yapılması kritik öneme sahiptir (Gratton & Aquilino, 2004). Yetersiz oklüzal kontak, dişlerin sürmesine veya migrasyonuna neden olabilirken, aşırı oklüzal yüklem periodontal travmaya ve temporomandibular eklem problemlerine yol açabilir (Breeding, Dixon, Bogacki, & Tietge, 1992).

Dikey boyutun korunması da geçici restorasyonların önemli bir fonksiyonudur. Özellikle kapsamlı rehabilitasyon vakalarında, geçici restorasyonlar yeni dikey boyutun test edilmesine ve hastanın adaptasyonunun değerlendirilmesine olanak sağlar (Misch, 2015). Bu süreç, final protezin oklüzal uyumunun optimize edilmesine katkıda bulunur ve tedavi sonrası komplikasyon riskini azaltır.

2.3. Estetik ve Fonetik Gereksinimlerin Sağlanması

Günümüz diş hekimliği pratiğinde estetik beklentiler giderek artmaktadır. Geçici restorasyonlar, özellikle anterior bölgede, hastanın sosyal yaşamını sürdürmesine olanak tanıyan estetik bir geçiş süreci sağlar (Güth, Zuch, Zwinge, Engels, & Stimmelmayer, 2010). Renk, şekil ve yüzey

karakteristiklerinin doğal dişlere yakın olması, hasta memnuniyeti açısından önemlidir. Modern geçici restorasyon materyalleri, estetik gereksinimleri karşılayacak renk stabilitesi ve translusensi özelliklerine sahiptir (Haselton et al., 2002).

Fonetik fonksiyon da geçici restorasyonların dikkate alması gereken bir diğer önemli parametredir. Özellikle üst anterior dişlerde yapılan restorasyonların palatal kontur ve kalınlığı, konuşma netliğini etkileyebilir. Geçici restorasyonlar, final protez yapılmadan önce fonetik uyumun test edilmesine ve gerekli düzenlemelerin yapılmasına olanak tanır (Martone & Edwards, 1963). Bu süreç, hastanın final proteze adaptasyonunu kolaylaştırır ve tedavi sonrası fonasyonel problemleri minimize eder.

2.4. Periodontal Dokuların Korunması ve Şekillendirilmesi

Geçici restorasyonlar periodontal sağlık üzerinde belirgin etkilere sahiptir. Uygun konturlu ve iyi cilalanmış geçici restorasyonlar, plak akümülyasyonunu azaltarak gingival inflamasyonun önlenmesine katkı sağlar (Peñate et al., 2017). Özellikle subgingival preparasyonlarda, marjinal uyum ve kontur periodontal dokuların sağlığının korunmasında kritik rol oynar.

Bunun yanı sıra geçici restorasyonlar, gingival dokuların şekillendirilmesinde etkin olarak kullanılır. Uygun emergence profili, gingival dokuların sağlıklı organizasyonunu ve estetik papilla oluşumunu destekler (Hinds, 1991). Uzun süreli geçici restorasyonlarda konturun kontrollü olarak düzenlenmesiyle elde edilen gingival formun final restorasyona transfer edilmesi, özellikle anterior estetik bölgede klinik başarı açısından büyük önem taşır (Zuccati et al., 2006).

2.5. Klinik ve Laboratuvar Aşamaları Arasında Rehberlik Rolü

Geçici restorasyonlar, klinisyen ve dental teknisyen arasında önemli bir iletişim aracıdır. İyi tasarlanmış bir geçici restorasyon, final protezin form, kontur ve oklüzal ilişkilerinin bir prototipi olarak hizmet eder (Preston, 1976). Hasta tarafından onaylanan estetik ve fonksiyonel özellikler, geçici restorasyondan final restorasyona transfer edilebilir. Bu süreç, özellikle kompleks vakalarda tedavi öngörülebilirliğini artırır ve hasta memnuniyetini optimize eder.

3. Geçici Restorasyon Türleri

Geçici restorasyonlar, hazırlanma tekniklerine göre sınıflandırılır. Teknik seçimi, vakaya özgü faktörlere, klinisyenin deneyimine ve mevcut imkanlara bağlı olarak değişir (Ireland, Breeding, & Dixon, 1998).

3.1. Direkt Teknikle Hazırlanan Geçici Restorasyonlar

Direkt teknik, geçici restorasyonun doğrudan ağız içinde, prepare edilmiş dişler üzerinde şekillendirilmesini içerir. Bu yöntemde, preparasyon sonrası alınan ölçü veya preparasyon öncesi hazırlanan matristen yararlanılarak, geçici materyal ağız içinde polimerize edilir (Wang, Leu, Wang, Fu, & Lin, 1989). Direkt teknik, tek seansta tamamlanabilmesi ve düşük maliyeti nedeniyle yaygın olarak tercih edilir.

Bu tekniğin başlıca avantajları arasında hızlı uygulama, kolay düzeltme imkanı ve marjinal adaptasyonun direkt kontrolü yer alır (Young, Altschuler, Donnelly, & Bard, 1994). Ancak, polimerizasyon sırasında oluşan ekzotermik reaksiyonun pulpal dokular üzerinde iritan etkisi bulunabilir. Ayrıca, polimerizasyon büzülmesi ve rezidüel monomer içeriği de bu tekniğin dezavantajları arasında sayılabilir (Tjan, Miller, & Sarkissian, 1989). Klinisyenin, polimerizasyonun tamamlanmasını beklemeden restorasyonu preparasyon üzerinden erken çıkarması, büzülme etkisini azaltmak için önerilmektedir.

3.2. İndirekt Teknikle Hazırlanan Geçici Restorasyonlar

İndirekt teknik, geçici restorasyonun prepare edilmiş dişlerin modeli üzerinde laboratuvarda hazırlanmasını içerir. Bu yöntemde, öncelikle ölçü alınır ve çalışma modeli elde edilir. Geçici restorasyon model üzerinde şekillendirilerek polimerize edilir ve sonrasında ağız içinde simante edilir (Schillingburg, Hobo, Whitsett, Jacobi, & Brackett, 2012).

İndirekt tekniğin en önemli avantajı, polimerizasyon büzülmesi ve ekzotermik reaksiyonun ağız dışında gerçekleşmesidir. Bu sayede pulpal irritasyon riski minimize edilir ve daha iyi fiziksel özellikler elde edilir (Koumjian & Nimmo, 1990). Ayrıca, laboratuvar ortamında daha detaylı anatomik form ve yüzey bitirme işlemleri yapılabilir. Ancak bu teknik, ek seans gerektirir ve laboratuvar maliyeti içerir. Ölçü hassasiyeti ve model kalitesi, indirekt teknikle hazırlanan geçici restorasyonların başarısını doğrudan etkiler.

3.3. Direkt-İndirekt Kombine Teknikler

Kombine teknikler, direkt ve indirekt yöntemlerin avantajlarını birleştirmeyi amaçlar. Bu yaklaşımda, geçici restorasyon ağız içinde başlangıç formunu alır, ancak polimerizasyon ve bitirme işlemleri ağız dışında tamamlanır (Gratton & Aquilino, 2004). Örneğin, vakum form plak kullanılarak ağız içinde şekillendirilen geçici restorasyon, çıkarıldıktan sonra ek polimerizasyona tabi tutulur ve bitirme işlemleri yapılarak tekrar simante edilir.

Bu teknik, hem koltuk başı süresini optimize eder hem de polimerizasyon kaynaklı problemleri azaltır. Özellikle kapsamlı rehabilitasyon vakalarında veya çok üyeli köprülerde kullanışlı bir yöntemdir (Wassell, Barker, & Walls, 2002). Ancak, ek işlem basamakları ve teknik hassasiyet gerektirir.

4. Geçici Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller

Geçici restorasyonların klinik başarısı, büyük ölçüde kullanılan materyalin özelliklerine bağlıdır. İdeal bir geçici restorasyon materyalinin biyouyumlu, mekanik olarak dayanıklı, estetik, kolay manipüle edilebilir ve ekonomik olması beklenir (Burns et al., 2003).

4.1. Akrilik Rezın Esaslı Materyaller (PMMA)

Polimetil metakrilat, geçici restorasyon yapımında en uzun süredir kullanılan materyaldir. İyi polisaj yeteneği, kabul edilebilir estetik özellikleri ve düşük maliyeti nedeniyle halen yaygın kullanım alanı bulur (Ireland et al., 1998). PMMA bazlı materyaller, toz-likit karışımı şeklinde veya otopolimerizan formda sunulmaktadır.

PMMA materyallerin başlıca avantajları arasında mükemmel polisaj kabiliyeti, renk stabilitesi ve kolay onarılabirlik yer alır. Ancak, polimerizasyon sırasında yüksek ekzotermik reaksiyon oluşturmaları, yüksek polimerizasyon büzülmesi ve rezidüel monomer miktarı önemli dezavantajlardır (Haselton et al., 2002). Rezidüel monomer, pulpal irritasyona, alerjik reaksiyonlara ve gingival inflamasyona neden olabilir (Vallittu, Miettinen, & Alakuijala, 1995). Ayrıca, PMMA'nın mekanik dayanımı, özellikle uzun süreli kullanımlarda yetersiz kalabilir ve kırılma riski taşır.

4.2. Bis-akril Kompozit Rezınler

Bis-akril kompozit rezınler, 1980'lerin sonunda geçici restorasyon materyali olarak piyasaya sürülmüştür. Bu materyaller, PMMA'ya göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi, düşük ekzotermik reaksiyon ve daha iyi mekanik özellikler sunar (Tjan, Tjan, & Grant, 1989). Bis-akril rezınler, genellikle çift şırınga sisteminde veya kartuş formunda sunulur ve otomatik karıştırma özelliği kullanım kolaylığı sağlar.

Bis-akril kompozitlerin avantajları arasında düşük rezidüel monomer içeriği, iyi marjinal adaptasyon, kabul edilebilir estetik ve yüksek mekanik dayanım yer alır (Kerby & Knobloch, 2010). Yapılan çalışmalar, bis-akril kompozitlerin PMMA materyallere kıyasla daha yüksek fleksural dayanım ve kırılma direnci gösterdiğini ortaya koymuştur (Balkenhol et al., 2007). Ayrıca, polimerizasyon büzülmesinin düşük olması daha iyi marjinal uyum sağlar ve mikroleakage riskini azaltır (Lu, Nguyen, & Powers, 2004).

Ancak, bis-akril kompozitlerin de bazı dezavantajları bulunmaktadır. Yüzey sertliği yüksek olduğundan polisaj işlemi PMMA'ya göre daha zordur. Ayrıca, maliyeti PMMA'dan daha yüksektir (Haselton et al., 2002). Renk stabilitesi uzun dönemde PMMA kadar iyi olmayabilir ve özellikle içeceklerle temasın yoğun olduğu durumlarda renklenme gözlemlenebilir (Rayyan, Aboushelib, Sayed, Ibrahim, & Jimbo, 2015).

4.3. CAD/CAM Sistemlerle Üretilen Geçici Restorasyonlar

Dijital teknolojilerin diş hekimliğine entegrasyonu, geçici restorasyon üretiminde yeni olanaklar sunmuştur. CAD/CAM sistemleri, bilgisayar destekli tasarım ve üretim yoluyla geçici restorasyonların hassas ve standardize edilmiş şekilde elde edilmesini sağlar (Alharbi, Osman, & Wismeijer, 2016). CAD/CAM geçici restorasyonlar, freze PMMA bloklar veya üç boyutlu baskı teknolojileri kullanılarak üretilir.

Freze PMMA Bloklar: Endüstriyel olarak üretilen PMMA bloklar, yüksek basınç ve ısı altında polimerize edildiğinden konvansiyonel PMMA materyallere göre daha üstün fiziksel özelliklere sahiptir. Polimerizasyon derecesi daha yüksektir ve rezidüel monomer içeriği minimal düzeydedir (Alt et al., 2011). Freze PMMA blokların mekanik dayanımı, renk homojenitesi ve yüzey özellikleri mükemmeldir. Ayrıca, CAD/CAM sistemiyle üretim, standart kalite ve tekrarlanabilirlik sağlar.

Yapılan çalışmalar, freze PMMA bloklardan üretilen geçici restorasyonların konvansiyonel yöntemlerle hazırlanan restorasyonlara göre daha iyi marjinal uyum, yüksek fleksural dayanım ve düşük su absorpsiyonu gösterdiğini ortaya koymuştur (Stawarczyk et al., 2012). Ancak, CAD/CAM sistemlerinin maliyeti ve teknik altyapı gereksinimi, kullanımını sınırlandıran faktörler arasındadır.

Üç Boyutlu Baskı Geçici Materyaller: Additif üretim teknolojisi olarak bilinen üç boyutlu baskı, son yıllarda diş hekimliğinde hızla yaygınlaşmaktadır. Geçici restorasyonlar için özel olarak formüle edilmiş fotopolimer rezinler, 3D yazıcılarla tabaka tabaka üretilerek restorasyonlar elde edilir (Tahayeri et al., 2018). Bu teknoloji, kompleks anatomik formların hassas bir şekilde üretilmesine olanak tanır ve özellikle çok üyeli köprülerde avantaj sağlar.

Üç boyutlu baskı teknolojisinin avantajları arasında hızlı üretim, yüksek detay hassasiyeti, materyal verimliliği ve dijital arşivleme imkanı yer alır (Revilla-León & Özcan, 2019). Hasta verisi dijital olarak saklanarak gerektiğinde yeniden üretilir. Ancak, 3D baskı materyallerinin uzun dönem mekanik dayanımı ve biyouyumluluğu konusunda daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. Ayrıca, post-processing işlemleri (temizlik, destek yapıların uzaklaştırılması, ek polimerizasyon) ekstra zaman ve emek gerektirir (Alharbi et al., 2016).

5. Mekanik Özellikler ve Klinik Dayanıklılık

Geçici restorasyonların mekanik özellikleri, özellikle posterior bölgede ve uzun süreli kullanımlarda klinik başarı ve hizmet süresi açısından kritik öneme sahiptir (Haselton et al., 2002).

5.1. Kırılma Dayanımı

Kırılma, materyal kalınlığı, konektör dizaynı, oklüzal yük ve materyal özelliklerinden etkilenir. Bis-akril kompozitler, PMMA'ya göre yüksek kırılma dayanımı gösterirken, freze PMMA bloklar en yüksek kırılma direncini sunar; bu, endüstriyel polimerizasyonla sağlanan homojen yapıya bağlanmaktadır (Poonacha et al., 2013; Stawarczyk et al., 2012). Anterior bölgede minimum 3 mm, posteriorda 4 mm konektör kalınlığı önerilmektedir (Shillingburg et al., 2012; Burns et al., 2003).

5.2. Elastik Modül ve Deformasyon

Elastik modül, materyalin yük altında deformasyonunu belirler. Bis-akril kompozitler, PMMA'ya göre daha yüksek elastik modüle sahiptir, bu özellik uzun köprülerde avantaj sağlar ancak rijit materyaller gerilim konsantrasyonuna hassas olabilir (Kerby & Knobloch, 2010; Balkenhol et al., 2007).

5.3. Aşınma Direnci

Aşınma direnci, özellikle posterior ve uzun süreli restorasyonlarda önemlidir. Bis-akril kompozitler PMMA'ya göre daha dirençli olup, freze PMMA bloklar hem konvansiyonel PMMA hem bis-akril kompozitlere üstün aşınma direnci sunar. Pürüzsüz polisaj, karşıt diş aşınmasını ve plak retansiyonunu azaltır (Lu et al., 2004; Alt et al., 2011; Haselton et al., 2002).

5.4. Klinik Kullanım Süresi ile Mekanik Özellikler Arasındaki İlişki

Geçici restorasyonların mekanik özellikleri zamanla su absorpsiyonu, termal siklus, pH değişimi ve mekanik yüklenmeden etkilenir. PMMA'da su absorpsiyonu mekanik ve boyutsal değişikliklere yol açarken, bis-akril kompozitler ve freze PMMA bloklar uzun dönem stabilite sağlar (Ireland et al., 1998; Kerby & Knobloch, 2010; Stawarczyk et al., 2012). Klinik veriler, bis-akril kompozitlerin 6 aya kadar PMMA'ya göre daha iyi performans gösterdiğini, 12 aydan uzun süreli kullanımlarda ise freze PMMA blokların tercih edilmesi gerektiğini göstermektedir (Rosentritt et al., 2015).

6. Marjinal Uyum ve Adaptasyon

Marjinal uyum, geçici restorasyonların klinik başarısını belirleyen en kritik faktörlerden biridir. Yetersiz marjinal adaptasyon; mikrosızıntı, plak

retansiyonu, gingival inflamasyon ve sekonder çürük riskini artırmaktadır (Peñate et al., 2017).

6.1. Marjinal Sızıntı ve Preparasyon Uyumu

Geçici restorasyonların marjinal uyumu; polimerizasyon büzülmesi, materyal özellikleri ve simantasyon tekniğinden etkilenmektedir. Klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığın $100\ \mu\text{m}$ 'nin altında olması gerektiği bildirilmektedir (Schwedhelm, 2006). Çalışmalar, düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha iyi akışkanlık özellikleri nedeniyle bis-akril kompozitlerin PMMA materyallere kıyasla daha iyi marjinal uyum sağladığını göstermektedir (Alonso et al., 2004).

CAD/CAM sistemlerle üretilen geçici restorasyonlar, dijital tarama ve hassas frezeleme sayesinde konvansiyonel yöntemlere göre daha üstün marjinal uyum sergilemekte ve $50\ \mu\text{m}$ 'nin altında açıklık değerlerine ulaşabilmektedir (Abdullah et al., 2016). Üç boyutlu baskı ile üretilen restorasyonlarda ise marjinal uyum; yazıcı teknolojisi, layer kalınlığı ve post-processing kalitesine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (Tahayeri et al., 2018).

Marjinal adaptasyon, simantasyon ajanının film kalınlığı ile de doğrudan ilişkilidir. Geçici simanlarda ideal film kalınlığının $25\text{--}50\ \mu\text{m}$ arasında olması önerilmekte; aşırı kalın siman tabakalarının marjinal açıklığı artırdığı, çok ince tabakaların ise retansiyon kaybına yol açtığı bildirilmektedir (Gratton & Aquilino, 2004). Ayrıca simantasyon öncesi preparasyon yüzeyinin temizliği ve kuruluğu marjinal uyumu olumlu yönde etkilemektedir.

6.2. Klinik Başarıya Etkisi

Yetersiz marjinal uyum, mikrosızıntıya bağlı bakteri infiltrasyonu, pulpal irritasyon ve post-operatif hassasiyet gibi komplikasyonlara neden olabilmektedir (Federick, 1975). Açık marjinler plak retansiyonunu artırarak gingival inflamasyonu kolaylaştırmaktadır.

Özellikle subgingival preparasyonlarda marjinal uyumun önemi artmakta; kötü adapte olmuş marjinlerin gingival sulkusta mekanik irritasyona ve periodontal sağlığın bozulmasına yol açtığı bildirilmektedir (Peñate et al., 2017). Klinik çalışmalar, iyi marjinal uyuma sahip geçici restorasyonların daha düşük gingival indeks değerleri ile ilişkili olduğunu göstermektedir (Zuccati et al., 2006).

Marjinal uyumun değerlendirilmesi klinik muayene ve gerektiğinde radyografik inceleme ile yapılmalıdır. Yetersiz adaptasyon saptandığında, restorasyonun düzeltilmesi veya yenilenmesi klinik başarı açısından gereklidir.

7. Biyolojik ve Klinik Etkiler

Geçici restorasyonların ağız içi dokularla etkileşimi, biyouyumluluk ve doku sağlığı açısından önemli sonuçlar doğurur. İdeal bir geçici restorasyon, pulpal ve periodontal dokular üzerinde minimal irritasyon yaratmalı, biyolojik uyumlu olmalıdır (Burns et al., 2003).

7.1. Periodontal Dokular Üzerine Etkiler

Geçici restorasyonların periodontal sağlık üzerindeki etkileri multifaktöriyel bir süreçtir. Restorasyon konturu, yüzey pürüzlülüğü, marjinal uyum ve materyal biyouyumluluğu periodontal yanıtı etkileyen temel faktörlerdir (Peñate et al., 2017). Over-konturlu geçici restorasyonlar, gingival dokular üzerine baskı oluşturarak inflamasyona ve resessiyona neden olabilir. Aksine, under-konturlu restorasyonlar ise besin retansiyonuna ve plak akümülyasyonuna zemin hazırlar (Hinds, 1991).

Marjinal lokalizasyon da periodontal yanıtı etkiler. Subgingival marjinler, supragingival marjinlere göre daha fazla gingival inflamasyon riski taşır (Valderhaug & Birkeland, 1976). Ancak, estetik gereksinimler nedeniyle anterior bölgede subgingival preparasyon kaçınılmaz olabilir. Bu durumda, geçici restorasyonun mükemmel marjinal uyumu ve yüzey cilası kritik önem kazanır.

Yüzey pürüzlülüğü, plak retansiyonu açısından önemli bir parametredir. Pürüzlü yüzeyler, bakteriyel kolonizasyonu kolaylaştırır ve mekanik temizlemeyi zorlaştırır (Haselton et al., 2002). Yapılan çalışmalar, iyi polisajlanmış geçici restorasyonların plak indeksini azalttığını ve gingival sağlığı koruduğunu göstermiştir (Zuccati et al., 2006). Bu nedenle, geçici restorasyonların simantasyonunu takiben düzenli aralıklarla polisajlanması önerilmektedir.

Materyal biyouyumluluğu da periodontal yanıtta rol oynar. Rezidüel monomer içeriği yüksek olan PMMA materyaller, gingival irritasyona neden olabilir (Vallittu et al., 1995). Bis-akril kompozitlerin düşük rezidüel monomer içeriği, periodontal dokular açısından avantaj sağlar. Ayrıca, bazı hastaların akrilik materyallere karşı alerjik reaksiyonları bulunabilir ve bu durum gingival hiperplazi veya mukozal irritasyon ile kendini gösterebilir (Kaaber, Thulin, & Nielsen, 1979).

7.2. Pulpa Sağlığı ile İlişkisi

Geçici restorasyonların pulpa sağlığı üzerindeki etkileri, preparasyon sonrası pulpal korumanın en önemli unsurlarından biridir. Prepare edilmiş dişlerde dentin tübülleri açıktır ve pulpa dış etkenlere karşı savunmasızdır

(Christensen & Christensen, 1991). Geçici restorasyonlar, pulpayı termal, kimyasal ve bakteriyel irritasyona karşı korur.

Polimerizasyon sırasında oluşan ekzotermik reaksiyon, pulpal dokular için potansiyel bir risk faktörüdür. PMMA materyallerin polimerizasyonu sırasında 60-80°C'ye kadar sıcaklık artışı gözlenebilir (Tjan et al., 1989). Bu ısı artışı, özellikle derin preparasyonlarda pulpal hasara neden olabilir. Bis-akril kompozitlerin ekzotermik reaksiyonu daha düşüktür ve pulpal irritasyon riski azdır (Haselton et al., 2002). Klinisyenlerin, polimerizasyon sırasında restorasyonu preparasyon üzerinden erken çıkarması ve soğuk su spreyi uygulaması, termal hasarı minimize etmek için önerilmektedir.

Rezidüel monomer de pulpal irritasyon kaynağıdır. Polimerizasyonu tamamlanmamış monomerler, dentin tübülleri yoluyla pulpaya difüze olarak inflamasyon yaratabilir (Rammelsberg et al., 1993). Bu nedenle, geçici restorasyonların simantasyonu öncesi yeterli polimerizasyon süresinin beklenmesi önemlidir. Ayrıca, preparasyon yüzeyine desensitizing ajan uygulanması, tübüllerin tıkanmasını sağlayarak pulpal korumayı artırır (Schwedhelm, 2006).

7.3. Plak Retansiyonu ve Hijyen

Geçici restorasyonların yüzey karakteristikleri, plak birikimini doğrudan etkiler. Pürüzlü ve poröz yüzeyler, bakteriyel adhezyonu kolaylaştırır ve biyofilm oluşumuna zemin hazırlar (Quirynen & Bollen, 1995). Bu durum, hem çürük riski hem de periodontal inflamasyon açısından önemli sonuçlar doğurur.

Materyal tipine göre plak retansiyonu farklılık gösterir. Bis-akril kompozitlerin yüzey sertliği yüksek olduğundan, polisaj sonrası pürüzlülük değerleri PMMA'dan daha düşüktür (Rayyan et al., 2015). Ancak, uzun dönem kullanımda tüm materyallerde yüzey bozulması ve pürüzlenme görülebilir. Bu nedenle, özellikle 3 aydan uzun süreli kullanımlarda geçici restorasyonların yenilenmesi veya yeniden polisajlanması önerilmektedir (Rosentritt et al., 2015).

Hasta ağız hijyeni alışkanlıkları da geçici restorasyon döneminde kritik öneme sahiptir. Hastalar, geçici restorasyonların narin yapısı nedeniyle hijyen konusunda tereddüt edebilirler. Ancak, yetersiz hijyen plak birikimi ve gingival inflamasyona yol açar. Bu nedenle, hastalar geçici restorasyon simantasyonu sonrası detaylı hijyen talimatları ile bilgilendirilmelidir. Yumuşak fırça, diş ipi ve interdental fırça kullanımı önerilmelidir (Peñate et al., 2017).

8. Estetik ve Fonksiyonel Değerlendirme

Modern diş hekimliğinde hasta beklentileri, fonksiyonel başarının yanı sıra estetik gereksinimleri de kapsamaktadır. Bu nedenle geçici restorasyonlar, final protez teslimine kadar geçen sürede hastanın sosyal ve profesyonel yaşamını sürdürebilmesini sağlayan önemli bir estetik ve fonksiyonel ara basamak olarak görev yapmaktadır (Güth et al., 2010).

8.1. Renk Stabilitesi

Renk stabilitesi, özellikle anterior bölgedeki geçici restorasyonlar için kritik bir kriterdir. İdeal bir geçici restorasyonun, doğal dişlerle renk uyumunu sağlaması ve bu uyumu zaman içinde koruması beklenmektedir (Haselton et al., 2002). Ancak ağız içi ortamın dinamik yapısı, materyallerde renklenme riskini artırmaktadır.

PMMA materyaller başlangıçta iyi renk stabilitesi gösterse de uzun dönemde su absorpsiyonu ve kromojen maddelerin emilimine bağlı renk değişiklikleri görülebilmektedir (Ireland et al., 1998). Bis-akril kompozitler benzer özellikler sergilemekle birlikte, bazı çalışmalarda uzun süreli kullanımda daha fazla renklenme bildirilmiştir (Rayyan et al., 2015). Endüstriyel olarak üretilen freze PMMA bloklar ise homojen yapıları ve düşük poroziteleri sayesinde konvansiyonel PMMA'ya kıyasla daha üstün renk stabilitesi sunmaktadır (Alt et al., 2011). Yüzey polisajının kalitesi de renk stabilitesini belirgin şekilde etkilemektedir (Haselton et al., 2002). Hastalara uygun ağız hijyeni önerilerinin verilmesi ve gerektiğinde profesyonel polisaj uygulanması renk değişimini azaltmaktadır (Yao et al., 2018).

8.2. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, geçici restorasyonların estetik görünümü ve plak retansiyonu açısından önemli bir parametredir. İyi cilalanmış yüzeyler, doğal dişlere benzer ışık yansımaları sağlarken biyofilm tutulumunu azaltır (Quirynen & Bollen, 1995).

Bis-akril kompozitler, PMMA'ya kıyasla daha yüksek yüzey sertliği sayesinde polisaj sonrası daha pürüzsüz yüzeyler oluşturabilmekle birlikte, aşırı polisaj uzun dönemde yüzey bozulmalarına yol açabilmektedir (Kerby & Knobloch, 2010). PMMA materyaller ise polisaja iyi yanıt vermekle birlikte mekanik aşınma ve mikroçatlaklar nedeniyle zamanla yüzey kalitesinde bozulma gösterebilmektedir (Haselton et al., 2002). Freze PMMA bloklar minimal polisaj ile doğal dişlere yakın yüzey pürüzlülüğü değerlerine ulaşırken (Stawarczyk et al., 2012), üç boyutlu baskı materyallerinde yüzey kalitesi baskı parametreleri ve post-processing işlemlerine bağlıdır (Tahayeri et al., 2018).

8.3. Fonetik Değerlendirme

Fonetik fonksiyon, özellikle üst anterior bölgedeki geçici restorasyonlarda dikkate alınması gereken önemli bir klinik kriterdir. Palatal kontur ve restorasyon kalınlığı, dil hareketlerini ve frikativ seslerin üretimini doğrudan etkilemektedir (Martone & Edwards, 1963). Aşırı kalın palatal konturlar konuşmayı zorlaştırırken, yetersiz palatal destek fonetik problemlere yol açabilmektedir. Geçici restorasyonlar, final protez öncesinde fonetik uyumun değerlendirilmesine ve gerekli düzenlemelerin yapılmasına olanak tanımaktadır (Güth et al., 2010).

8.4. Hasta Memnuniyeti

Hasta memnuniyeti, geçici restorasyon döneminin başarısını değerlendiren önemli bir klinik kriterdir. Estetik, konfor, fonksiyon ve retansiyon, hasta memnuniyetini belirleyen temel faktörler arasında yer almaktadır (Rosentritt et al., 2015). Uygun materyal ve doğru tasarımıyla hazırlanan geçici restorasyonların hasta memnuniyetini ve tedaviye uyumu artırdığı bildirilmektedir (Yao et al., 2018).

Özellikle uzun süreli tedavi gerektiren vakalarda, sık kırılan veya renklenmiş geçici restorasyonlar hasta motivasyonunu olumsuz etkileyebileceğinden, tedavi başında hasta beklentilerinin doğru yönetilmesi ve geçici restorasyonların geçici doğasının açıkça ifade edilmesi büyük önem taşımaktadır (Gratton & Aquilino, 2004).

9. Geçici Restorasyonların Klinik Başarısızlık Nedenleri

Geçici restorasyonlardaki klinik başarısızlıklar, tedavi sürecini uzatarak hasta ve klinisyen için zaman kaybına yol açmaktadır. Bu nedenlerin bilinmesi, önleyici yaklaşımların geliştirilmesine olanak tanır (Burns et al., 2003).

9.1. Kırılma ve Deformasyon

Kırılma, geçici restorasyonların en sık görülen başarısızlık nedenidir. Yetersiz materyal kalınlığı, hatalı konektör tasarımı, aşırı oklüzal yük ve materyal zayıflığı kırılma riskini artırır (Haselton et al., 2002). Özellikle çok üyeli posterior köprülerde konektör alanı en zayıf bölge olup, yetersiz boyutlandırma gerilim konsantrasyonuna neden olur (Shillingburg et al., 2012). Anterior bölgede minimum 3×3 mm, posterior bölgede ise 4×4 mm konektör boyutları önerilmektedir (Gratton & Aquilino, 2004).

Materyal seçimi de kırılma direncini belirler. PMMA materyaller uzun süreli kullanımda mekanik özellik kaybı gösterirken, bis-akril kompozitler ve freze PMMA bloklar daha yüksek kırılma direnci sunmaktadır (Ireland et

al., 1998; Stawarczyk et al., 2012). Parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda ise kırılma riski arttığından, yüksek dayanımlı materyallerin kullanılması ve gerekirse gece plağı uygulanması önerilmektedir (Rosentritt et al., 2015).

9.2. Marjinal Uyum Bozuklukları

Marjinal uyum bozuklukları; mikrosızıntı, gingival inflamasyon ve sekonder çürük riskini artırmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi, termal değişiklikler ve mekanik yüklenme marjinal açıklığın artmasına neden olabilir (Peñate et al., 2017). Özellikle PMMA materyallerde su absorpsiyonuna bağlı boyutsal değişiklikler marjinal uyumu olumsuz etkiler (Haselton et al., 2002).

Ayrıca yetersiz simantasyon tekniği ve aşırı siman kalınlığı marjinal adaptasyonu bozabilmektedir. Preparasyon yüzeyinin temiz ve kuru olması siman adaptasyonu açısından önemlidir (Gratton & Aquilino, 2004). Marjinal uyumun düzenli kontrollerle değerlendirilmesi ve gerekli durumlarda restorasyonun yenilenmesi önerilmektedir (Schwedhelm, 2006).

9.3. Retansiyon Kaybı

Retansiyon kaybı, yetersiz preparasyon dizaynı ve uygun olmayan simantasyonla ilişkilidir. Kısa preparasyon yüksekliği, aşırı konverjans ve zayıf siman kullanımı restorasyonun düşmesine neden olabilir (Gratton & Aquilino, 2004). Geçici simanların çok zayıf olması sık düşmelere, çok güçlü olması ise restorasyonun çıkarılmasını zorlaştırarak preparasyon hasarına yol açabilir (Schwedhelm, 2006).

Retansiyonun artırılması için yeterli rezistans ve retansiyon formu sağlanmalı; minimum 3–4 mm preparasyon yüksekliği ve 6–12° taper açısı hedeflenmelidir (Shillingburg et al., 2012). Ayrıca restorasyonun iç yüzey adaptasyonu ve oklüzal temasların dengelenmesi önemlidir.

9.4. Materyal Kaynaklı Sorunlar

Materyal kaynaklı faktörler, geçici restorasyonların başarısızlığında önemli rol oynar. Yetersiz polimerizasyon, rezidüel monomer, porozite ve hatalı karışım materyalin mekanik özelliklerini olumsuz etkiler (Haselton et al., 2002). Farklı partilere ait materyallerin birlikte kullanılması polimerizasyon problemlerine yol açabilir.

Depolama koşulları ve son kullanma tarihi de materyal performansını etkileyen faktörlerdir (Kerby & Knobloch, 2010). Ayrıca yanlış toz-likit oranı, hatalı karıştırma ve uygunsuz manipülasyon, restorasyon kalitesini düşürmektedir (Ireland et al., 1998). Bu nedenle materyallerin üretici talimatlarına uygun şekilde kullanılması klinik başarı için gereklidir.

10. Klinik Karar Kriterleri

Geçici restorasyon seçimi, vakaya özgü parametreler dikkate alınarak bireyselleştirilmelidir. Doğru materyal ve teknik seçimi, tedavi başarısını artırır (Yao et al., 2018).

10.1. Tedavi Süresine Göre Materyal Seçimi

Kısa süreli restorasyonlar (1–2 hafta) için konvansiyonel PMMA yeterlidir; mekanik kayıp minimaldir ve maliyet avantajı sağlar (Ireland et al., 1998). Orta süreli tedavilerde (2 hafta–3 ay) bis-akril kompozitler tercih edilmelidir; düşük su absorpsiyonu, iyi marjinal uyum ve dayanıklılık sunar (Kerby & Knobloch, 2010). Uzun süreli tedavilerde (>3 ay) freze PMMA veya yüksek dayanımlı materyaller önerilir; uzun dönem stabilite, renk koruması ve yüzey kalitesi sağlar (Stawarczyk et al., 2012).

10.2. Tek Kron – Çok Üyeli Köprü Farkları

Tek kron restorasyonlar, nispeten düşük başarısızlık riski taşır ve PMMA veya bis-akril ile hazırlanabilir (Haselton et al., 2002). Çok üyeli köprülerde, konektör tasarımı ve materyal dayanımı kritik öneme sahiptir; bis-akril veya freze PMMA bloklar tercih edilmeli, yeterli konektör boyutları sağlanmalı ve oklüzal yük dengeli dağıtılmalıdır. Metal veya fiber takviyeler kırılma direncini artırır (Rosentritt et al., 2015; Burns et al., 2003). Tam ark restorasyonlarda segmental yaklaşım veya implant destekli geçici protezler ve dijital üretim avantajlıdır (Revilla-León & Özcan, 2019).

10.3. Anterior – Posterior Bölge Farkları

Anterior restorasyonlarda estetik önceliklidir; renk uyumu, translusensi, yüzey cilası ve dişeti konturu önem taşır. Bis-akril ve freze PMMA bloklar iyi estetik sağlar (Güth et al., 2010). Posteriora fonksiyonel dayanıklılık önceliklidir; yeterli kalınlık, dayanıklı materyal ve dengeli oklüzal kontaklar kırılma riskini azaltır (Balkenhol et al., 2007; Gratton & Aquilino, 2004).

10.4. Oklüzal Yük Faktörleri

Oklüzal yük, restorasyon başarısında belirleyicidir. Posterior bölgede maksimum kuvvet 500–700 N'a ulaşabilir ve parafonksiyonel alışkanlıklar riski artırır (Rosentritt et al., 2015). Yüksek yük beklenen vakalarda, dayanıklı materyal seçimi, optimal konektör boyutu ve dikkatli oklüzyon ayarı gereklidir (Shillingburg et al., 2012). Grup fonksiyonlu veya balanslanmış oklüzyon, yükü geniş alana dağıtarak kırılma riskini azaltır; tek diş temaslı oklüzyon risklidir (Misch, 2015).

11. Dijital Geçici Restorasyonlara Güncel Yaklaşımlar

Dijital teknolojilerin protetik diş hekimliğine entegrasyonu, geçici restorasyon üretiminde hassasiyet, hız ve standardizasyon açısından önemli avantajlar sağlamaktadır. CAD/CAM ve üç boyutlu baskı sistemleri, geleneksel yöntemlere alternatif olarak klinik ve laboratuvar süreçlerini optimize eder. Aşağıdaki tabloda, dijital ölçü, CAD/CAM ve 3D baskı sistemlerinin avantajları, sınırlamaları ve klinik önerileri özetlenmiştir.

Kategori	Avantajlar	Kısıtlar / Dikkat Edilecek Noktalar	Klinik Öneriler	Referanslar
Dijital Ölçü & Tasarım	- Hassas ölçü ve anatomik veri kaydı- Hasta konforu- Dijital arşivleme, gerektiğinde yeniden üretim	- Yüksek başlangıç maliyeti- Kullanıcı eğitimi gerektirir	- İntraoral tarayıcı kullanımı- CAD yazılımında restorasyon tasarımının optimize edilmesi	Güth et al., 2013; Revilla-León & Özcan, 2019
CAD/CAM (Freze PMMA)	- Yüksek polimerizasyon, düşük porozite, homojen yapı- Marjinal uyum $\leq 50 \mu\text{m}$ - Standardize kalite	- Başlangıç maliyeti- Freze sonrası minimal polisaj gerekebilir	- Posterior ve uzun süreli geçici restorasyonlarda tercih- Marjinal uyum kontrolü	Stawarczyk et al., 2012; Abdullah et al., 2016
3D Baskı	- Hızlı üretim- Kompleks form üretimi- Materyal israfı minimal	- Post-processing kalitesi final özellikleri etkiler	- Destek yapıların doğru kaldırılması- Layer kalınlığı ve yüzey bitirme optimizasyonu	Tahayeri et al., 2018
Gelecek Perspektifi	- Yapay zekâ ile otomatik tasarım- Nanoteknoloji/hybrid materyaller ile mekanik ve estetik iyileştirme- Antibakteriyel özelliklerle periodontal koruma	- Henüz yaygın değil- Klinik doğrulama gerektirir	- AI destekli tasarım yazılımları ve yeni materyallerin klinik kullanımının izlenmesi- Koltuk başı üretim için kompakt sistem entegrasyonu	Schwendicke et al., 2020; Revilla-León & Özcan, 2019; Alharbi et al., 2016

12. Sonuç ve Klinik Öneriler

Geçici restorasyonlar, sabit protez tedavisinin vazgeçilmez bileşenleri olup, pulpal ve periodontal dokuların korunması, oklüzal fonksiyonun sürdürülmesi, estetik ve fonetik gereksinimlerin karşılanmasında aktif rol oynar (Haselton et al., 2002; Rosentritt et al., 2015). İdeal restorasyon biyouyumlu, mekanik olarak dayanıklı, estetik ve manipülasyonu kolay olmalıdır.

Materyalseçimi, tedavi süresi, restorasyon tipi, lokalizasyon ve oklüzal yük faktörlerine göre bireyselleştirilmelidir. Kısa süreli vakalarda konvansiyonel PMMA, orta ve uzun süreli kullanımlarda bis-akril kompozitler veya freze PMMA bloklar önerilmektedir (Ireland et al., 1998; Kerby & Knobloch, 2010; Stawarczyk et al., 2012). CAD/CAM teknolojileri, üstün mekanik özellik, mükemmel marjinal uyum ve standardize kalite ile geleneksel yöntemlere güçlü bir alternatiftir (Alharbi et al., 2016; Abdullah et al., 2016).

Marjinal uyum, periodontal ve pulpal sağlık açısından kritik olup, yetersiz adaptasyon mikroleakage, gingival inflamasyon ve sekonder çürük riskini artırır (Peñate et al., 2017). Başarısızlık nedenleri arasında kırılma, retansiyon kaybı ve materyal kaynaklı sorunlar yer alır; bunların önlenmesi için yeterli kalınlık, uygun konektör dizaynı, dengeli oklüzyon ve doğru materyal seçimi gereklidir (Burns et al., 2003; Shillingburg et al., 2012). Hasta hijyeni ve parafonsiyonel alışkanlıkların kontrolü de klinik başarıyı artırır.

Dijital teknolojiler, hassas, standart ve hızlı geçici restorasyon üretimine olanak sağlar; gelecekte yapay zeka ve nanoteknoloji ile restorasyon kalitesi daha da artırılacaktır (Revilla-León & Özcan, 2019; Schwendicke et al., 2020).

Klinik Öneriler:

1. Materyal seçimini vakaya özgü yapın.
2. Mekanik dayanıklılığı optimize edin: yeterli kalınlık, uygun konektör boyutu, dengeli oklüzyon.
3. Marjinal uyumu düzenli kontrol edin ve gerekirse yenileyin.
4. Periodontal sağlığı koruyun: cilalı, konturlu ve biyouyumlu materyaller kullanın.
5. Hastayı bilgilendirin ve hijyen talimatları verin.
6. Dijital iş akışını kullanın.
7. Düzenli takip ile komplikasyonları erken tespit edin (Güth et al., 2010; Gratton & Aquilino, 2004).

Geçici restorasyon başarısı, dikkatli planlama, uygun materyal seçimi, titiz uygulama ve düzenli takip ile sağlanır; her vaka bireysel olarak değerlendirilmelidir.

Kaynakça

- Abdullah, A. O., Tsitrou, E. A., & Pollington, S. (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 24(3), 258-263.
- Alharbi, N., Osman, R., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 760-767.
- Alonso, R. C., Albertini, J. S., Bechelli, A. H., & Pazos, H. A. (2004). Comparative evaluation of the dimensional stability of provisional restorative materials. *Journal of Applied Oral Science*, 12(2), 121-125.
- Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*. 2011 Apr;27(4):339-47.
- Balkenhol, M., Ferger, P., Mautner, M. C., & Wöstmann, B. (2007). Provisional crown and fixed partial denture materials: Mechanical properties and degree of conversion. *Dental Materials*, 23(12), 1574-1583.
- Breeding, L. C., Dixon, D. L., Bogacki, M. T., & Tietge, J. D. (1992). Use of luting agents with an implant system: Part I. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5), 737-741.
- Burns, D. R., Beck, D. A., & Nelson, S. K. (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474-497.
- Christensen, G. J., & Christensen, R. P. (1991). Clinical observations of porcelain veneers: A three-year report. *The Journal of Esthetic Dentistry*, 3(5), 174-179.
- Federick, D. R. (1975). The provisional fixed partial denture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 34(5), 520-526.
- Gratton, D. G., & Aquilino, S. A. (2004). Interim restorations. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 487-497.
- Güth, J. F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., & Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*, 17(4), 1201-1208.
- Güth, J. F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., & Stimmelmayer, M. (2010). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 29(6), 657-664.
- Haselton, D. R., Diaz-Arnold, A. M., & Vargas, M. A. (2002). Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(2), 225-228.
- Hinds, K. F. (1991). Custom impression coping for an exact registration of the healed tissue in the esthetic implant restoration. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 11(5), 369-375.

- Ireland, M. F., Breeding, L. C., & Dixon, D. L. (1998). Influence of mixing technique on selected properties of provisional restorative resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 19-23.
- Kaaber, S., Thulin, H., & Nielsen, E. (1979). Skin sensitivity to denture base materials in the burning mouth syndrome. *Contact Dermatitis*, 5(2), 90-96.
- Kerby, R. E., & Knobloch, L. A. (2010). Strength characteristics of provisional restorative materials. *General Dentistry*, 58(2), 150-154.
- Koumjian, J. H., & Nimmo, A. (1990). Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(6), 654-657.
- Lu, H., Nguyen, B., & Powers, J. M. (2004). Mechanical properties of 3 hydrophilic denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 13(4), 219-223.
- Martone, A. L., & Edwards, L. F. (1963). The phenomenon of function in complete denture prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 13(1), 5-35.
- Misch, C. E. (2015). *Dental Implant Prosthetics* (2nd ed.). Elsevier Health Sciences.
- Patras, M., Doukoudakis, S., Sykaras, N., & Chronopoulos, V. (2012). Provisional restorations in fixed prosthodontics. *Balkan Journal of Dental Medicine*, 16(2), 63-69.
- Peñate, L., Basilio, J., Roig, M., & Mercadé, M. (2017). Comparative study of interim materials for direct fixed dental prostheses and their fabrication with CAD/CAM technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 248-253.
- Poonacha, V., Poonacha, S., Salagundi, B., Rupesh, P. L., & Raghavan, R. (2013). In vitro comparison of flexural strength and elastic modulus of three provisional crown materials used in fixed prosthodontics. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 5(5), e212-e217.
- Preston, J. D. (1976). A systematic approach to the control of esthetic form. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 35(4), 393-402.
- Quirynen, M., & Bollen, C. M. (1995). The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. *Journal of Clinical Periodontology*, 22(1), 1-14.
- Rammelsberg, P., Pospiech, P., & Gernet, W. (1993). Clinical factors affecting adhesive fixed partial dentures: A 6-year study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 70(3), 300-307.
- Rayyan, M. M., Aboushelib, M., Sayed, N. M., Ibrahim, A., & Jimbo, R. (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 414-419.
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158.
- Rosentritt M, Raab P, Hahnel S, Stöckle M, Preis V. In-vitro performance of CAD/CAM-fabricated implant-supported temporary crowns. *Clin Oral Investig*. 2015 Nov;19(8):2123-9.

- Schillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (2012). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* (4th ed.). Quintessence Publishing Company.
- Schwedhelm, E. R. (2006). Direct technique for the fabrication of acrylic provisional restorations. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 7(1), 10-28.
- Schwendicke, F., Samek, W., & Krois, J. (2020). Artificial intelligence in dentistry: Chances and challenges. *Journal of Dental Research*, 99(7), 769-774.
- Stawarczyk B, Ender A, Trottman A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig*. 2012 Dec;16(6):1669-77.
- Tahayeri, A., Morgan, M., Fugolin, A. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., ... & Bertassoni, L. E. (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*, 34(2), 192-200.
- Tjan, A. H., Miller, G. D., & Sarkissian, R. (1989). Internal escape channel to reduce polymerization pressure and improve adaptation of provisional restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(1), 18-22.
- Tjan AH, Tjan AH, Grant BE. Marginal accuracy of temporary composite crowns. *J Prosthet Dent*. 1989 Apr;61(4):417-21.
- Valderhaug, J., & Birkeland, J. M. (1976). Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *Journal of Oral Rehabilitation*, 3(3), 237-243.
- Vallittu, P. K., Miettinen, V., & Alakuijala, P. (1995). Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dental Materials*, 11(5-6), 338-342.
- Wang, R. L., Leu, L. J., Wang, C. H., Fu, S. H., & Lin, C. L. (1989). Temporary fixed partial dentures: A review. *The Chinese Dental Journal*, 8(3), 107-114.
- Wassell, R. W., Barker, D., & Walls, A. W. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: Provisional restorations. *British Dental Journal*, 192(11), 619-630.
- Yao, J., Zhou, Z., Tan, J., Huang, C., & Wu, Y. (2018). Mechanical properties and oral health impact of CAD/CAM materials for interim fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(6), 865-871.
- Young, H. M., Altschuler, B. R., Donnelly, G. T., & Bard, R. C. (1994). Dimensional stability of alginate impressions immersed in disinfecting solutions. *Journal of Dentistry for Children*, 61(3), 184-186.
- Zuccati, G., Laino, A., & Gherlone, E. F. (2006). Microscope-enhanced adhesive techniques in fixed prosthesis. *International Journal of Microdentistry*, 1(1), 23-30.



TEMPOROMANDİBULAR EKLEM RAHATSIZLIKLARI VE TEDAVİLERİ

“ ”

Ozan Can ELMAS¹

Işıl SARIKAYA²

1 * Araştırma Görevlisi, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Tokat, ozancanelmas@gmail.com, ORCID: <https://orcid.org/0009-0005-2281-953X>

2 * Prof. Dr., Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Tokat, sarikayaisil@gmail.com, ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2172-4724>

GİRİŞ

Temporomandibular eklem (TME), insan vücudundaki en karmaşık eklem yapılarından biri olarak kabul edilir ve çiğneme sisteminin fonksiyonel bütünlüğünde merkezi bir rol oynar (Roberts & Goodacre, 2020). Anatomik olarak mandibula kondili ile temporal kemiğin glenoid fossası arasında yer alan bu yapı, hem menteşe hareketi (ginglymus) hem de kayma hareketi (arthroidal) yapabilme yeteneği nedeniyle ginglymoarthroidal bir eklem olarak sınıflandırılır (Wall, 1999).

Eklemde sağlıklı işleyişi; kondil, artiküler disk, ligamentler ve çiğneme kasları arasındaki harmonik ilişkiye bağlıdır. Bu sistemin en kritik bileşenlerinden biri olan artiküler disk, damarsız ve sinirsiz yapısıyla eklem yüzeyleri arasındaki yükü dağıtır (Ananthan et al., 2023). Sağlıklı bir eklem ilişkisinde, kondilin artiküler yüzeyi diskin en ince bölgesi olan intermediat zon ile temas halindedir. Diskin anterior ve posterior bölgeleri daha kalın bir yapıya sahipken, posterior bölge anteriora göre daha belirgin bir kalınlık gösterir (Savignat et al., 2025).

Günümüzde temporomandibular eklem rahatsızlıkları, toplumun önemli bir kesimini etkileyen ve genellikle miyofasial ağrılar, disk deplasmanları veya dejeneratif eklem hastalıkları şeklinde klinik bulgu veren bir patoloji grubudur (Chung et al., 2023). Bu rahatsızlıkların etyolojisi çok faktörlü olup; stres, parafonksiyonel alışkanlıklar ve okluzal düzensizlikler gibi pek çok etkenin birleşimiyle ortaya çıkar. Başarılı bir tedavi süreci, eklemde anatomik ve fonksiyonel özelliklerinin derinlemesine anlaşılması ve doğru bir klinik muayene ile başlar (Garstka et al., 2023).

Temporomandibular Eklem Patolojilerinin Etiyolojileri

Temporomandibular eklem rahatsızlıklarının gelişimi genellikle tek bir nedene bağlı olmayıp, multifaktöriyel bir etyolojik temele dayanmaktadır. Bu faktörler travmatik, sistemik ve okluzal bileşenlerin bir kombinasyonu olarak karşımıza çıkar. Etiyolojide rol oynayan temel unsurlar şunlardır:

Travmalar: Eklem bölgesine doğrudan gelen eksentrik şiddetli travmalar ani hasarlara yol açabilir. Bunun yanı sıra, bruksizm ve diğer parafonksiyonel alışkanlıklar gibi tekrarlayan düşük şiddetteki intrinsik travmalar kronik dejenerasyona zemin hazırlar. Tekrarlayan düşük şiddetteki eksentrik travmalar da benzer şekilde eklem sağlığını tehdit eder (Chisnoiu et al., 2015).

Sistemik ve Metabolik Durumlar: Bireyin hormonal ve metabolik dengesi eklem dokularının direncini etkiler. Örneğin hipotiroidizm, klinik tabloda kas ağrıları ile kendini gösterebilir. Ayrıca, psöriazis gibi artrit gelişimine neden olan metabolik rahatsızlıklar TME patolojilerini tetikleyebilir (Chen et al., 2024).

Psikososyal Faktörler: Modern toplumda yaygın görülen stres hem kas gerginliğini artırarak hem de parafonksiyonel alışkanlıkları tetikleyerek etyolojide önemli bir rol oynar (Zieliński & Pająk-Zielińska, 2024).

Okluzal Faktörler: Özellikle posterior dişlerin kaybı, okluzal desteğin azalmasına ve dolayısıyla eklem üzerine binen mekanik yükün artmasına neden olarak dejeneratif süreçleri başlatabilir (Rawi & Çetin, 2019).

Temporomandibular Eklem Muayenesi

Eklem rahatsızlığı ile başvuran hastalarda klinik muayenenin sistematik ve dikkatli bir şekilde yapılması gerekmektedir. Muayene sırasında ağrı ve hassasiyet palpasyon yöntemiyle değerlendirilir (Svensson et al., 2025). Eklem ilki klinik incelemesinde iki temel parametre üzerinde durulur. Bunlardan ilki eklem hareketlerindeki sınırlılıktır. Fonksiyonel bir kısıtlılıktan söz edilebilmesi için maksimum ağız açıklığının 40 mm'nin altında olması kriter olarak kabul edilmektedir (Aras, 2006).

İkinci parametre ise eklem sesleridir. Klik sesi, kondilin diski yakaladığı anda ortaya çıkan ani bir sestir. Krepitasyon ise diskte perforasyon geliştiğini ve osteoartritik değişikliklerin başladığını düşündüren, çakıl taşı sürtünmesine benzer bir ses olarak tanımlanır (Özel et al., 2025).

Hareket kısıtlılığının kaynağını belirlemek amacıyla “end feel” analizi uygulanır. Bu değerlendirmede mandibular keserlerden aşağı yönde kuvvet uygulanır. Eğer uygulanan kuvvetle ağız açıklığında bir miktar artış sağlanabiliyorsa, bu durum yumuşak sonlanma olarak tanımlanır ve kısıtlılığın kas kaynaklı, yani eklem dışı faktörlere bağlı olduğu düşünülür (Leissner et al., 2020). Buna karşılık, kuvvet uygulanmasına rağmen ağız açıklığında herhangi bir artış olmuyorsa sert sonlanma söz konusudur ve bu durumda problemin eklem içi, intrakapsüler yapısal bir bozukluktan kaynaklandığı kabul edilir (Abboud et al., 2025).

Mandibulanın ağız açma hareketi sırasında izlediği yol da tanısal açıdan büyük önem taşır. Deviasyon durumunda mandibula açılış sırasında orta hattan sapar ancak maksimum açıklıkta tekrar orta hatta döner. Bu patern genellikle redüksiyonlu disk deplasmanlarında görülür (Mohammed et al., 2023). Defleksiyon ise mandibulanın açılış sırasında hasarlı eklem tarafına doğru kayması ve hareket sonunda orta hatta geri dönmemesi ile karakterizedir. Bu bulgu redüksiyonsuz disk deplasmanlarının tipik özelliğidir (Jeon et al., 2021).

Kemiksel anomaliler veya enfeksiyon şüphesinin bulunduğu durumlarda görüntüleme yöntemlerine başvurulur. Panoramik radyografi yalnızca sert dokular hakkında bilgi verir ve asimetri, erozyon ya da fraktür gibi

büyük patolojilerin değerlendirilmesinde kullanılır; yumuşak dokuların görüntülenmesinde yetersizdir (Constantine et al., 2019).

Artrografi, eklem boşluğuna kontrast madde verilerek yapılan bir yöntemdir ve disk şekli, konumu, adezyonlar ve perforasyonların değerlendirilmesinde oldukça detaylı bilgiler sağlar (Kaya, 2019). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, kondil pozisyonu ve eklem aralığını üç boyutlu olarak gösterebilmesine rağmen yumuşak doku incelemesi açısından sınırlıdır (Başaran & Bozdemir, 2020).

Manyetik rezonans görüntüleme ise yumuşak doku ayrımının en yüksek olduğu yöntemdir ve eklem diskinin değerlendirilmesinde altın standart olarak kabul edilir. MR incelemesinde T1 sekanslar anatomik yapıların, T2 sekanslar inflamasyon ve eklem efüzyonunun, proton densite sekanslar ise kemik dokuların değerlendirilmesinde kullanılır (Özel et al., 2025).

Temporomandibular Patolojiler

Temporomandibular eklem patolojileri, eklem yapısını etkileyen geniş bir yelpazeyi kapsar ve klinik tablolarına göre farklı alt kategorilerde incelenir.

Konjenital ve Kazanılmış Bozukluklar

Eklem gelişimsel veya sonradan edinilmiş bozuklukları, kondilin oluşmaması (agenezi) veya hatalı gelişimi (aplazi) şeklinde karşımıza çıkabilir. Kondil hiperplazisi durumunda, çene etkilenmeyen tarafa doğru kayar ve etkilenen tarafta posterior açık kapanış, karşı tarafta ise çapraz kapanış (crossbite) gözlemlenebilir. Kondil hipoplazisi ise özellikle sendromlara bağlı olarak geliştiğinde genellikle çift taraflı bir seyir izler (Seyhan et al., 2014).

Koronoid hiperplazisinde, uzayan koronoid ark zigomatik kemiğin posterioru ile temasa geçerek ağız açıklığını ciddi şekilde kısıtlar; burada bir “pseudo eklem” oluşması durumu ise Jacob hastalığı olarak adlandırılır (Sreeramaneni et al., 2011). Ayrıca nadir bir varyasyon olarak bifid kondil yapısı da bu grupta değerlendirilen patolojiler arasındadır (Borrás-Ferreres et al., 2018).

Kronik mandibula hipermobilitesi, kapsüler fibrozis veya koronoid prosesin engellenmesi gibi faktörlere bağlı olarak gelişebilir. Ankiloz, yoğun inflamasyon veya travmalar sonucu eklemde meydana gelen kemiksel veya fibroz birleşmedir ve translasyon hareketini tamamen engeller (Odabaş & Arslan, 2008). Çocuklarda daha sık görülen ankiloz vakalarında ağız açıklığı 5-10 mm ile sınırlıdır ve tedavisinde cerrahi olarak gap artroplastisi ile temporal kas flebi kullanılarak rekonstrüksiyon uygulanır (Perrott & Kaban, 1994).

Disk Bozuklukları

Disk bozukluklarının temelinde genellikle kollateral diskal ligamentlerin gerilmesi veya yırtılması yatar ve bu durumda disk tipik olarak anterior ve mediale doğru yer değiştirir (Poluha et al., 2019).

Redüksiyonlu disk deplasmanlarında, hasta ağzını açarken etkilenen tarafa doğru bir deviasyon gözlenir ancak tam açıklıkta çene orta hatta geri döner (Del Palomar & Doblaré, 2006). Bu vakalarda ağız açılırken diskin yakalanmasıyla klik sesi, kapanırken ise ayrışmayla resiprokal klik sesi duyulur; çene biraz öne alınarak yapılan hareketlerde bu sesin kaybolması ayırıcı bir tanıdır (Poluha et al., 2019).

Redüksiyonsuz disk deplasmanları, halk arasında “kapalı kitlenme” olarak bilinir (Miernik & Więckiewicz, 2015). Disk öne ve içeri doğru yer değiştirip hareketsiz kaldığı için kondilin translasyonu kısıtlanır, ağız açıklığında belirgin bir sınırlılık ve hasarlı tarafa doğru kayma görülürken klik sesi duyulmaz (Ooi et al., 2018).

Disk adezyonunda ise disk anatomik olarak doğru konumda olmasına rağmen yapışmıştır; eklem translasyonu sırasında diski iki kez yakalayıp geçtiği için açma ve kapama toplamında dört klik sesi duyulur (Gezer & Levendoğlu, 2016). TME dislokasyonu veya “açık kitlenme” durumunda kondil başları artiküler eminensin önüne geçer ve orada kilitlenir; bu durum hekimin manuel müdahalesini gerektirir (Yılmaz et al., 2017).

Hipermobilité olarak da bilinen sublüksasyonda ise hasta eklemi kendi kendine çıkarıp yerine takabilir; tek taraflı olduğunda karşıt tarafa deviasyon, çift taraflı olduğunda ise anterior açık kapanış meydana gelir (Tuijt et al., 2018).

İnflamatuvar Rahatsızlıklar

İnflamatuvar süreçler eklem kapsülünü (kapsülit) veya sinovial sıvıyı (sinovit) etkileyebilir. Sinovial kondromatozda sinovial zarın etkisiyle oluşan küçük kıkırdak parçacıkları eklem lateralinde şişliklere neden olur ve cerrahi temizlik gerektirir (Kalamir et al., 2012). Osteoartrit ise artiküler dokular bozulur ve kondil başı ile fossa yüzeylerinin sürtünmesi sonucu krepitasyon sesi duyulur (Şendişçi et al., 2022). Bu hastalarda özellikle sabahları meydana gelen ve otuz dakikayı aşmayan eklem sertliği ile osteofit çıkıntıları tipik bulgulardır (Kiliç et al., 2015).

Çiğneme Kası Kökenli Patolojiler

Çiğneme kası kaynaklı patolojiler, temporomandibular sistemin fonksiyonel dengesini bozan ve klinikte genellikle ağrı veya hareket kısıtlılığı ile kendini gösteren rahatsızlıklardır (Zarb, 1994).

Bu patolojiler arasında en sık rastlananlardan biri olan lokal miyalji, çigneme kaslarında hissedilen künt karakterli ağrı ve sertlik ile tanımlanır; bu tabloda ağrı fonksiyon sırasında ortaya çıkarken dinlenme halinde hasta herhangi bir ağrı hissetmez. Egzersiz sonrası gelişen kas ağrıları lokal miyaljinin en tipik örneği olarak kabul edilir (Barjandi et al., 2024).

Miyofasial ağrı ise kas kökenli başlayıp ilgili kasa ve yüz bölgesine doğru yayılan künt ağrılar bütünüdür. Bu ağrılarının temel özelliği; kaslarda, fasialarda ve tendonlarda bulunan lokalize hassas tetik noktaları ile aktive olmalarıdır (Dao et al., 1994). Fonksiyon sırasında ve palpasyonla muayene edilirken hissedilen bu ağrılarda istirahat sırasında herhangi bir şikâyet görülmez ve sistemde inflamatuvar bir süreç saptanmaz (Iarygina et al., 2024). Daha geniş kapsamlı bir tablo sergileyen fibromiyalji ise merkezi sinir sisteminin aşırı uyarılması sonucu gelişir ve vücudun pek çok bölgesinde hissedilen devamlı kas ağrıları ile karakterizedir (Kösehasanoğulları, 2013).

Kasın ani ve istemsiz bir şekilde maksimum düzeyde kasılması miyospazm olarak adlandırılır. Miyospazm durumunda ağrı hem istirahat hem de fonksiyon sırasında şiddetli bir şekilde devam eder; özellikle mandibular anestezi sırasında medial pterygoid kasın travmaya uğramasıyla gelişen spazm sonucu çenenin tamamen kilitli kalması bu duruma en iyi örnektir (Baykan, 2018).

Kasın doğrudan inflamasyon geçirmesi olan miyozit vakalarında hareket kısıtlılığına şişlik, kızarıklık ve ödem eşlik eder ve tedavi genellikle antiinflamatuvar ilaçlar ile sürdürülür (Schmidt, 2018). Miyofibrotik kontraktür ise kas ve tendonlarda skar dokusu oluşmasıyla gelişen ağrısız bir kasılma durumudur; genellikle uzun süreli intermaksillar fiksasyon uygulamaları sonrasında görülür ve ağız hareketlerini ciddi şekilde sınırlar (Hinz, 2007).

Kas kaynaklı ağız kısıtlılıkları klinik bulgular açısından redüksiyonsuz disk deplasmanları ile karışılabilir de hekimin manipülasyonu ile ağzın bir miktar daha açılabilir olması ayırıcı tanıda kassal etyolojiyi işaret eder (Liu & Long, 2025).

Temporomandibular Eklem Rahatsızlıklarının Tedavisi

Temporomandibular eklem rahatsızlıklarının tedavisinde temel felsefe, öncelikle konservatif ve invaziv olmayan yöntemlerle ağrıyı kontrol altına almak ve fonksiyonel kısıtlılıkları gidermektir (Więckiewicz et al., 2015).

Farmakolojik Tedavi Yaklaşımları

Farmakolojik tedavi, TME patolojilerinin semptomatik yönetiminde ve inflamasyonun baskılanmasında önemli bir yer tutar. İleri düzey vakalarda, özellikle inflamatuvar sürecin kontrolü için steroid olmayan antiinflamatuvar

ilaçlar (NSAİİ) ilk seçenek olarak değerlendirilir. Bu grupta yaygın olarak ibuprofen, naproksen ve nabumeton gibi ilaçlar kullanılmaktadır (Andre et al., 2021). Eklem içindeki inflamasyonun çok şiddetli olduğu tablolarda ise metilprednizolon gibi güçlü kortikosteroidlerin kullanımı gerekebilir (Cairns, 2010).

Kas kökenli rahatsızlıkların tedavisinde de farmakolojik destekten yararlanılır. Lokal miyaljilerde kas gevşeticiler önerilirken, kas spazmı eşlik eden klinik durumlarda diazepam gibi benzodiazepin grubu anksiyolitiklerden faydalanılır (Ouanounou et al., 2017). Ayrıca trigeminal nevralji gibi paroksizmal ağrılarının tedavisinde, sinir membran stabilizörü olarak görev yapan karbamepazin gibi nöbet önleyici ajanlar farmakolojik protokolde ilk sırayı almaktadır (Rana et al., 2023).

Fizik Tedavi Yaklaşımları

Fizik tedavi yöntemleri, temporomandibular eklem rahatsızlıklarının yönetiminde ağrıyı kontrol altına almak, kas spazmlarını çözmek ve eklem mobilitesini artırmak amacıyla yaygın olarak tercih edilir (Więckiewicz et al., 2015). Bu yaklaşımlardan biri olan nemli sıcak uygulaması, ilgili bölgedeki kan sirkülasyonunu artırarak kasların rahatlamasına ve inflamatuvar mediatörlerin dokulardan uzaklaştırılmasına yardımcı olur (McNeely et al., 2006).

Ağrı yönetimi protokollerinde yer alan transkütanöz elektriksel uyarım (TENS), C liflerini inhibe ederek ağrı yayılımını baskılama prensibiyle çalışır (Erden & Çelik, 2015). Daha spesifik bir uygulama olan iyontoforez yönteminde, elektriksel galvanik stimülatörler kullanılarak kortikosteroidler doğrudan hedeflenen dokulara ulaştırılır. Ses dalgalarının enerjisinden yararlanan ultrason tedavisi, dokularda lokal sirkülasyonu hızlandırıp kasların gevşemesini sağlayarak tedavi sürecine katkıda bulunur (Öksüz et al., 2023). Bunların yanı sıra, buharlı soğutma teknikleri ile cildin uyuşturulması ve akupunktur gibi mikro iğneleme teknikleri ile kaslardaki aktif tetik noktaların gevşetilmesi sağlanabilir (Güngör, 2020). Manuel bir terapi yöntemi olan masaj uygulamaları, yumuşak doku gerginliğini azaltmak amacıyla fizik tedavi sürecinin destekleyici bir bileşeni olarak kullanılır (Yılmaz, 2022).

Cerrahi Tedavi Yaklaşımları

Temporomandibular eklem (TME) cerrahisi, konservatif yöntemlerin yetersiz kaldığı durumlarda tercih edilen, eklem anatomik yapısını veya fonksiyonel konumunu iyileştirmeyi amaçlayan girişimsel yaklaşımlardır (Kalamir et al., 2012).

TME Artroskopisi: TME artroskopisi, eklem üst kompartmanına uygulanan, endoskopik olarak eklem içinin incelenmesi ve tedavi edilmesini

kapsayan bir prosedürdür (McCain & Hossameldin, 2011). Bu yöntem özellikle redüksiyonsuz disk deplasmanlarında öne kaymış diski eski haline getirmek için tercih edilir; ayrıca osteoartrit tanısında ve disk adezyonlarının tespitinde de kullanılır (Millón-Cruz et al., 2015). Ancak ankiloz durumlarında, glenoid fossanın çok rezorbe olduğu vakalarda, enfeksiyon şüphesinde, malign tümörlerde veya hemorajik hastalıklarda uygulanması kontraendikedir (Celotti et al., 2022).

Artrosentez: Artroskopik lavaj olarak da adlandırılan artrosentez, eklem boşluğunun izotonik solüsyon ile yıkanması işlemidir (Siewert-Gutowska et al., 2023). Bu yıkama prosedürü sayesinde inflamatuvar mediatörler ve kartilaj debrisleri bölgeden uzaklaştırılarak eklem mobilitesi artırılır ve ağrı azaltılır (Kwak & Elgazzar, 2025). En önemli endikasyonu redüksiyonsuz disk deplasmanları olmakla birlikte; akut kondiler dislokasyon, adezyonlu diskler ve osteoartrit durumlarında da uygulanır (Roychoudhury et al., 1999). Özellikle ağrılı redüksiyonlu disk deplasmanı olan hastalarda eklem hyalüronik asit ile yıkanması klik sesinin önlenmesinde etkilidir (Sato et al., 1999). Bununla birlikte, artrosentezin adezyonu tek başına çözmemesi ve diski doğrudan mobilize edememesi bir dezavantaj olarak kabul edilir (Siewert-Gutowska et al., 2023).

Lizis: Lizis işlemi, künt trokarlar veya Holmium YAG lazerler kullanılarak eklem içindeki inflamatuvar adezyonların giderilmesidir ve özellikle redüksiyonsuz disk deplasmanlarındaki adezyonların ortadan kaldırılmasında etkilidir (González-García et al., 2011).

Sinoviektomi: Sinoviektomi ise sinovial alanın temizlenmesini amaçlar; bu işlemde bölgedeki granülasyon dokuları lazerle yakıldıktan sonra lavaj yapılarak bölge tamamen temizlenir (Holmlund et al., 2003).

Artrotomi Yöntemleri (Açık Cerrahi Teknikleri): Artrotomi, TME bölgesinin doğrudan açılarak cerrahi müdahale yapıldığı açık teknikleri kapsar (Lessin & Gross, 1989). Diskopeksi yönteminde, diskin posteriorunda biriken kallus ve granülasyon dokuları temizlenerek disk cerrahi olarak orijinal konumuna geri alınır (Keklik & Emekli, 2010). Modifiye kondilotomi ise diski geri çekmek yerine, kondilin ortognatik cerrahi ile öne çekilerek diske uygun bir konuma getirilmesini hedefler (Politi et al., 2007). Diskektomi tekniğinde ise anteriorda konumlanmış ve fonksiyonunu yitirmiş disk yapısı tamamen çıkarılır; yerine otojen veya alloplastik materyallerden greft uygulanır. Disk deplasmanlarının tedavisinde en etkili yöntemlerden biri olan bu işlemde, en uygun greft seçeneği temporal kas flebi ile oluşturulanlardır (McKenna, 2001).

Okluzal Splint Tedavileri

Okluzal splintler, alt çenenin konumunu manipüle ederek kondil ve diskin en uygun anatomik ilişkiye gelmesini sağlar, aynı zamanda çiğneme kaslarının gevşemesini sağlayarak ağrı semptomlarını hafifletirler (Okeson, 2003). Splintler, hastadaki bulantı veya dili itim refleksleri gibi kriterler değerlendirilerek hem üst hem de alt çeneye uygulanabilir ancak genellikle dişsiz boşluğun daha fazla olduğu çene tercih edilerek karışık çenede maksimum diş teması sağlanması hedeflenir (Ramfjord & Ash, 1994).

Sentrik İlişki Splinti: Sentrik ilişki splinti; stabilizasyon splinti, kas relaksasyon splinti veya MR splinti gibi farklı isimlerle de anılmaktadır (Gray & Davies, 2001). Disk deplasmanlarının tedavisinde ilk ve en fazla tercih edilen splint türüdür. Kas gevşetici özelliği sayesinde özellikle miyofasial ağrı vakalarında etkin bir şekilde kullanılırken, çiğneme kuvvetlerini dengeli dağıtarak dişleri brüksizmin zararlı etkilerinden korur (Badel et al., 2003). Kanin rampası içeren bu apareyler, ağızda hareketli bir ideal oklüzyonun elde edilmesini sağlar. Statik olarak tüm dişlerin sentrik ilişkide teması sağlanırken, dinamik hareketlerde posterior çatışmaların önleniği bir anterior rehberlik oluşturulur (Profozić et al., 2017).

Anterior Repozisyon Splinti: Ön konumlandırıcı splint veya AP splinti olarak bilinen bu apareyler, temel olarak redüksiyonlu disk deplasmanlarının tedavisinde kullanılır (Davies & Gray, 1997). Aparey üzerinde yer alan lingual rampa yardımıyla kondil, normal kapanışa göre daha önde konumlandırılır ve bu sayede kondilin önünde yer alan diskin tekrar yakalanması sağlanmaya çalışılır (Profozić et al., 2017). Eklemde gelen klik seslerinin giderilmesinde oldukça etkili olan bu yöntemin, uzun süreli kullanımlarda arka bölgede açıklık oluşması gibi ortodontik yan etkileri görülebilmektedir (Maheshwari et al., 2024).

Ön Isırma Plağı: Hawley plağı olarak da adlandırılan bu aparey, sadece üst çeneye uygulanır ve yalnızca alt ön dişlerin temas edeceği şekilde tasarlanır (Klasser & Greene, 2009). Arka dişlerde disoklüzyon sağlayarak kaslardaki aktiviteyi azaltmayı hedefler. Özellikle myospazm gibi kas kökenli rahatsızlıkların akut tedavisinde etkili bir seçenektir (Ozan et al., 2011).

Arka Isırma Plağı: Alt çeneye uygulanan arka ısırma plaklarının temel amacı, dikey boyutu düşük olan hastalarda dikey boyutu yükselterek kasların ve eklem yapısının bu yeni konuma adapte olmasını sağlamaktır (Işcan & Sarısoy, 1997).

Pivoting Splint: Pivoting splint, eklem içindeki basıncın (interartiküler basınç) azaltılması prensibiyle tasarlanmış özel bir splint türüdür (Hiyama et al., 2003).

SONUÇ VE ÖNERİLER

- 1- Temporomandibular eklem, ginglymoarthroidal yapısı ve artiküler disk ile olan hassas ilişkisi nedeniyle vücudun en karmaşık eklem sistemidir; bu kompleks anatomi, tek tip bir tedavi yerine hastaya özgü ve çok yönlü bir yaklaşımı zorunlu kılar.
- 2- Tedavi protokolünde temel ilke her zaman “öncelikle zarar vermeme” olmalı ve bu doğrultuda cerrahi gibi geri dönüşsüz işlemlerden önce mutlaka invaziv olmayan (non-invaziv) yöntemlere öncelik verilmelidir.
- 3- Splint tedavileri, oklüzyonu rehabilite eden ve kondil-disk ilişkisini ideal konuma getiren en güçlü konservatif araçtır; ancak splintin başarısı, eklem biyomekanik karmaşıklığı nedeniyle çoğu zaman tek başına yeterli olmayabilir.
- 4- Maksimum tedavi başarısı için splint uygulamaları; farmakolojik yaklaşımlar (NSAİİ, kas gevşeticiler), fizik tedavi yöntemleri (TENS, sıcak-soğuk kompres) ve hastanın parafonksiyonel alışkanlıklarını kontrol altına alan davranışsal terapilerle harmanlanarak bir bütün olarak yürütülmelidir.
- 5- Eklem iç yapısındaki patolojilerin (adezyon, perforasyon, ankiloz) zorlayıcı doğası, konservatif yöntemlerin yetersiz kaldığı durumlarda artrosentez veya artroskopi gibi minimal invaziv cerrahilerin destekleyici olarak sürece dahil edilmesini gerektirebilir.
- 6- Splint kullanımında sadece apareyin teslim edilmesi yeterli değildir; eklem ve kasların yeni duruma adaptasyonu için hekim tarafından yapılacak düzenli okluzal uyumlamalar ve periyodik kontroller tedavinin kalıcılığı açısından kritiktir.

KAYNAKÇA

- Abboud, W., Reiter, S., Peleg, O., Friedman-Rubin, P., SellaTunis, T., Shamir, D., & Joachim, M. (2025). Structured clinical evaluation for rapid identification of temporomandibular joint closed lock. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2025.07.009>
- Ananthan, S., Pertes, R. A., & Bender, S. D. (2023). Biomechanics and Derangements of the Temporomandibular Joint. *Dent Clin North Am*, 67(2), 243-257. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2022.11.004>
- Andre, A., Kang, J., & Dym, H. (2021). Pharmacologic Treatment for Temporomandibular and Temporomandibular Joint Disorders. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*. <https://doi.org/10.1016/j.jcoms.2021.08.001>
- Aras, N. K. (2006). *Kısaltılmış dental ark yaklaşımının ağız sağlığı ve fonksiyonları yönünden değerlendirilmesi* Ankara Üniversitesi (Turkey)].
- Badel, T., Pandurić, J., Kraljević, S., & Dulčić, N. (2003). Initial treatment of prosthetic patients with a Michigan splint. *Acta stomatologica Croatica: International journal of oral sciences and dental medicine*, 37(2), 199-205.
- Barjandi, G., Svedenlöf, J., Jasim, H., Collin, M., Hedenberg-Magnusson, B., Christidis, N., & Ernberg, M. (2024). Clinical aspects of mastication myalgia—an overview. *Frontiers in Pain Research*, 4. <https://doi.org/10.3389/fpain.2023.1306475>
- Başaran, M., & Bozdemir, E. (2020). Güncel Literatür Işığında Temporomandibular Eklem Rahatsızlıklarında Kullanılan Görüntüleme Yöntemleri. *Haliç Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 3(1), 15-26.
- Baykan, Ö. (2018). *Temporomandibular eklem bozukluğuna bağlı miyofasiyal ağrılı hastalarda sternokleidomastoid (SKM) kası ve üst trapez kasına kinesiotape ve germe uygulamasının karşılaştırılması* Dokuz Eylül Üniversitesi (Turkey)].
- Borrás-Ferreres, J., Sánchez-Torres, A., & Gay-Escoda, C. (2018). Bifid mandibular condyles: A systematic review. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 23. <https://doi.org/10.4317/medoral.22681>
- Cairns, B. (2010). Pathophysiology of TMD pain--basic mechanisms and their implications for pharmacotherapy. *Journal of oral rehabilitation*, 37 6, 391-410. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02074.x>
- Celotti, C., Martín-Granizo, R., & De La Sen, Ó. (2022). Correlation of arthroscopic findings with clinical-radiological signs and symptoms of temporomandibular joint dysfunction: retrospective study of 829 joints. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2022.01.010>
- Chen, X., Xu, J., Cheng, Z., Wang, Q., Zhao, Z., & Jiang, Q. (2024). Causal relationship between hypothyroidism and temporomandibular disorders: evidence from complementary genetic methods. *BMC Oral Health*, 24. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-03999-z>
- Chisnoiu, A., Picoş, A., Popa, S., Chisnoiu, P., Lascu, L., Picos, A., & Chisnoiu, R. (2015). Factors involved in the etiology of temporomandibular disorders - a literature review. *Clujul Medical*, 88, 473-478. <https://doi.org/10.15386/cjmed-485>

- Chung, M., Wang, S., Alshanqiti, I., Hu, J., & Ro, J. (2023). The degeneration-pain relationship in the temporomandibular joint: Current understandings and rodent models. *Frontiers in Pain Research*, 4. <https://doi.org/10.3389/fpain.2023.1038808>
- Constantine, S., Clark, B., Kiermeier, A., & Anderson, P. (2019). Panoramic radiography is of limited value in the evaluation of maxillary sinus disease. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 127 3, 237-246. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2018.10.005>
- Dao, T., Lund, J., & Lavigne, G. (1994). Pain Responses to Experimental Chewing in Myofascial Pain Patients. *Journal of dental research*, 73, 1163-1167. <https://doi.org/10.1177/00220345940730060601>
- Davies, S., & Gray, R. (1997). The pattern of splint usage in the management of two common temporomandibular disorders. Part I: The anterior repositioning splint in the treatment of disc displacement with reduction. *British dental journal*, 183(6), 199-203.
- Del Palomar, A., & Doblaré, M. (2006). 3D finite element simulation of the opening movement of the mandible in healthy and pathologic situations. *Journal of biomechanical engineering*, 128 2, 242-249. <https://doi.org/10.1115/1.2165697>
- Erden, S., & Çelik, S. Ş. (2015). Bir elektro analjezi yöntemi: transkütan elektriksel sınır stimülasyonu ve hemşirenin rolleri. *Hacettepe Üniversitesi Hemşirelik Fakültesi Dergisi*, 2(1), 50-60.
- Garstka, A., Kozowska, L., Kijak, K., Brzózka, M., Gronwald, H., Skomro, P., & Lietz-Kijak, D. (2023). Accurate Diagnosis and Treatment of Painful Temporomandibular Disorders: A Literature Review Supplemented by Own Clinical Experience. *Pain Research & Management*, 2023. <https://doi.org/10.1155/2023/1002235>
- Gezer, İ. A., & Levendoglu, F. (2016). Temporomandibular eklem rahatsızlıklarının sınıflandırılması, tanı ve tedavisi. *Genel Tıp Dergisi*, 26(1), 34-40.
- González-García, R., Usandizaga, J. L. G.-D., & Rodríguez-Campo, F. J. (2011). Arthroscopic anatomy and lysis and lavage of the temporomandibular joint. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 19(2), 131-144.
- Gray, R., & Davies, S. (2001). Occlusal splints and temporomandibular disorders: why, when, how? *Dental update*, 28(4), 194-199.
- Güngör, Z. K. (2020). *Miyofasiyal Ağrı Sendromu Tedavisinde Kuru İğneleme ve Balneoterapinin Etkinliklerinin Karşılaştırılması* Kirsehir Ahi Evran University (Turkey)].
- Hinz, B. (2007). Formation and function of the myofibroblast during tissue repair. *The Journal of investigative dermatology*, 127 3, 526-537. <https://doi.org/10.1038/sj.jid.5700613>
- Hiyama, S., Ono, T., Ishiwata, Y., Kato, Y., & Kuroda, T. (2003). First night effect of an interocclusal appliance on nocturnal masticatory muscle activity. *Journal of oral rehabilitation*, 30(2), 139-145.

- Holmlund, A., Eriksson, L., & Fp, R. (2003). Synovial chondromatosis of the temporomandibular joint: clinical, surgical and histological aspects. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 32 2, 143-147. <https://doi.org/10.1054/ijom.2002.0300>
- Iarygina, E., Makedonova, Y., Shkarin, V., Pavlova-Adamovich, A., Devyatchenko, L., & Dyachenko, S. (2024). Ultrasound assessment of the structure of the masticatory muscles against the background of relief of myofascial pain syndrome. *Endodontics Today*. <https://doi.org/10.36377/et-0033>
- Işcan, H., & Sarisoy, L. (1997). Comparison of the effects of passive posterior bite-blocks with different construction bites on the craniofacial and dentoalveolar structures. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 112 2, 171-178. [https://doi.org/10.1016/s0889-5406\(97\)70243-9](https://doi.org/10.1016/s0889-5406(97)70243-9)
- Jeon, K., Kim, Y. H., Ha, E.-G., Choi, H., Ahn, H.-J., Lee, J., Hwang, D., & Han, S.-S. (2021). Quantitative analysis of the mouth opening movement of temporomandibular joint disorder patients according to disc position using computer vision: a pilot study. *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 12 3, 1909-1918. <https://doi.org/10.21037/qims-21-629>
- Kalamir, A., Bonello, R., Graham, P., Vitiello, A. L., & Pollard, H. (2012). Intraoral myofascial therapy for chronic myogenous temporomandibular disorder: a randomized controlled trial. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 35(1), 26-37.
- Kaya, S. (2019). *Paraglenoid labral kistlerde glenoid labrum patolojilerinin MR artrografik değerlendirilmesi* Atatürk Üniversitesi].
- Keklik, B., & Emekli, U. (2010). Artrosentez, Artroskopik Değerlendirme ve Cerrahi Girişimler. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 56.
- Kiliç, S., Kilic, N., & Sümbüllü, M. (2015). Temporomandibular joint osteoarthritis: cone beam computed tomography findings, clinical features, and correlations. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 44 10, 1268-1274. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2015.06.023>
- Klasser, G. D., & Greene, C. S. (2009). Oral appliances in the management of temporomandibular disorders. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 107(2), 212-223.
- Kösehasanoğulları, M. (2013). *Fibromiyalji sendromunda nöropatik ağrının değerlendirilmesi* Dokuz Eylül Üniversitesi (Turkey)].
- Kwak, B., & Elgazzar, R. (2025). Arthroscopy versus arthrocentesis in the management of internal derangement of the temporomandibular joint. *Tanta Dental Journal*. https://doi.org/10.4103/tjdj.tdj_30_25

- Leissner, O., Maulén-Yáñez, M., Meeder-Bella, W., León-Morales, C., Vergara-Bruna, E., & González-Arriagada, W. (2020). Assessment of mandibular kinematics values and its relevance for the diagnosis of temporomandibular joint disorders. *Journal of dental sciences*, 16, 241-248. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2020.05.015>
- Lessin, M. E., & Gross, P. D. (1989). Temporomandibular joint disorders: Discussion of a rational approach to surgery and a retrospective analysis of surgeries performed. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 67(4), 374-378.
- Liu, X., & Long, X. (2025). Classification of the temporomandibular joint disc displacement without reduction using MRI in the mouth-opening position. *Clinical oral investigations*, 29 6, 322. <https://doi.org/10.1007/s00784-025-06408-z>
- Maheshwari, K., Srinivasan, R., Singh, B., Tiwari, B., & Kirubakaran, R. (2024). Effectiveness of anterior repositioning splint versus other occlusal splints in the management of temporomandibular joint disc displacement with reduction: A meta-analysis. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 24, 15-24. https://doi.org/10.4103/jips.jips_355_23
- McCain, J. P., & Hossameldin, R. H. (2011). Advanced arthroscopy of the temporomandibular joint. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 19(2), 145-167.
- McKenna, S. J. (2001). Discectomy for the treatment of internal derangements of the temporomandibular joint. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 59(9), 1051-1056.
- McNeely, M. L., Armijo Olivo, S., & Magee, D. J. (2006). A systematic review of the effectiveness of physical therapy interventions for temporomandibular disorders. *Physical therapy*, 86(5), 710-725.
- Miernik, M., & Więckiewicz, W. (2015). The Basic Conservative Treatment of Temporomandibular Joint Anterior Disc Displacement Without Reduction--Review. *Advances in clinical and experimental medicine : official organ Wroclaw Medical University*, 24 4, 731-735. <https://doi.org/10.17219/acem/35165>
- Millón-Cruz, A., Martín-Granizo, R., Encinas, A., & Berguer, A. (2015). Relationship between intra-articular adhesions and disc position in temporomandibular joints: Magnetic resonance and arthroscopic findings and clinical results. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 43 4, 497-502. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.02.010>
- Mohammed, M., Abdelfattah, M., Abdelaziz, A., & Mohamed, M. (2023). Evaluation of Temporomandibular Joint Anterior Disc Displacement with Reduction: Clinical versus Magnetic Resonance Imaging Findings. *Egyptian Dental Journal*. <https://doi.org/10.21608/edj.2023.205531.2518>
- Odabaş, B., & Arslan, S. G. (2008). Temporomandibular eklem anatomisi ve rahatsızlıkları. *Dicle Medical Journal*, 35(1), 77-85.

- Okeson, J. (2003). Management of temporomandibular disorders and occlusion. *New York State Dental Journal*, 69(7), 61.
- Ooi, K., Inoue, N., Matsushita, K., Yamaguchi, H., Mikoya, T., Minowa, K., Kawashiri, S., Nishikata, S., Tei, K., Oral, & Surgery, M. (2018). Incidence of anterior disc displacement without reduction of the temporomandibular joint in patients with dentofacial deformity. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 47 4, 505-510. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.11.017>
- Ouanounou, A., Goldberg, M., & Haas, D. (2017). Pharmacotherapy in Temporomandibular Disorders: A Review. *Journal*, 83. <https://consensus.app/papers/pharmacotherapy-in-temporomandibular-disorders-a-review-ouanounou-goldberg/b66f0c9a314d58b18c30bd2e955c8e0b/>
- Ozan, O., Aydın, M., & Ramoğlu, S. (2011). Temporomandibuler eklem bozukluklarında konservatif tedavi yaklaşımları: Okluzal splintler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(3), 913-923.
- Öksüz, H. İ., Şan, S., Kalkan, M. T., & Öcal, I. (2023). Sağlıkta Galvanik Akımın Yeri ve Önemi. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*, 32(4), 237-245.
- Özel, Ş., Tunç, S., & Şenol, A. U. (2025). Association between clinical findings and 3T MRI features in temporomandibular joint disorders. *BMC Oral Health*, 25(1), 921. <https://doi.org/10.1186/s12903-025-06283-w>
- Perrott, D. H., & Kaban, L. B. (1994). Temporomandibular joint ankylosis in children. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 6(1), 187-196.
- Politi, M., Sembronio, S., Robiony, M., Costa, F., Toro, C., & Undt, G. (2007). High condylectomy and disc repositioning compared to arthroscopic lysis, lavage, and capsular stretch for the treatment of chronic closed lock of the temporomandibular joint. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(1), 27-33.
- Poluha, R., Canales, G., Costa, Y., Grossmann, E., Bonjardim, L., & Conti, P. (2019). Temporomandibular joint disc displacement with reduction: a review of mechanisms and clinical presentation. *Journal of Applied Oral Science*, 27. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2018-0433>
- Profozić, A., Plazibat, A., Polašek, A., Pliško, M., & Čimić, S. (2017). Position of mandibular condyles during stabilization splint wearing. *Acta Clinica Croatica*, 56(4.), 594-599.
- Ramfjord, S., & Ash, M. M. (1994). Reflections on the Michigan occlusal splint. *Journal of oral rehabilitation*, 21(5), 491-500.
- Rana, M., Khan, A. A. G., Khalid, I., Ishfaq, M., Javali, M., Baig, F., Kota, M., Khader, M., Hameed, M., Shaik, S., & Das, G. (2023). Therapeutic Approach for Trigeminal Neuralgia: A Systematic Review. *Biomedicines*, 11. <https://doi.org/10.3390/biomedicines11102606>
- Rawi, Y. İ. A., & Çetin, A. (2019). Dış Aşınmaları Nedeniyle Dikey Boyut Kaybı Oluşan Hastanın Direkt Kompozit Restorasyonlar İle Rehabilitasyonu (Olgu Sunumu). 6, 400-404. <https://doi.org/10.15311/selcukdentj.523551>

- Roberts, W. E., & Goodacre, C. J. (2020). The Temporomandibular Joint: A Critical Review of Life-Support Functions, Development, Articular Surfaces, Biomechanics and Degeneration. *Journal of Prosthodontics*, 29(9), 772-779. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/jopr.13203>
- Roychoudhury, A., Parkash, H., & Trikha, A. (1999). Functional restoration by gap arthroplasty in temporomandibular joint ankylosis: a report of 50 cases. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 87(2), 166-169.
- Sato, S., Sakamoto, M., Kawamura, H., & Motegi, K. (1999). Disc position and morphology in patients with nonreducing disc displacement treated by injection of sodium hyaluronate. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 28(4), 253-257.
- Savignat, M., Demondion, X., & Colard, T. (2025). Thickness measurements and micro-CT imaging of human temporomandibular discs. *J Anat*, 247(2), 304-313. <https://doi.org/10.1111/joa.14237>
- Schmidt, J. (2018). Current Classification and Management of Inflammatory Myopathies. *Journal of Neuromuscular Diseases*, 5, 109-129. <https://doi.org/10.3233/jnd-180308>
- Seyhan, T., Gümüş, N., Rizvanovic, Z., Inal, H., & Fariz, S. (2014). Yüz Asimetrisine Neden Olan Tek Taraflı Mandibula Kondil Başı Hiperplazisi; Olgu Sunumu. <https://consensus.app/papers/y%C3%BCz-asimetrisine-neden-olan-tek-tarafl%C4%B1-mandibula-kondil-seyhan-g%C3%BCm%C3%BC%C5%9F/3fc-520479dcb5174804c3c5e84803ac4/>
- Siewert-Gutowska, M., Pokrowiecki, R., Kamiński, A., Zawadzki, P., & Stopa, Z. (2023). State of the Art in Temporomandibular Joint Arthrocentesis—A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, 12. <https://doi.org/10.3390/jcm12134439>
- Sreeramaneni, S., Chakravarthi, P., Prasad, K., Satish, R., & Beeram, R. (2011). Jacob's disease: report of a rare case and literature review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 40 7, 753-757. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2011.02.011>
- Svensson, P., Exposto, F. G., & Costa, Y. (2025). Jaw muscle and joint psychophysics-relevance for clinical orofacial pain practice and research. A narrative review. *J Oral Facial Pain Headache*, 39(1), 1-14. <https://doi.org/10.22514/jofph.2025.001>
- Şendişçi, R., Sancar, B. S., & Yılmaz, S. (2022). Temporomandibular eklem osteoartriti: İki olgu sunumu ve literatür derlemesi. *Akdeniz Dış Hekimliği Dergisi*, 1(1), 43-47.
- Tuijt, M., Parsa, A., Koutris, M., Berkhout, E., Koolstra, J., & Lobbezoo, F. (2018). Human jaw joint hypermobility: Diagnosis and biomechanical modelling. *Journal of oral rehabilitation*, 45, 783. <https://doi.org/10.1111/joor.12689>

- Wall, C. E. (1999). A model of temporomandibular joint function in anthropoid primates based on condylar movements during mastication. *American Journal of Physical Anthropology*, 109(1), 67-88. [https://doi.org/https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-8644\(199905\)109:1<67::AID-AJPA7>3.0.CO;2-F](https://doi.org/https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-8644(199905)109:1<67::AID-AJPA7>3.0.CO;2-F)
- Więckiewicz, M., Boening, K., Wiland, P., Shiau, Y., & Paradowska-Stolarz, A. (2015). Reported concepts for the treatment modalities and pain management of temporomandibular disorders. *The Journal of Headache and Pain*, 16. <https://doi.org/10.1186/s10194-015-0586-5>
- Yılmaz, O. (2022). *Sağlıklı Bireylerde Alet Destekli Yumuşak Doku Mobilizasyon Tekniğinin Fiziksel Uygunluk Parametreleri Üzerine Akut Etkisinin Araştırılması* [Kirsehir Ahi Evran University (Turkey)].
- Yılmaz, O., Balaban, E., & Çandırılı, C. (2017). Temporomandibular Eklem Dislokasyonunun Bilateral Eminektomi İle Tedavisi: Bir Olgu Sunumu. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, 38(3), 182-186.
- Zarb, G. (1994). Temporomandibular joint and masticatory muscle disorders. <https://consensus.app/papers/temporomandibular-joint-and-masticatory-muscle-zarb/5dce567fc0685e8181c3aa1e1219553f/>
- Zieliński, G., & Pająk-Zielińska, B. (2024). Association between Estrogen Levels and Temporomandibular Disorders: An Updated Systematic Review. *International Journal of Molecular Sciences*, 25. <https://doi.org/10.3390/ijms25189867>



SİMAN TUTUCULU İMPLANT DESTEKLİ SABİT PROTEZLER

“

Sibel ÇELİK TOFAN¹
Çağlar BİLMENOĞLU²

1 Uzm.Dt. Sibel ÇELİK TOFAN Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ORCID: 0009-0004-4647-0355

2 Doç.Dr. Çağlar BİLMENOĞLU Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ORCID: 0000-0002-2580-9899

Diş hekimliğinde implantlar, uzun dönem yüksek başarı oranları nedeniyle eksik dişlerin rehabilitasyonunda yaygın olarak tercih edilmektedir. İmplant destekli sabit protezlerde siman tutuculu veya vida tutuculu restorasyonlar kullanılmaktadır (C. P. Wadhvani, 2016). Bu iki retansiyon sistemi arasındaki tercih, protez tasarımında çok önemli bir adımdır. Hasta için hangi retansiyon sisteminin uygun olduğu; endikasyon, avantaj, dezavantaj, sağlanan retansiyon düzeyi, protezin çıkarılabilirliği, estetik beklentiler ve klinik performans (başarısızlıklar ve komplikasyonlar) gibi pekçok faktöre bağlıdır (J. G. Wittneben, Joda, Weber, & Brägger, 2017).

Siman tutuculu restorasyonlar implant destekli sabit protezlerde sıklıkla kullanılmaktadır (Vindasiute et al., 2015). Siman tutuculu restorasyonlarda, kuron implanta bağlı abutment üzerine simante edilir. Üretim aşamalarının geleneksel diş destekli restorasyonlara olan benzediğinden dolayı ileri düzey teknik eğitim gerektirmemektedir (Al-Omari, Shadid, Abu-Naba'a, & Masoud, 2010). Siman tutuculu restorasyonlar; ağız açıklığı kısıtlı olan hastalarda posterior bölgeye daha kolay uygulanması, eğimi uygun olmayan implantların telafi edilmesi, implant abutmenti ile restorasyon arasındaki siman tabakası nedeniyle pasif uyumun daha kolay elde edilmesi, pasif uyum sayesinde implant-kemik bağlantısında strese neden olmaması, vida erişim oluğunun olmaması ve böylece düzgün bir oklüzal tablanın varlığı ve dar çaplı kuronlara sahip posterior restorasyonlarda oklüzyonun daha kolay kontrol edilmesi gibi avantajlara sahiptir (Wilson Jr, 2009; J.-G. Wittneben, Millen, & Brägger, 2014). Siman tutuculu restorasyonların önemli bir dezavantajı, fazla simanın çıkarılmasının zor olmasıdır ve bu durum peri-implant mukozitis ve peri-implantitis gibi periodontal hastalıkların gelişmesine neden olmaktadır (Linkevicius et al., 2013; Ramer, Chandur Wadhvani BDS, Kim, & Hershman, 2014). Diğer bir dezavantajı ise simante restorasyonların çıkarılmasının zor olmasıdır ve çıkarılma sırasında restorasyon zarar görebilmektedir (Sailer, Mühlemann, Zwahlen, Hämmerle, & Schneider, 2012).

Vida tutuculu restorasyonlar; siman kullanımına gerek olmaması ve bakım randevuları sırasında veya implant ve/veya peri-implant dokuların tedavisini kolaylaştırmak amacıyla gerek duyulduğunda restorasyonun kolayca çıkarılabilmesi gibi avantajlar sunar. Ayrıca kantilevera sahip uzun restorasyonlarda rutin bakımların yapımının daha kolay olması nedeniyle de vida tutuculu sistemler tercih edilmektedir (J. G. Wittneben et al., 2017). Vida tutuculu restorasyonlar minimum interoklüzal boşluk (4 mm) gerektirir (W. Chee & Jivraj, 2006). Dezavantaj olarak vida tutuculu restorasyonların maliyeti daha fazladır ve vida erişim deliği estetiğini olumsuz etkileyebilir (W. Chee & Jivraj, 2006; J. G. Wittneben et al., 2017).

Retansiyon

Retansiyon, implant destekli restorasyonların uzun dönem başarısını ve klinik ömrünü etkileyen en önemli faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir (Michalakakis, Hirayama, & Garefis, 2003). Siman tutuculu implant destekli restorasyonlarda retansiyonu etkileyen çok sayıda faktör bulunmaktadır. Bu faktörler arasında abutment özellikleri ve kullanılan siman türü önemli bir yer tutmaktadır (Covey, Kent, Germain Jr, & Koka, 2000). Retansiyonu etkileyen abutment özellikleri arasında abutmentin toplam koniklik açısı, toplam yüzey alanı, çapı, yüksekliği ve yüzey pürüzlülüğü yer almaktadır (Bresciano et al., 2005; Covey et al., 2000; Kim, Yamashita, Shotwell, Chong, & Wang, 2006). Yapıştırma maddeleri de; tip ve bileşimlerine, siman viskozitesine, film kalınlığına, simantasyonda uygulanan kuvvete ve uygulanan kuvvetin süresine göre retansiyonu etkiler (Kent, Koka, & Froeschle, 1997).

Koniklik açısı, siman tutuculu restorasyonların retansiyon miktarını önemli ölçüde etkiler (Dreyer & Jørgensen, 1955). Abutmentler için ideal koniklik açısının doğal dişler için önerilen ideal koniklik açısına benzer şekilde 6° olması önerilmektedir (Gilboe & Teteruck, 1974; Jorgensen, 1956).

Abutment yüzey alanı ve yüksekliği, implantların subgingival yerleştirilmesi, daha uzun implant abutment duvarları ve genellikle hazırlanan doğal dişlere göre daha fazla yüzey alanı sağlar (Hebel & Gajjar, 1997; Kaufman, Coelho, & Colin, 1961; Shadid & Sadaqa, 2012). Siman tutuculu restorasyonlar için minimum abutment yüksekliği 5 mm olarak önerilmektedir (Kaufman et al., 1961; Shadid & Sadaqa, 2012). Bu nedenle, interoklüzal mesafenin 4 mm ve altında olduğunda, vida ile sabitlenen restorasyonlar kullanılabilir (W. Chee & Jivraj, 2006).

Elmas frezler veya kumlama ile implant abutmentlerini pürüzlendirmek, simanların mekanik tutuculuğunu arttırmaktadır (Breeding, Dixon, Bogacki, & Tietge, 1992). Fakat, abutmentlerin 6° koniklik ve ideal abutment yüksekliği ayarlandığı durumda, tutunmayı artırmak için abutment yüzeyini pürüzlendirmeye genellikle gerek kalmamaktadır (Hebel & Gajjar, 1997).

Siman seçimi, siman tutuculu restorasyonlarda retansiyon miktarını etkileyen en önemli faktörlerden biridir (Breeding et al., 1992). İmplant destekli restorasyonlarda kullanılan simanlar; daimi veya geçici olabilir. Geçici siman kullanımı, restorasyonun veya abutment vidasının gevşemesi durumunda, implant restorasyon bileşenlerine zarar vermeden restorasyonun çıkarılması amacıyla tercih edilebilmektedir (Hebel & Gajjar, 1997).

Simantasyon

Sabit protetik restorasyonların klinik başarısı, simantasyon aşamalarının doğruluğu ve kullanılan simanın özellikleri ile yakından ilişkilidir (Sita Ramaraju, Alla, Alluri, & Raju, 2014). Yapıştırma simanlarının temel işlevi, dayanak ile restoratif yapı arasındaki mikroskobik boşlukları ortadan kaldırarak bakteriyel kontaminasyon ve ağız sıvılarının geçişini önlemek, ısı değişimlerine karşı izolasyon sağlamak ve restorasyonun ağız ortamındaki retansiyonunu devam ettirmektir (Mesu, 1982). İdeal bir implant simanı, kullanım süresi boyunca restorasyon için yeterli tutuculuğu sağlamalı; ancak gerektiğinde peri-implant dokulara, dayanağa veya proteze zarar vermeden güvenle uzaklaştırılabilmesine olanak tanınmalıdır (Kapoor, Singh, Kaur, & Arora, 2016).

Simantasyonda daimi ya da geçici siman kullanımına karar verilirken çeşitli klinik faktörler değerlendirilmelidir. Geçici simanlar; fazla simanın kolaylıkla uzaklaştırılabilmesi, klinik olarak yeterli düzeyde retansiyon sağlamaları ve restorasyonun abutment veya implanta zarar vermeden çıkarılabilmesine olanak tanınmaları açısından belirli avantajlar sunmaktadır (Kim et al., 2006; Pan, Ramp, Lin, & Liu, 2006). Restorasyonun çıkarılabilirliği siman seçimi sırasında önemli bir faktör olacaktır (Buser et al., 1997). Ayrıca, implant ve protez aşamasında kullanılan parçalar arasındaki sıkı uyum nedeniyle, restorasyonun çıkarılabilirliği siman seçimi sırasında önemli bir faktör olacaktır (Hill & Lott, 2011).

Kalıcı simanların geçici simanlara göre başlıca avantajı, daha yüksek tutuculuk sağlamalarıdır (Schneider, 1987). Abutmentlerin yüksekliği ve sayısı, altyapının uyumu ve protezin uygulandığı ark gibi çeşitli faktörler, simandan elde edilmesi gereken retansiyon miktarını etkileyebilir (Fusayama, Ide, Kurosu, & Hosoda, 1963; Kent et al., 1997; Wiskott, Nicholls, & Belser, 1996) .

Dış hekimliğinde birçok yapıştırma simanı kullanılmaktadır. Bunlar aşağıda sıralanmıştır;

- a: Çinko fosfat simanlar
- b: Çinko polikarboksilat simanlar
- c: Cam iyonomer simanlar
- d: Rezin simanlar
- e: Geçici simanlar
- f: İmplant destekli protezler için geliştirilmiş simanlar

a: Çinko fosfat simanlar: Çinko fosfat simanlar 1878 yılından bu yana kullanılmakta olup, uzun süre boyunca indirekt restorasyonların sabitlenmesinde altın standart kabul edilmiştir ve günümüzde de aynı amaçla tercih edilmektedir. Bu simanlar yüksek basınç dayanımı ve uygun çalışma süresi sunmaktadır. Ayrıca, yıllar boyunca elde edilen başarılı klinik sonuçlar, doğru şekilde uygulandığında çinko fosfat simanların klinik açıdan tatmin edici performans gösterdiğini ortaya koymuştur (Heboyan et al., 2023). Fakat ağız sıvısında yüksek çözünürlük ve düşük viskozite gibi dezavantajlara da sahiptir (Game & Darveniza, 1988).

b: Çinko polikarboksilat simanlar: Çinko polikarboksilat simanlar dental uygulamalarda uzun zamandır tercih edilen simanlar arasında yer almaktadır. İmplant dayanaklarında sağladıkları mikromekanik tutuculuk, bu simanların kullanımını destekleyen önemli özelliklerden biridir (Garg, Pujari, Prithviraj, & Khare, 2014). Bu simanın gerilme dayanımı ve diş dokularına adezyonu çinko fosfat simandan daha iyidir (Smith, 1982). Fakat bu simanlar nispeten yüksek çözünürlüğe sahiptir. İn vitro verilere göre, çinko polikarboksilat yapıştırma simanı çinko fosfat simandan daha az retansiyon sağlar. Bu nedenle, bu simanın seçimi uygun retansiyon ve stabiliteye sahip restorasyonlarla sınırlı olmalıdır (Oilo, 1991; Sathyanarayan et al., 2021).

c: Cam iyonomer simanlar: Cam iyonomer simanlar 1970'lerden beri yaygın olarak restoratif materyal olarak kullanılmış olup, daha sonra yavaş yavaş yapıştırıcı materyal olarak da kullanılmaya başlanmıştır (Heboyan et al., 2023). Cam iyonomer siman düşük termal genleşme katsayısına sahiptir ve diş dokularına bağlanması polikarboksilat simanlara benzemektedir (Francisconi, Scaffa, Barros, Coutinho, & Francisconi, 2009). Flor salınımı yapabilmeleri nedeniyle çürük oluşumuna karşı koruyucu kabul edilen cam iyonomer simanlar, implant uygulamalarında ise dikkatli değerlendirilmesi gereken materyallerdir (Garg et al., 2014). Hem metal yüzeylere hem de diş dokusuna bağlanabilmeleri bir avantaj olsa da, ağız içi sıvılarla temas ettiklerinde çözünme gözlemlenebilir (Garg et al., 2014). Genel olarak, cam iyonomer simanlar mekanik özellikler açısından çinko fosfat ve çinko polikarboksilat simanlardan üstündür, ancak sıvı teması cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini değiştirdiği için neme erken maruz kalmaları mukavemetlerini azaltır (Heboyan et al., 2023).

d: Rezin simanlar: Rezin simanlar, dental alanda geliştirilen en modern yapıştırıcı materyaller arasında yer alır. Geliştirildikleri ilk dönemlerde yüksek polimerizasyon büzülmesi ve biyouyumluluk sorunları nedeniyle istenen başarıyı gösteremeseler de, günümüzde özellikle kısa ya da ideal koniklikte olmayan abutmentlarda sağladıkları yüksek tutuculukla dikkat çekerler (Garg et al., 2014; Goulart et al., 2018; Zeller, Fischer, & Rohr, 2021). Hem kimyasal hem de mikromekanik etkileşimle güçlü bir bağlantı

oluşturmaları bu simanların önemli avantajlarından (Garg et al., 2014; Schwarz, Schröder, Corcodel, Hassel, & Rammelsberg, 2012).

Diğer simanlara kıyasla çözünme göstermemeleri ve üstün mekanik-fiziksel özelliklere sahip olmaları, rezin simanları klinik uygulamalarda öne çıkarır (Gürdal et al., 2018; Tanweer et al., 2022; Thomas, Karkera, Raj, Isaac, & Reddy, 2017). Basma kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeleri, düşük termal genleşme değerleri, yüksek eğilme dayanımı ve belirgin sertlikleri bu materyallerin başlıca olumlu özellikleri arasındadır. Aynı zamanda birçok farklı yüzeye bağlanabilme, restorasyonun rengini ve tonunu etkileyebilme, yorulma direncinin yüksek olması, kenar aşınmasına karşı dayanıklılık ve düşük marjinal sızıntı gibi avantajlar da sunarlar (Akehashi, Takahashi, Nikaido, Burrow, & Tagami, 2019; El-Deeb & Mobarak, 2021; Wiedenmann, Becker, Eichberger, & Stawarczyk, 2021)

Rezin simanların sağladıkları yüksek tutuculuk restorasyonun gerektiğinde sökülmesini zorlaştırabilir (Garg et al., 2014; Schwarz et al., 2012). Ayrıca marjinlerin ulaşılması güç bölgelerde yer aldığı durumlarda fazla simanın tam olarak temizlenememesi, rezin simanların özellikle subgingival marjinli restorasyonlarda kullanımını sınırlandırabilmektedir (Al-Saleh, El-Mowafy, Tam, & Fenton, 2010; Inukai et al., 2012).

e: Geçici simanlar: Geçici simanlar; kolay uygulanabilir olması, nispeten düşük maliyeti ve kısmi stres dağıtma özelliği nedeniyle tercih edilebilmektedir. Stres dağıtma özelliği, implantlarda periodontal ligamentin bulunmamasından dolayı özellikle implantüstü restorasyonlarda kullanılan simanlar için önemli ve uygun bir özellik olarak değerlendirilebilir (Kanie, Kadokawa, Nagata, & Arikawa, 2013). Bununla birlikte, geçici simanların kalıcı simanlara kıyasla bazı dezavantajları vardır; daha yüksek çözünürlük, daha düşük dayanım, restorasyonun daha kolay desimante olması ve radyografide radyolüsent görünüm sayılabilir (Schneider, 1987).

İmplantüstü restorasyonlarda tutuculuğun sağlanmasında geçici yapıştırma simanları sıklıkla tercih edilmektedir (Sarfaraz, Hassan, Shenoy, & Shetty, 2019). Uygun siman seçimi, protezin hem yeterli düzeyde retansiyon sağlamasını hem de gerektiğinde zarar vermeden çıkarılabilmesini mümkün kılar; bu durum restorasyonun uzun dönem başarısına doğrudan katkı sağlar. Klinik uygulamalarda implantüstü restorasyonların sabitlemesi amacıyla en yaygın kullanılan materyalin geçici simanlar olduğu bildirilmektedir (Mehta et al., 2023). İdeal bir simanın, kurunu uzun süre yerinde tutabilecek kadar dayanıklı, ancak diş hekimi tarafından müdahale gerektiğinde kontrollü biçimde sökülebilecek özellikte olması beklenir. Bununla birlikte, dış etkenlere maruziyet, siman aralığının genişliği, kullanılan yapıştırıcının tipi ve seçilen siman materyali, restorasyonun tutuculuk düzeyini etkileyen önemli faktörler arasında yer almaktadır (Mehta et al., 2023).

f: İmplant destekli protezler için geliştirilmiş simanlar: Son dönemde, implantüstü restorasyonlarda kullanılmak üzere titanyumla uyumlu olarak geliştirilen özel yapıştırma simanları klinik kullanıma sunulmuştur (Nematollahi, Beyabanaki, & Alikhasi, 2016). Bu materyallerin bağlanma performansı farklı araştırmalarda incelenmiş ve elde edilen bulgular, söz konusu simanların bağlanma dayanımı açısından çinko oksit esaslı simanlar ile polikarboksilat simanlar arasında konumlandığını ortaya koymuştur (Degirmenci & Sarıdag, 2020; Gultekin, Gultekin, Aydın, & Yalcin, 2013; Jugdev, Borzabadi-Farahani, & Lynch, 2014; C. Wadhvani & Chung, 2015). Bu nedenle, yarı daimi simanlar olarak değerlendirilmeleri mümkündür. Her ne kadar simantasyon yöntemiyle protezin tutuculuğu ile geri alınabilirliği arasında en uygun durumun nasıl sağlanacağı konusunda literatürde net bir görüş birliği bulunmasa da, yeni nesil simanların söz konusu iki özellik arasında daha dengeli bir sonuç sunabileceği öngörülmektedir (Degirmenci & Sarıdag, 2020).

Siman Artığı Azaltma Yöntemleri

Fazla simanın tamamen uzaklaştırılması, özellikle subgingival marjinlere sahip restorasyonlarda klinik açıdan güçlük oluşturmaktadır (Linkevicius et al., 2013). Bu nedenle marjinlerin, diş eti seviyesinin mümkün olduğunca 1,5–2 mm'den daha derin olmayacak şekilde konumlandırılması önerilmektedir (Ayyadanveetil, Thavakkara, Koodakkadavath, & Thavakkal, 2023).

Subgingival sınırlara sahip implant destekli tek kuronların ve sabit bölümlü protezlerin simantasyonu sırasında, artık simanın genellikle kazıma hareketiyle çalışan el aletleri yardımıyla temizlenmesi gerekmektedir. Ancak paslanmaz çelik sondların keskin uçları, implant dayanaklarının nispeten daha yumuşak olan titanyum yüzeyine kıyasla daha sert bir yapıya sahiptir (Quirynen, Bollen, & Van Steenberghe, 1994). Bu durum, dayanak yüzeyinde çizik veya oyuk oluşumuna neden olabileceği gibi siman artıklarının tam olarak uzaklaştırılamamasıyla da sonuçlanabilir (Agar, Cameron, Hughbanks, & Parker, 1997).

İmplant yüzeyinin pürüzlenmesi, plak birikiminin artmasına, plağın etkin şekilde uzaklaştırılmasının zorlaşmasına ve yumuşak doku uyumunun olumsuz etkilenmesine yol açabilmektedir (Fox, Moriarty, & Kusy, 1990). Buna ek olarak, artık siman varlığı periodontal dokular üzerinde olumsuz etkilere neden olarak estetik açıdan istenmeyen, inflamasyonla seyreden diş eti değişikliklerine sebep olabilir (Agar et al., 1997).

Siman uygulama tekniği, restorasyonun tutuculuğunu sağlamakla kalmayıp, peri-implant dokularda oluşabilecek komplikasyonların önlenmesinde de önemli bir rol oynar. Wadhvani ve arkadaşları, simantasyon sırasında restorasyonlara simanın uygulanma biçimine göre spatül ile

iç yüzeye yoğun uygulama, fırça ile tüm yüzeye ince bir tabaka halinde uygulama ve yalnızca marjinal bölgeye sınırlı uygulama gibi üç farklı teknik tanımlamıştır (C. Wadhvani, Hess, Piñeyro, & Opler, 2012). Spatül ile yoğun uygulamanın siman artıklarının artmasına yol açabileceği, buna karşın fırça ile ince tabaka uygulanması ve yalnızca marjin bölgesine yapılan kontrollü uygulamanın hem siman artıklarını azalttığı hem de retansiyon açısından yeterli performans sağladığı belirlenmiştir (C. Wadhvani et al., 2012).



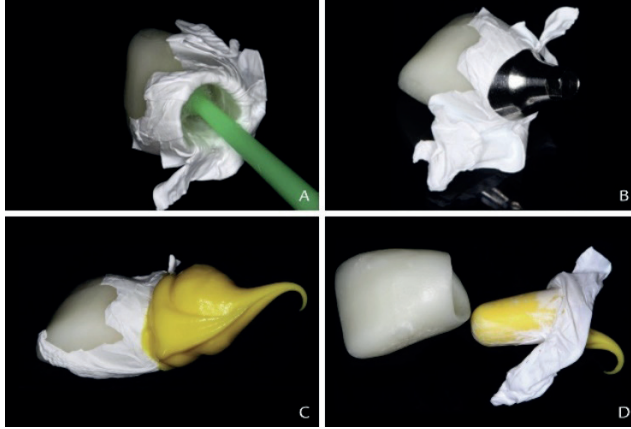
Şekil 1: Sırasıyla iç yüzeye yoğun uygulama, fırça ile tüm yüzeye ince bir tabaka halinde uygulama ve yalnızca marjinal bölgeye sınırlı uygulama (C. Wadhvani et al., 2012)

Intraoral simantasyon tekniklerinde, kuronun yerleştirilmesi sırasında oluşan hidrolik basınç simanın gingival sulkus yönüne itilmesine neden olmakta ve subgingival bölgelerde siman artığı kalmaktadır (Linkevicius et al., 2013). Radyografik değerlendirmelerin özellikle bukkal ve lingual yüzeylerdeki siman artıklarını tespit etmede yetersiz kalması ve birçok simanın yeterli radyopasiteye sahip olmaması, artık simanın klinik olarak saptanmasını güçleştirmektedir (Korsch, Robra, & Walther, 2015).

Siman artığı riskini azaltmak amacıyla ekstraoral replika tekniği tanımlanmıştır (Kilic & Yaluğ, 2022). Ekstraoral replika tekniğinde siman fazlalığının ağız ortamına taşınmadan önce uzaklaştırılması hedeflenmektedir (Frisch, Ratka-Kruger, Weigl, & Woelber, 2016). Bu teknikte siman yüklü kuron, intraoral simantasyon öncesinde daimi dayanağın bir kopyası olan analog abutment üzerine yerleştirilerek fazla simanın dışarı taşması sağlanmakta, böylece kuron içerisinde optimum miktarda siman kalmaktadır (Frisch et al., 2016). Bu yöntemin, peri-implant dokulara taşan siman miktarını anlamlı derecede azalttığı birçok çalışmada gösterilmiştir (Caudry, Chvartszaid, & Kemp, 2009; W. W. Chee, Duncan, Afshar, & Moshaverinia, 2013; Frisch et al., 2016; C. P. Wadhvani, 2016).

Ekstraoral replika tekniğinde daimi dayanağın kopyasını üretmek için çeşitli materyaller kullanılmaktadır (C. P. Wadhvani, 2016). Wadhvani ve arkadaşları, kopya abutment oluşturulmasında klinik ortamda hızlı

sertleşen dental ölçü materyallerinin veya oklüzal kayıt materyallerinin kullanılmasını önermiştir (C. P. Wadhwani, 2016). Chaudry ve arkadaşları ile Chee ve arkadaşları, katı kıvamlı silikondan üretilen analog kullanılarak yapılan ekstraoral replika tekniğinin, standart simantasyon yöntemleriyle karşılaştırıldığında anlamlı derecede daha az artık siman oluşumuna neden olduğunu bildirmiştir (W. W. Chee et al., 2013). Frisch ve arkadaşları, fazla simanın uzaklaştırılmasını sağlamak amacıyla, laboratuvar ortamında üretilmiş bir kalıp rezin analogunun kuron içerisine yerleştirilmesine dayanan ekstraoral replika tekniğini tanımlamıştır (Frisch et al., 2016).



Şekil 2: Ekstraoral Replika Tekniği (Jagathpal, Vally, Sykes, & du Toit, 2021)

İmplant Destekli Simante Protezlerde Peri-implant Hastalıklar

İmplant çevresi hastalıkları, implantı çevreleyen dokularda görülen ve inflamatuvar kökenli patolojiler olarak tanımlanmaktadır (Rokaya, Srimaneepong, Wisitrasameewon, Humagain, & Thunyakitpisal, 2020). Bu hastalıklar peri-implant mukozitis ve peri-implantitis olmak üzere iki klinik tablo şeklinde ortaya çıkmaktadır. Peri-implant mukozitis, marjinal kemik kaybı olmaksızın implant çevresi yumuşak dokularla sınırlı inflamasyonla karakterizedir ve etiyolojik faktörlerin ortadan kaldırılmasıyla erken dönemde geri dönüşümlü bir durumdur. Peri-implantitis ise peri-implant mukozanın inflamasyonuna marjinal kemik kaybının eşlik ettiği daha ileri bir hastalık tablosudur (Rokaya et al., 2020). Her iki hastalığın da klinik uygulamalarda yaygın olarak görüldüğü bildirilmektedir (Lee, Huang, Zhu, & Weltman, 2017).

Periodontal hastalıklara benzer şekilde, peri-implant hastalıklarının temel etiyolojik faktörü dental plak birikimidir (Berglundh et al., 2018). Bununla birlikte ağız hijyeni, genetik özellikler, sistemik sağlık durumu ve beslenme gibi faktörler de peri-implant dokuların sağlığını etkileyebilmektedir (Rokaya et al., 2020). Peri-implantitis lezyonlarında, periodontitise kıyasla daha

yüksek mikrobiyal çeşitlilik saptanması, hastalığın daha agresif seyretmesine neden olabilmektedir (Matsuda et al., 2016).

Peri-implant hastalıklarının gelişiminde rol oynayan risk göstergeleri arasında plak birikimi, sigara kullanımı, periodontitis öyküsü, implant tasarımı, transmukozal kısmın yüzey pürüzlülüğü, artık siman varlığı, radyoterapi öyküsü, keratinize doku genişliği, implantın fonksiyonda kalma süresi, cinsiyet ve diyabet yer almaktadır (Renvert & Polyzois, 2015; Staubli, Walter, Schmidt, Weiger, & Zitzmann, 2017). Bunlara ek olarak oklüzal aşırı yüklenme, implant başarısızlığı öyküsü, parafonksiyonel alışkanlıklar ve implantın uygun olmayan pozisyonda konumlandırılması da peri-implantitis ile ilişkili faktörler arasında değerlendirilmektedir (Rosen et al., 2013; Sasada & Cochran, 2017). Peri-implant mukozitis varlığının, peri-implantitis gelişme riskini artırdığı bildirilmektedir (Rokaya et al., 2020).

Simante restorasyonlarda kuron simantasyonu sonrasında implant yüzeyinde kalan artık siman, peri-implant dokular üzerinde olumsuz etki oluşturarak peri-implantitis için önemli bir risk faktörü olarak kabul edilmektedir (Korsch, Obst, & Walther, 2014; Staubli et al., 2017). İmplantın aşırı apikal veya açılı yerleştirilmesi ile aşırı konturlu restorasyonlar, subgingival bölgede kalan fazla simanın uzaklaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Ayrıca hem mezial hem distal komşu implantlara splintlenen implantlarda peri-implantitis görülme riskinin daha yüksek olduğu bildirilmektedir (Yi, Koo, Schwarz, Ben Amara, & Heo, 2020).

Artık siman, yüzey pürüzlülüğünü artırarak bakteriyel adezyonu kolaylaştırmakta ve yabancı cisim reaksiyonlarına yol açabilmektedir. Simanın uzaklaştırılmasıyla inflamasyonun birkaç gün ile birkaç hafta içerisinde gerileyebildiği ve bu işlemin kapalı ya da açık cerrahi yöntemlerle gerçekleştirilebildiği belirtilmektedir (Rokaya et al., 2020). Bu nedenle, simana bağlı peri-implant hastalık riskini azaltmak amacıyla kuron marjininin mukozal kenar seviyesinde konumlandırılması ve restorasyon sonrasında erken dönemde klinik takip yapılması önerilmektedir (Staubli et al., 2017).

KAYNAKÇA

- Agar, J. R., Cameron, S. M., Hughbanks, J. C., & Parker, M. H. (1997). Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(1), 43–47.
- Akehashi, S., Takahashi, R., Nikaido, T., Burrow, M. F., & Tagami, J. (2019). Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dental Materials Journal*, 38(6), 955–962.
- Al-Saleh, M., El-Mowafy, O., Tam, L., & Fenton, A. (2010). Microleakage of posterior composite restorations lined with self-adhesive resin cements. *Operative dentistry*, 35(5), 556–563.
- Al-Omari, W. M., Shadid, R., Abu-Naba'a, L., & Masoud, B. E. (2010). Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw-cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(4), 263–273.
- Ayyadanveettil, P., Thavakkara, V., Koodakkadavath, S., & Thavakkal, A. (2023). Influence of collar height of definitive restoration and type of luting cement on the amount of residual cement in implant restorations: A clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 129(1), 109–115.
- Berglundh, T., Armitage, G., Araujo, M. G., Avila-Ortiz, G., Blanco, J., Camargo, P. M., . . . Figuero, E. (2018). Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of clinical periodontology*, 45, S286–S291.
- Breeding, L. C., Dixon, D. L., Bogacki, M. T., & Tietge, J. D. (1992). Use of luting agents with an implant system: Part I. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(5), 737–741.
- Bresciano, M., Schierano, G., Manzella, C., Screti, A., Bignardi, C., & Preti, G. (2005). Retention of luting agents on implant abutments of different height and taper. *Clinical oral implants research*, 16(5), 594–598.
- Buser, D., Mericske-stern, R., Pierre Bernard, J. P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., . . . Lang, N. P. (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*, 8(3), 161–172.
- Caudry, S., Chvartszaid, D., & Kemp, N. (2009). A simple cementation method to prevent material extrusion into the periimplant tissues. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(2), 130–131.
- Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported restorations. *British dental journal*, 201(8), 501–507.
- Chee, W. W., Duncan, J., Afshar, M., & Moshaverinia, A. (2013). Evaluation of the amount of excess cement around the margins of cement-retained dental implant restorations: the effect of the cement application method. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(4), 216–221.

- Covey, D. A., Kent, D. K., Germain Jr, H. A. S., & Koka, S. (2000). Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(3), 344–348.
- Degirmenci, K., & Saridag, S. (2020). Effect of different surface treatments on the shear bond strength of luting cements used with implant-supported prosthesis: An in vitro study. *The journal of advanced prosthodontics*, 12(2), 75.
- Dreyer, K., & Jørgensen. (1955). The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta odontologica scandinavica*, 13(1), 35–40.
- El-Deeb, H., & Mobarak, E. (2021). Repair bond strength of high-viscosity glass-ionomer cements using resin composite bonded with light-and self-cured adhesive systems. *Operative dentistry*, 46(1), 45–53.
- Fox, S. C., Moriarty, J. D., & Kusy, R. P. (1990). The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: an in vitro study. *Journal of periodontology*, 61(8), 485–490.
- Francisconi, L. F., Scaffa, P. M. C., Barros, V. R. d. S. P. d., Coutinho, M., & Francisconi, P. A. S. (2009). Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-carious cervical lesions. *Journal of Applied Oral Science*, 17, 364–369.
- Frisch, E., Ratka-Kruger, P., Weigl, P., & Woelber, J. (2016). Extraoral cementation technique to minimize cement-associated peri-implant marginal bone loss: can a thin layer of zinc oxide cement provide sufficient retention? *Int J Prosthodont*, 29(4), 360–362.
- Fusayama, T., Ide, K., Kurosu, A., & Hosoda, H. (1963). Cement thickness between cast restorations and preparation walls. *The Journal of prosthetic dentistry*, 13(2), 354–364.
- Game, R., & Darveniza, M. (1988). Zinc phosphate cement and retention. *Australian dental journal*, 33(2), 154.
- Garg, P., Pujari, M., Prithviraj, D., & Khare, S. (2014). Retentiveness of various luting agents used with implant-supported prosthesis: an in vitro study. *Journal of Oral Implantology*, 40(6), 649–654.
- Gilboe, D. B., & Teteruck, W. R. (1974). Fundamentals of extracoronary tooth preparation. Part I. Retention and resistance form. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 32(6), 651–656.
- Goulart, M., Veleda, B. B., Damin, D., Ambrosano, G. M. B., de Souza, F. H. C., & Erhardt, M. C. G. (2018). Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: effects on bond strength and resin-dentin interfaces. *International Journal of Esthetic Dentistry*, 13(1).
- Gultekin, P., Gultekin, B. A., Aydin, M., & Yalcin, S. (2013). Cement selection for implant-supported crowns fabricated with different luting space settings. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 22(2), 112–119.

- Gürdal, I., Atay, A., Eichberger, M., Cal, E., Üsümez, A., & Stawarczyk, B. (2018). Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(4), 546–552.
- Hebel, K. S., & Gajjar, R. C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(1), 28–35.
- Heboyan, A., Vardanyan, A., Karobari, M. I., Marya, A., Avagyan, T., Tebyaniyan, H., . . . Avetisyan, A. (2023). Dental luting cements: an updated comprehensive review. *Molecules*, 28(4), 1619.
- Hill, E., & Lott, J. (2011). A clinically focused discussion of luting materials. *Australian dental journal*, 56, 67–76.
- Inukai, T., Abe, T., Ito, Y., Pilecki, P., Wilson, R., Watson, T., & Foxton, R. (2012). Adhesion of indirect MOD resin composite inlays luted with self-adhesive and self-etching resin cements. *Operative dentistry*, 37(5), 474–484.
- Jagathpal, A. J., Vally, Z. I., Sykes, L. M., & du Toit, J. (2021). Comparison of excess cement around implant crown margins by using 3 extraoral cementation techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 126(1), 95–101.
- Jorgensen, K. (1956). The relationship between retention and convergence angle in cemented crowns. *Dent Abst*, 1, 83.
- Jugdev, J., Borzabadi-Farahani, A., & Lynch, E. (2014). The effect of air abrasion of metal implant abutments on the tensile bond strength of three luting agents used to cement implant superstructures: an in vitro study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 29(4), 784–790.
- Kanie, T., Kadokawa, A., Nagata, M., & Arikawa, H. (2013). A comparison of stress relaxation in temporary and permanent luting cements. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(1), 46–50.
- Kapoor, R., Singh, K., Kaur, S., & Arora, A. (2016). Retention of implant supported metal crowns cemented with different luting agents: a comparative invitro study. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 10(4), ZC61.
- Kaufman, E. G., Coelho, D. H., & Colin, L. (1961). Factors influencing the retention of cemented gold castings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 11(3), 487–502.
- Kent, D. K., Koka, S., & Froeschle, M. L. (1997). Retention of cemented implant-supported restorations. *Journal of prosthodontics*, 6(3), 193–196.
- Kilic, A., & Yaluğ, S. (2022). Silikon Replika Dayanak ile Ekstraoral Simantasyon Tekniği: Olgu Sunumu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(2), 161–165.
- Kim, Y., Yamashita, J., Shotwell, J. L., Chong, K.-H., & Wang, H.-L. (2006). The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(6), 450–455.

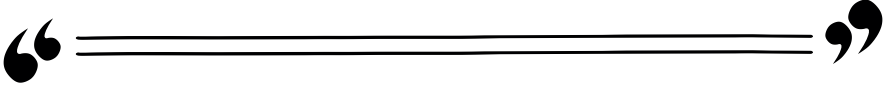
- Korsch, M., Obst, U., & Walther, W. (2014). Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clinical oral implants research*, 25(7), 797–802.
- Korsch, M., Robra, B.-P., & Walther, W. (2015). Cement-associated signs of inflammation: retrospective analysis of the effect of excess cement on peri-implant tissue. *International Journal of Prosthodontics*, 28(1).
- Lee, C.-T., Huang, Y.-W., Zhu, L., & Weltman, R. (2017). Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*, 62, 1–12.
- Linkevicius, T., Vindasiute, E., Puisys, A., Linkeviciene, L., Maslova, N., & Puriene, A. (2013). The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clinical oral implants research*, 24(1), 71–76.
- Matsuda, S., Movila, A., Suzuki, M., Kajiya, M., Wisitrasameewong, W., Kayal, R., . . . Mira, A. (2016). A novel method of sampling gingival crevicular fluid from a mouse model of periodontitis. *Journal of immunological methods*, 438, 21–25.
- Mehta, S., Kesari, A., Tomar, M., Sharma, U., Sagar, P., Nakum, P., & Rao, K. (2023). An evaluation of the effectiveness of various luting cements on the retention of implant-supported metal crowns. *Cureus*, 15(7), e41691.
- Mesu, F. (1982). Degradation of luting cements measured in vitro. *Journal of dental research*, 61(5), 665–672.
- Michalakakis, K. X., Hirayama, H., & Garefis, P. D. (2003). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(5).
- Nematollahi, F., Beyabanaki, E., & Alikhasi, M. (2016). Cement selection for cement-retained implant-supported prostheses: A literature review. *Journal of prosthodontics*, 25(7), 599–606.
- Oilo, G. (1991). Luting cements: a review and comparison. *International dental journal*, 41(2), 81–88.
- Pan, Y.-H., Ramp, L. C., Lin, C.-K., & Liu, P.-R. (2006). Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(4).
- Quirynen, M., Bollen, C. M., & Van Steenberghe, D. (1994). Comparison of surface characteristics of six commercially pure titanium abutments. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 9, 71–71.
- Ramer, N., Chandur Wadhwani BDS, M., Kim, A., & Hershman, D. (2014). Histologic findings within peri-implant soft tissue in failed implants secondary to excess cement: report of two cases and review of literature. *New York State Dental Journal*, 80(2), 43.

- Renvert, S., & Polyzois, I. (2015). Risk indicators for peri-implant mucositis: a systematic literature review. *Journal of clinical periodontology*, 42, S172–S186.
- Rokaya, D., Srimaneepong, V., Wisitrasameewon, W., Humagain, M., & Thunyakitpisal, P. (2020). Peri-implantitis update: risk indicators, diagnosis, and treatment. *European journal of dentistry*, 14(04), 672–682.
- Rosen, P., Clem, D., Cochran, D., Froum, S., McAllister, B., Renvert, S., & Wang, H. L. (2013). Peri-implant mucositis and peri-implantitis: a current understanding of their diagnoses and clinical implications. *Journal of periodontology*, 84(4), 436–443.
- Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hämmerle, C. H., & Schneider, D. (2012). Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical oral implants research*, 23, 163–201.
- Sarfaraz, H., Hassan, A., Shenoy, K. K., & Shetty, M. (2019). An in vitro study to compare the influence of newer luting cements on retention of cement-retained implant-supported prosthesis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 19(2), 166–172.
- Sasada, Y., & Cochran, D. L. (2017). Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(6).
- Sathyanarayan, S., Balavadeivel, T., Guru, R. C., Sande, A. R., Rajendran, V., & Sengottaiyan, A. K. (2021). Retention of various luting agents used with implant-supported crowns. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 13(Suppl 2), S1206–S1209.
- Schneider, R. L. (1987). Evaluation of the retention of castings to endosseous dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 58(1), 73–78.
- Schwarz, S., Schröder, C., Corcodel, N., Hassel, A. J., & Rammelsberg, P. (2012). Retrospective comparison of semipermanent and permanent cementation of implant-supported single crowns and FDPs with regard to the incidence of survival and complications. *Clinical implant dentistry and related research*, 14, e151–e158.
- Shadid, R., & Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *Journal of Oral Implantology*, 38(3), 298–307.
- Sita Ramaraju, D., Alla, R. K., Alluri, V. R., & Raju, M. (2014). A review of conventional and contemporary luting agents used in dentistry. *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28–35.
- Smith, D. C. (1982). Composition and characteristics of dental cements. *Biocompatibility of dental materials*, 2, 143–200.
- Staubli, N., Walter, C., Schmidt, J. C., Weiger, R., & Zitzmann, N. U. (2017). Excess cement and the risk of peri-implant disease—a systematic review. *Clinical oral implants research*, 28(10), 1278–1290.

- Tanweer, N., Qazi, F.-U.-R., Das, G., Bilgrami, A., Basha, S., Ahmed, N., . . . Assiry, A. A. (2022). Effect of erosive agents on surface characteristics of nano-fluorapatite ceramic: An in-vitro study. *Molecules*, 27(15), 4691.
- Thomas, M., Karkera, R., Raj, A. N., Isaac, L., & Reddy, R. N. (2017). Comparison of the solubility of conventional luting cements with that of the polyacid modified composite luting cement and resin-modified glass ionomer cement. *The journal of contemporary dental practice*, 17(12), 1016–1021.
- Vindasiute, E., Puisys, A., Maslova, N., Linkeviciene, L., Peciuliene, V., & Linkevicius, T. (2015). Clinical factors influencing removal of the cement excess in implant-supported restorations. *Clinical implant dentistry and related research*, 17(4), 771–778.
- Wadhvani, C., & Chung, K.-H. (2015). Bond strength and interactions of machined titanium-based alloy with dental cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(5), 660–665.
- Wadhvani, C., Hess, T., Piñeyro, A., & Opler, R. (2012). Cement application techniques in luting implant-supported crowns: a quantitative and qualitative survey. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(4).
- Wadhvani, C. P. (2016). *Cementation in dental implantology*: Springer.
- Wiedenmann, F., Becker, F., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2021). Measuring the polymerization stress of self-adhesive resin composite cements by crack propagation. *Clinical oral investigations*, 25(3), 1011–1018.
- Wilson Jr, T. G. (2009). The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*, 80(9), 1388–1392.
- Wiskott, H. A., Nicholls, J. I., & Belser, U. C. (1996). The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *International Journal of Prosthodontics*, 9(2).
- Wittneben, J.-G., Millen, C., & Brägger, U. (2014). Clinical Performance of Screw- Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions-A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29.
- Wittneben, J. G., Joda, T., Weber, H. P., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141–151.
- Yi, Y., Koo, K. T., Schwarz, F., Ben Amara, H., & Heo, S. J. (2020). Association of prosthetic features and peri-implantitis: A cross-sectional study. *Journal of clinical periodontology*, 47(3), 392–403.
- Zeller, D. K., Fischer, J., & Rohr, N. (2021). Viscous behavior of resin composite cements. *Dental Materials Journal*, 40(1), 253–259.



DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYUM UYGULAMLARI



Şirin ZEYREK¹

İdris KAVUT²

1 Araştırma Görevlisi, Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. ORCID: 0009-0004-8176-667X

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

DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYUM UYGULAMALARI

Zirkonyum Oksitin Tarihçesi

Zirkon değerli taş olarak bilinir, Arapçada altın rengi manasına gelen ‘zargon’ kelimesinden köken almaktadır. Sembölü Zr’dır. Periyodik cetvelde 5. periyot 4B grubunda yer alır, oda şartlarında grimsi bir renge sahip katı bir elementtir. Atom numarası 40, atomik ağırlığı 91.22 g/mol, değerleri ise +2, +3 veya +4’tür(A. Ozdogan ve H. Ozdemir; 2020). Materyal yoğunluğu 6.49 g/cm³, erime ısısı1852 °C ve kaynama ısısı 4377 °C’dir(C. Piconi ve G. Maccauro 1999). Antik çağlarda kullanıma başlayan zirkonya değerli taşlar sınıfına girmektedir. Kristal formda bulunur(C. Piconi ve G. Maccauro 1999). Zirkonyum metal özelliği gösteren ve saf halde doğada bulunamayan bir elementtir(M. Hisbergues ve ark. 2009). Hava ile temas ettiği zaman reaksiyon vererek oksit tabakası oluşturur. Zirkonyumun en çok bilinen mineral formları zirkonyum oksit (ZrO₂, zirkonyum dioksit) ve zirkonyum silikat (ZrSiO₄-zirkon)’dır.(Çelik, M., Bural, C., & Bayrakdar, G. (2014) Alman kimyager Martin Heinrich Klaprothın 1789 yılında keşfettiği zirkonyum elementi 1914 yılında kullanılmaya başlanmış, uzunca bir dönem seramik pigment maddesi olarak kullanım alanı bulmuştur. Dental açıdan kullanıma elverişli olmayan bu mineraller belli işlemler sonrasında saf zirkonya tozuna çevrilmiştir(Şen ve ark., 2017). Zirkonya polikristalinin pek çok çeşidi vardır ancak %3 mol ittria içeren yttrium ile stabilize zirkonya (Y-TZP) dental kullanım için daha uygundur(Deniz, D., & Aktaş, G. (2023). Seramikler içerisinde en sert ve dayanıklı olanıdır. Gren boyutlarının küçük olması, mekanik direncinin yüksek olması ve sertlik gibi özellikleri sayesinde 1990 yıllarının başında diş hekimliğinde post-core sistemlerinde, ortodontik breketlerde, implant dayanaklarında ve implantlarda kullanılmaya başlanmıştır (B.W. Marchack ve ark. 2011). Zirkonya kron ve köprülerin kullanımı ise 2004 yılından itibaren başlanmıştır.

Zirkonya restorasyonlar iki ana gruba ayrılabilir; alt yapının zirkon olup üzerine porselen tabakalandığı restorasyonlar ve tüm restorasyonun monolitik formdaki zirkonyadan oluştuğu tek katmanlı formlar (Güçlü, Z. B., ve ark.,2020).

Gracis S. ve arkadaşları literatürdeki en güncel sınıflama niteliğinde olan yeni bir sınıflandırma sistemi oluşturmuşlardır. Bu sistem tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin içeriklerindeki belirli özelliklerin varlığına dayanmaktadır. Bu sınıflandırmaya göre zirkonyum oksit polikristalin seramik grubunda yer almaktadır(Gracis ve ark., 2015).

Zirkonyum Oksitin Biyouyumluluğu

Zirkonyum oksitin biyo-uyumluluğu hakkında yapılan in-vitro ve in-vivo çalışmalarda çoğunlukla hücre veya canlı dokuya bağlı lokal veya sistemik yan etkileri gözlenmemiştir (Karakoca, D. S., & Yılmaz, H. (2006).

Yapılan çalışmaların bazılarında ise olumsuz sonuçlar ile karşılaşmıştır. Bunlardan birinde zirkonyum oksitin bozunması sonucunda itriyum iyonları açığa çıkmış bir başka çalışmada ise az miktarda zirkonyum hidroksit açığa çıkmış ve sitotoksik reaksiyonlar tespit edilmiştir.

Yapılarındaki radyoaktif çekirdekten dolayı zirkonya mineralleri diş hekimliğinde direkt olarak kullanılmamaktadır. Çeşitli işlemlere tabi tutularak zirkonyum oksit saflaştırılır ve diş hekimliğinde kullanılabilir forma getirilir.

Zirkonyum Oksitin Faz Dönüşümü ve Dönüşüm Sertleşme Mekanizması

Zirkonya polimorfik bir yapıya sahiptir. Sahip olduğu bu faz tipleri monoklinik faz, tetragonal faz ve kübik fazdır (Kırmalı, Ö., ve Özdemir, A. K. (2012).

- Monoklinik Faz(m): Oda sıcaklığı (20-25 °C arası sıcaklık) ile 1170 °C arasında stabildir. Düşük mekanik özelliklere sahiptir
- Tetragonal Faz(t): 1170 °C ve 2370 °C arasında stabildir. Bu fazda mekanik özellikler gelişmiştir
- Kübik Faz(k): Sıcaklığın 2370 °C üzerine çıktığı anda kübik faza dönüşüm gerçekleşir ve 2680 °C (erime sıcaklığı) ye kadar bu fazda stabil kalır (Erzincanlı, A. ve ark.2020).

Zirkonyum oksit sinterleme sıcaklığında tetragonal faz formunda, oda sıcaklığında ise monoklinik faz formundadır. Fırınlamadan sonra gerçekleşen soğuma esnasında zirkonya tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme uğrar (Özyer, E. K., ve ark., 2019). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü esnasında zirkonyum oksitte %3 ile %5 oranında hacim artışı gerçekleşir. Hacimde gerçekleşen artışı belli oranlarda meydana geldiğinde materyale dirnç kazandırmaktadır (Çelik, M., Bural, C., ve Bayrakdar, G. 2014). Kontrolsüz hacim artışı ise yüksek iç strese, çatlaklara ve kırıklara neden olur. Zirkonyumda hacim artışı kontrolü yapabilmek için stabilize edici oksitler kullanılır. Böylelikle zirkonyum oksit oda sıcaklığında tetragonal formda yarı stabil fazda tutulur (Çınar, S. 2019).

Dönüşüm Doygunluğu

Çatlağın ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerji, doyumluk olarak ifade edilir. Dönüşüm doyumluğu ise; malzemenin çatlak mevcudiyetinde, gelen yüklere karşı dayanabilme kapasitesi olarak tanımlanmıştır. Meta stabil tetragonal faz, saf zirkonyuma Y_2O_3 , CaO , CeO_2 veya MgO gibi oksitlerin eklenmesi ile stabilize edilir(Yıldırak, M. Ve ark., 2019). Genellikle, dış hekimliği alanında kullanılabilmesi için Y-TZP, %3 mol Y_2O_3 içerikli formu kullanılır(Karaalioglu, A. F., ve Duymuş, Z. Y. 2008). Dış faktörler sonucunda zirkonyumun yüzeyinde gerilim stresleri meydana gelebilir. Gerilim streslerinin oluşmasıyla tetragonal partiküllerin matriks basıncı azalır ve tetragonal faz formunda monoklinik faz formuna doğru bir geçiş başlar(Bultan, Ö., ve ark., 2010). Bu faz değişimi esnasında açığa çıkan hacimsel artış, dış yüzeydeki gerilim streslerine karşı baskı streslerine sebep olarak çatlakların ilerleyişini etkili bir şekilde durdurur ve böylelikle yüksek sertlik elde edilir. Dönüşüm doyumluğu olarak adlandırılan bu mekanizma, zirkonyum oksit materyalinin çok yüksek dayanım göstermesinin temel nedeni olarak kabul edilmektedir.

Zirkonyum moleküllerinin tetragonal fazdan monoklinik faza geçişi, mekanik gücünde artışı sağlar. Kumlama, aşındırma gibi işlemler yüksek bölgesel stresler oluşturacağından, kristallerin monoklinik faza dönüşmesini tetikleyebilir(Çelik, M., Bural, C., ve Bayrakdar, G. 2014).

Dışarıdan maruz kalınan streslerin materyalin dayanımını etkileyebilmesi dönüşüm doyumluğunda oluşan stresi aşması ile ilişkilidir. Ancak, ağız ortamının asiditesi, stres, sıcaklık değişimleri, nem ve tükürük gibi faktörlerin birleşiminin dönüşüm oranını ne yönde etkilediği henüz anlaşılamamıştır.

Dönüşüm doyumluğunun zirkonyumun mekanik özelliklerini güçlendirmesi iki temel mekanizma ile ilişkilendirilir:

1. Oda koşullarında tetragonal fazda yarı stabil halde olan zirkonyum iç yapısında monoklinik faza doğru geçmek için bir miktar enerji barındırır. Baskı kuvvetlerine karşı ise kübik matriks içindeki düzenli yayılan tetragonal faz hacimce büyük olan monoklinik faz formuna geçiş yapar. Tetragonal faz formundan monoklinik faz formuna geçişi (t-m), çatlağın büyümesini engelleyici baskı stresleri oluşturur böylece dış streslerin etkisizleştirilmesini sağlar(Turp, V., ve Gültekin, P. 2017). Yapılan bir çalışmada, zirkonyum oksit materyalinden hazırlanan örneklerin 900-1200 MPa aralığında bükülme dayanımı ve 9-10 MPa/m²'lik kırılma tokluğu sahip olduğu belirtilmiştir(C. Piconi ve G. Maccauro; 1999).

2. Zirkonyum oksitin tetragonal fazı ve kübik fazının termal genleşme katsayısı değeri farklıdır. Tetragonal faz 6.5-6 °C termal genleşme katsayısına sahipken, kübik fazın termal genleşme katsayı değeri 10.5-6 °C'dir(Yıldırak,

M.,ve ark., 2019). Bu farklılıktan kaynaklanan mikro çatlaklar, yapıda internal bir basınç oluşturur. Oluşan bu basınç, daha büyük çatlakların ilerlemesine engel olmaktadır(C. Piconi ve G. Maccauro; 1999).

Zirkonyum Oksitin Düşük Isı Bozunması ve Yaşlanması

Zirkonya kristallerinin özellikle suyun varlığında düşük ısılarda (150-400 °C) kendiliğinden tetragonal faz formundan monoklinik faz formuna geçmesine sebep olarak materyalin fiziksel özelliklerinde zayıflamaya yol açmasına düşük ısı bozunumu denir. Bu bozunma materyalin önce dış yüzeyinde başlamakta ve sonra iç tabakalara ilerlemektedir. Bu faz dönüşümleri ile hacimsel artış meydana gelmekte ve mikro çatlaklara sebep olmaktadır(Özyer, E. Ve ark., 2019).

Yaşlanma davranışının bağlı olduğu etmenler ; yapı içerisindeki stress miktarı, gren boyutu, itriyum dağılımı ve konsantrasyonudur. Yaşlanma esnasında oluşan yüzey bozunması; mikro çatlaklara, partikül ve döküntülere, yüzey pürüzlülüğüne ve debris oluşumuna neden olur. Bu durumlar da erken dönemde başarısızlığa yol açabilmektedir.

Zirkonyum Oksitin Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

Stabilize edici oksit miktarı: Y_2O_3 , MgO , CaO veya CeO_2 benzeri stabilize edici oksitlerin oranlarının artışı ya da gren büyüklüğündeki artış faz değişimini arttırıcı yönde etki eder. Tetragonal faz oranının azalması yapının stabilitesini bozar. İdeal mekanik özelliklerin elde edilmesi için yapının içerisindeki Y_2O_3 oranı %2 olmalıdır. Y_2O_3 oranının artması gren boyutunu arttırır ve sinterleme ısını düşürür, bu da yapı içerisinde porozite miktarını arttırarak kırılma dayanıklılığının azalmasına sebep olur.

Zirkonyum partiküllerin boyut ve şekli: 0.3 μm partikül boyutunun kırılma dayanımı için ideal olduğu bildirilmiştir. Stabilizatör miktarının artması partikül boyutlarında artışa bu durum da zirkonyum oksitin mekanik özelliklerin bozulmasına neden olur bunun sebebi spontane t-m faz değişimleridir.

Zirkonyum oksitin mekanik özelliklerinin iyi olması için, tanecik yapısında gözenek bulunmaması, yapının ince grenli ve homojen olması gerekmektedir. Gözenek miktarındaki artış ise, materyal içerisindeki çatlakların ilerlemesine yol açarak mekanik direncinin düşmesine neden olur(P Jukka Matinlinna ve ark., 2004).

Sıcaklık: Sıcaklık artışı tetragonal fazdan monoklinik faza spontan geçişleri arttırarak Y-TZP nin yarı stabil formunu kaybetmesine neden olur ve meydana gelen bu değişim zirkonyum oksitin mekanik özelliklerini olumsuz

yönde etkiler. Bahsedilen bu faz değişikliğinin oluşabilmesi için 200-300 °C'lik belirli bir sıcaklık aralığı gerekmektedir(Çelik, M.ve ark., 2014).

Nem: Yapılan çalışmalarda tek başına nem faktörünün mekanik özelliklere etki etmediği ancak yüksek sıcaklık ile birlikte faz değişimini arttırdığı tespit edilmiştir.

Yüzeydeki ZrO₂'in su absorbe etmesi yüzeyde enerji birikmesine bu da spontane t-m faz değişimlerinin gerçekleşmesine neden olmaktadır.

Zaman: Geleneksel porselenlerde görülen yorgunluk Y-TZP'nin yapısal farklılığından dolayı oluşmamaktadır. Ancak zaman ile yapıda görülen t-m faz değişimleri mekanik özelliklerde düşüşe ve yaşlanmaya neden olmaktadır.

Zirkonyum Oksitin Sınıflandırılması

Zirkonyum Oksitin Mikroyapılarına göre Sınıflandırılması

1. Stabil Olmayan Zirkonya

Yüksek direnç, boyutsal ve kimyasal stabilize olan Y-TZP, polimorfik fazda olan bir materyaldir. Üç ayrı kristalin formda bulunabilir. Oda sıcaklığı-1170 °C aralığında monoklinik fazda, 1170 °C – 2370 °C aralığında tetragonal fazda ve 2370 °C'nin üzerinde kübik fazda bulunur.

Y-TZP kısmen stabilize formda bulunduğu için, oda koşullarında tetragonal fazdadır, ancak iç yapısında monoklinik faza geçiş yapması için bir enerji vardır. Tetragonal fazdaki Y-TZP ısı, gerilim stresi veya herhangi bir kuvvete maruz bırakılırsa tetragonal kristaller monoklinik faza dönüşüm yapar ve %3-5 düzeyinde hacimsel artış gerçekleşir(Merve A. ve Serdar Ç. 2015). Oluşan hacim artışı zirkonyada bulunan çatlaklara sıkıştırıcı stresler oluşturur, çatlağın ilerlemesini durdurur. Bu duruma 'Dönüşüm Sertleşmesi' (transformation toughening) denir(Özyer, E. K., ve ark., 2019). Bu özellik Y-TZP ye üstün mekanik özellikler sağlamaktadır. Her ne kadar bu dönüşümün ortaya çıkardığı kompresif stresler dayanıklılığı arttırsa da t→m faz dönüşümü kontrol altında tutulmalıdır. Alınmadığı takdirde oluşan bu hacimsel artış ileri derecede çatlak ve kırıklara neden olabilir. Bu sebepten dolayı zirkonyum oksitin oda sıcaklığında tetragonal faz formunda tutulması gerekmektedir. Zirkonyum oksitin tetragonal faz formunda stabil halde kalabilmesi için Y₂O₃ ilave edilmiş ve oda sıcaklığında sadece tetragonal faz formunda kalması sağlanmıştır(Kırmalı, Ö., ve Özdemir, A. K. (012).

2. Kısmi Stabil Zirkonya (Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonya)

Faz dönüşümleri esnasında oluşan stresler zirkonyumda çatlak oluşumuna sebep olmaktadır. Oda sıcaklığında saf zirkonyumun faz dönüşümünü

azaltmak için stabilizasyonu sağlayıcı oksitler (MgO , CaO , Y_2O_3) ilave edilmiştir. Stabilizatörlerin ilavesi sayesinde tetragonal faza geçiş $1000\text{ }^{\circ}C$ 'nin üzerine çıkarken, oda koşullarında soğutulduğunda saf zirkonyum oksitten farklı olarak tetragonal kristal ve kübik kristallerin karışımı şeklinde olan yarı stabil zirkonyum oksit oluşur(Güven, M. E. 2023). Bu yarı stabil formdaki yapıya 'Parsiyel Stabilize Edilmiş Zirkonya' (PSZ) ismi verilir. PSZ; oda koşullarında yoğun kübik faz içeriğinde az miktarda tetragonal ve monoklinik fazın çökmesi ile oluşan multifaz bir malzemedir(Bultan, Ö., Öngül, D. veTürkoğlu, P. 2010).

3. Tam Stabil Zirkonya

Tam stabilize zirkonyum (TSZ), saf haldeki zirkona %5,86 MgO , %7,9 CaO , %13,75 Y_2O_3 benzeri toprak alkali metal oksitlerin eklenmesi ile oluşturulur. Oda sıcaklığında sadece kübik faz içeren TSZ'dan $2500\text{ }^{\circ}C$ 'ye kadar faz dönüşümü gerçekleşmemektedir(Abi, E., & Betül, C. (2013). TSZ seramiklerin ısı değişim dayanımı, darbe direnci ve dayanıklılığı düşüktür. Sinterleme sıcaklığı, kübik faz miktarından dolayı yüksektir(Ö. Kırmalı ve K. Özdemir, 2008).

Zirkonyum Oksitin Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması

1. Sinterlenmemiş Zirkonyum Oksit

Herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan Y-TZP tozunun basınç işlemi uygulanarak sıkıştırılması ile elde edilen green stage zirkonya bloklardır. Bu sayede frezeleme işlemi daha kolay ve hızlı bir biçimde yapılabilir(Bultan, Ö., Öngül, D., & Türkoğlu, P. (2010). Blok pöröziteli bir yapıda ve düşük stabilededir. Sinterizasyon işlemi ile daha yoğun ve dirençli bir forma dönüştürülür. Green stage bloklardan elde edilen zirkonlar sinterizasyon sonrasında büzüleceği için tasarım %20-25 oranında büyük hazırlanır(I. Denry ve J.R. Kelly, 2008).

2. Yarı Sinterlenmiş Zirkonyum Oksit

Non-HIP veya Pre-Sinterize olarak da bilinen bloklardır. Isıl işlem uygulanmadan preslenebilmesi için Y-TZP içerisine %2 oranında hafniyum oksit (HfO_2) ilave edilmiştir.

Preslenme işleminden sonra sıkıştırılan zirkonya tozuna $1350-1550\text{ }^{\circ}C$ de 2 ila 5 saat arasında ön sinterleme işlemi yapılır. Bu ön ısıl işlem esnasında HfO_2 elimine edilir(Durkan, R., & Deste, G. (2018). Bu uygulama sayesinde bloğun mekanik özellikleri ve sertliği sinterlenmemiş bloklara nazaran artırılmış olur. Yapı tam sinterleme işlemine tabi tutulmadığı için sertliği frezelemeye imkân sağlamaktadır ancak yapı hala poroziteli formdadır.

Sinterleme işlemiyle zirkonyum restorasyonlarda büzülme gerçekleşeceği için tasarım esas boyutlarından %20-25 oranında daha büyük hazırlanmalıdır(I. Denry ve J.R. Kelly, 2008).

3. Tam Sinterlenmiş Zirkonyum Oksit

Bu blok tipinde zirkonya 1500 °C de sinterlenir ve %95 oranında yoğunluğa ulaşır. Sonrasında argon gazı kullanılarak 1000 bar izo-statik basınç altında 1400-1500 °C sıcaklıkta partikül yoğunluğu artırılarak %99 yoğunluğa ulaşılır(Dağhan, G., ve Ertürk, B. K. 2024). Siyah – gri renkte olan blok oksitlenerek atmosfer basınç altında beyazlaşana kadar sinterleme işlemine devam edilir(D.S. Blue ve ark., 2003). Blokların sinterleme işlemi tamamlandığı için restorasyon tasarım aşamasında orijinal boyutlarından büyük hazırlanmasına gerek yoktur çünkü herhangi bir büzülme olayı sonrasında gerçekleşmez(Akarsu, C. ve Ertürk, B.2023). Mekanik özellikleri ve sertliği optimum düzeydedir bu yüzden frezeleme işlemi sinterlenmemiş ve yarı sinterlenmiş zirkonya bloklara göre çok daha uzun sürer. Özel frezeler ile su soğutma altında gerçekleştirilir

Frezeleme işlemi esnasında yüzeyde ısı oluşumu ve oluşan bu ısı sonucu ters faz değişiminin gerçekleştiği bu durumun da mekanik özellikleri düşürdüğü gözlemlenmiştir(A.R. Curtis ve ark., 2006).

Zirkonyum Oksitin Jenerasyonlarına Göre Sınıflandırılması

Geçmişten günümüze kadar zirkonyanın translusentliği arttırmak ve endikasyon aralığını genişletmek için içeriğinde pek çok ilave ve eksiltmeler yapılarak farklı modifikasyonlar denenmiştir. Örneğin moleküler düzeyde yapılan modifikasyonlar ile zirkonyanın ışık geçirgenliği ve dolayısı ile yarı saydamlığı değiştirilmiştir(U. Anselmi ve ark., 2007).

Zirkonyum Oksitin Jenerasyonlarına göre Sınıflandırılması

Birinci Nesil: 3 mol itrium ile stabilize zirkonya Dental pazara sürülen ilk nesil zirkonyalardır. Kırılma mukavemeti 1000 MPa dan fazla olmasına rağmen yüksek opasitesinden dolayı alt yapı olarak kullanılmaktadır(Özmanevra, R., ve Demirkıran, N. D. 2022).

Üstün mekanik özelliklerinden dolayı çok üniteli köprü restorasyonların yapımında ve hibrit implant abutment üretiminde kullanılabilirler; ayrıca minimal restorasyon kalınlığına olanak sağlar(J.F. Güth ve ark., 2019).

Bu nesil zirkonyalardaki yüksek opasite probleminden dolayı materyal monolitik formda çalışmaya elverişli değildir. Bu da malzeme yapısında modifikasyonlar ile translusentliği ve yarı saydamlığı arttırarak daha estetik bir zirkonya materyali elde etme arayışına sebep olmuştur

İkinci Nesil: Azaltılmış alümina içeriğine sahip 3 mol itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (3Y-TZP) %85 tetragonal faz, %15 kübik faz içeriği ile birinci nesil zirkonyaların geliştirilmiş bir versiyonudur (Güven, M. E. 2023). Materyal yapısında bulunan alümina (Al_2O_3) taneciklerinin tanecik sayısı ve boyutu azaltılarak moleküler düzeyde bir modifikasyon yapılmıştır. Bu sayeden ışık geçirgenliği ve yarı saydamlık arttırılmıştır. Dayanıklılığı ve optik özelliklerinin iyileşmesinden dolayı posterior bölgelerde monolitik restorasyon olarak kullanılmasına karşın anterior bölgelerde yeterli estetiği sağlayamadıklarından endike değildir (Durkan, R. ve ark., 2018).

Üçüncü Nesil: 5 mol itrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (5Y-TZP). Bu nesil zirkonyalarda ikinci nesilde yapılan moleküler modifikasyonların aksine içerik modifikasyonları yapılarak yarı saydamlık ve translusentliğin iyileştirilmesi sağlanmıştır (Çakır, G. (2024). İtiryum içeriğinin 5 mol'e yükseltilmesi ile kübik-tetragonal mikroyapıya sahip zirkonya elde edilmiştir. Bu nesilde %50 kübik, %50 tetragonal faz bulunmaktadır (J.F. Güth ve ark., 2019).

Bu materyallerin içeriğindeki azalan gözenekli yapı ve daha düzenli kübik kristaller ışık iletimini geleneksel zirkonyalara kıyasla %43-45 oranında arttırmıştır.

Kübik faz içeriğindeki artış materyalin estetik özelliklerini iyileştirmesine rağmen kırılma tokluğu ve bükülme direnci gibi mekanik özelliklerinde olumsuz etkiye sahiptir (John O Burgess, 2018).

Üçüncü nesil zirkonyalar anterior bölgedeki tek diş restorasyonlar ve premolar bölgesindeki üç üyeli köprü restorasyonları için endikasyona uygundur (J.F. Güth ve ark., 2019).

Dördüncü Nesil: 4 mol itrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (4Y-TZP) 3. nesil zirkonyalara alternatif olarak endikasyon aralığını genişletmek için itrium miktarı 4 mole düşürülmüştür, bu sayede mekanik özellikleri optimize edilmeye çalışılmış ancak optik özelliklerinde bir miktar düşüş görülmüştür. Kısa mesafeli çok üniteli restorasyonların üretiminde kullanımı endikedir (J.F. Güth ve ark., 2019).

Monolitik Zirkonya Restorasyonlar

Monolitik Zirkonya Materyallerin Genel Özellikleri

Monolitik kelimesi Yunanca kökenli iki kelimenin birleşmesi ile ortaya çıkmıştır. 'Mono' tek ve 'lithos' taş manasına gelen sözcüklerdir (S. Reich ve ark., 2005). Monolitik zirkonyalar, itrium ile kısmi şekilde stabilize edilmişlerdir. Yüksek ısıya (2600 °C'ye kadar) ve yüksek bükülme direncine (1570 MPa) karşı

dayanaklıdır. Yüksek ısıya karşı dirençli olmasından dolayı, boyutsal stabilitesi çok iyidir. Atomların birbirlerinin içine geçmesi için herhangi bir bağlayıcıya gerek yoktur, bu sayede translusent ve solid bir formdadır.

Altyapının zirkon olduğu restorasyonlarda veneer porselenlerinde ayrılmalar ve koheziv kırılmalar meydana gelebilmektedir. Özellikle çiğneme basıncının dengesiz olduğu ve okluzal mesafenin yetersiz olduğu yerlerde restorasyonun ömrü kısalmaktadır(Özyer, E. K., ve ark., 2019). Bu olumsuzlukların önüne geçebilmek için veneer porselenlerine ihtiyaç duyulmayan CAD/CAM ile tek bir materyalden üretilen monolitik zirkonyumlar geliştirilmiştir(P. Triwatana ve ark., 2012). Bu sayede zirkon altyapılarda görülen 'chipping' olarak adlandırılan porselen kırıkları monolitik zirkonyalarda görülmez(B.W. Marchack ve ark. 2011; E.R. Batson ve ark., 2014). Yüksek translusent özelliklerinden dolayı monolitik zirkonyalar doğal diş yapısına çok benzerler. Estetiği sağlamak için ekstra bir veneer porselen tabakasına ihtiyaç yoktur. Sadece boyama teknikleri kullanılarak diş rengi ile uyumlu bir hale getirilebilirler(Görgülü, G. M., ve Egilmez, F. 2024). Renklendirme işlemi için farklı iki prosedür vardır. Bunlardan ilki presinterize zirkonya blokların renkli solüsyonlara daldırılma tekniği ile boyanması yöntemidir. Boyama tekniğinde kullanılan solüsyonlar iyon içerikleri sayesinde bu işlemi yaparlar. Bu iyonlar; Bi, Fe, Al, Co,Ca,Cr ve Mg dir. Pre-sinterize blokların iyonlu solüsyonlara daldırılıp boyanmasından sonra sinterleme işlemi yapılarak rengin sabitlenmesi sağlanır. İkinci yöntem ise restorasyonların sinterleme aşamasından sonra fırça yardımı ile renklendirilmesidir(G.W. Jang ve ark., 2011) .

Veneer seramiklerin yüzey yapısından dolayı antagonist dişlerde aşınmaya sebep olurken monolitik zirkonya restorasyonlar gözeneksiz mikro yapıları sayesinde antagonist dişlerde aşınmaya neden olmazlar. Monolitik zirkonyanın aşınma direnci doğal dişlerin aşınma direncine benzerlik gösterir. Doğal dişlerin mine yüzeylerindeki aşınma miktarı yıllık ortalama 30-40 μm ' dur. Yapılan çalışmalara bakıldığında mine yüzeylerinde farklı restoratif materyallerinin aşındırıcılık etkileri değerlendirilmiş ve minede en azı aşındırıcı etkisi olan materyal monolitik zirkonya olarak bulunmuştur, en fazla aşındırıcı özelliğe sahip materyal ise cam seramiklerin olduğu görülmüştür(B. Stawarczyk ve ark., 2013; T. Stober ve ark., 2014).

Monolitik zirkonya restorasyonların kırılma direnci çok yüksek olduğu için okluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilirler. Yapılan bir çalışmada 1 mm kalınlığındaki monolitik zirkonyanın kırılma direnci ortalama 3.000- 5.000 N civarında olduğu ve kırılma dayanımının metal seramiklere eşit olduğu bildirmiştir(T. Sun ve ark., 2014).

Monolitik Zirkonyanın Avantajları

Monolitik zirkonya restorasyonlar geliştirilen özellikleri sayesinde çok sayıda avantaja sahiptir(K. Nakamura ve ark., 2015; K. Mundhe ve ark., 2015).

- Biyouyumlu bir restoratif materyaldir.
- Yüksek ısılara dayanıklı bir yapıya sahiptir.
- Arttırılan translusentliği sayesinde estetik bir materyaldir.
- Veneering işlemine gerek duyulmadığı için zirkonya-seramik koheziv bağlantı problemi (chipping) gözlenmez.
- Kırılma dayanımı yüksek olduğu için inter-okluzal mesafenin kısıtlı olduğu bölgelerde uygulanabilir.
- Minimum diş preperasyonu ile diş yapısı korunur.
- Yüksek kırılma ve bükülme direncine sahip bir materyaldir.
- Antagonist dişlerde doğal dişlere benzer şekilde aşındırma özelliği gösterir.
- CAD/CAM sistemleri sayesinde üretildiği için maksimum okluzal ilişki sağlanabilir.
- Gren boyutunun düşürülmesi sayesinde materyalin düşük ısı bozunmasına karşı direnci artmakta ve ağız içi parlatama işlemleri daha kolay şekilde yapılmaktadır.
- Laboratuvar aşamalarının daha kısa vakit almakta ve diş daha iyi bir adaptasyon göstermektedir.
- Estetik olarak beklentinin yüksek olduğu anterior alanlarda cut-back tekniği ile veneer seramiği uygulanabilir.

Monolitik Zirkonyanın Dezavantajları

Monolitik zirkonyanın dezavantajları şu şekilde sıralanabilir(K.J. Anusavice ve ark., 2021);

- Kırılma direnci, çiğneme kuvvetlerinin şiddeti nedeniyle azalabilir.
- Zirkonya restorasyonunun onarımının mümkün olmaması.
- Düşük ısı bozunmasına bağlı olarak gerçekleşen faz değişimi ile monoklinik faz değişiminin olması ve kırılma direncinin düşmesi.
- Veneer seramiklerine kıyasla iki kat daha sert olması.

- Lityum disilikat restorasyonlar ile karşılaştırıldığında ışık geçirgenliğinin düşük olması.

- Geleneksel restorasyonlara göre maliyetinin daha yüksek olması.

- Bitim işleminden sonra ağız içi yüzey işlemleri minimumda tutulmalı, frezeleme sonucu faz değişimi ve yüzeyde oluşan mikro çatlaklar hazırlanan restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyebilmektedir.

Monolitik Zirkonya Restorasyonların Endikasyonları

Zirkonyanın alt yapı şeklinde kullanıldığı restorasyonların hepsinde monolitik

zirkonya restorasyonlarda endikedir. Bunun yanısıra;

- Uzun gövdeli protetik restorasyonlar
- Tüm ark sabit restoratif tedaviler
- İnter-okluzal mesafenin kısıtlı olduğu durumlar
- Endokron, onlay ve inlay restorasyonlar
- İmplant üstü kronlarda endikasyonları vardır(M. Moscovitch, 2015)

Çok Katmanlı (Multilayer) Monolitik Zirkonya

İtriya oranını arttırarak zirkonyanın estetik özellikleri arttırılmış ancak mekanik özelliklerinde düşüş yaşanmıştır. Bu mekanik özelliklerdeki düşüşü minimuma indirmek için çok katmanlı (multilayer) veya renk geçişli zirkonya olarakta bilinen monolitik zirkonya bloklar üretilmiştir. Bu bloklarda; restorasyonun insizal bölgesine denk gelen yerlerde itriyum oranı daha yüksek oranlardadır böylelikle restorasyonun bu bölgesinde translusentlik arttırılmıştır(Doğru, G., Demiralp, E., & Yılmaz, H. 2021). Mekanik özelliklerin daha ön planda ve translusentliğin daha düşük olduğu servikal bölgelerde ise itriyum oranı düşürülerek restorasyonun daha dayanıklı hale getirilmesi amaçlanmıştır. Sonuç olarak bu bloklarda farklı itriya oranlarına ve kimyasal içeriğe sahip katmanlar mevcuttur(Y. Zhan, 2014).

Çok katmanlı zirkonya bloklar iki farklı teknik ile üretilmektedir. Bu tekniklerden ilki; blok içerisinde hedeflenen alanlara parlaklığı ve doygunluğu farklılık gösteren renklendirme solüsyonlarının uygulandığı infiltrasyon metodudur. Materyal içerisindeki itriya içeriği her yerde aynıdır. Bu yöntem ile sadece kroma değeri değişir. İkinci teknikte ise; zirkonyanın partikül boyutları ve itriya oranlarının değişmesi ile bloğun farklı tabakalarında translusentlik dereceleri değişir(N. K. Yu ve ark. 2019).

Sinterleme

Poroziteli bir yapının ısı işlem uygulanarak, materyalin içerisindeki gözeneklerin azaltılması ve partiküllerin birbirleri ile daha güçlü bir bağ oluşturulması işlemine sinterleme denir. Zirkonyanın yeterli fiziksel özellikler kazanması için gerekli olan en önemli aşama sinterleme aşamasıdır (Parlak, N., ve Meral, Z. K. 2018). Her zirkonya bloğun üretici firma tarafından farklı sinterleme süreleri ve ısıları vardır. Çoğu monolitik zirkonya 1400-1550°C arasında sinterlenmektedir, çünkü 1600°C - 1700°C sıcaklıklarda veya daha uzun süreli sinterlemelerden sonra tanecik sınırlarında çatlak oluşumuna bu da ışık saçılımının artmasına neden olmaktadır (N. Sen ve ark.; 2018). Yapılan çalışmalarda sinterleme sıcaklığının 1400 °C'den düşük olduğu durumlarda materyalin optik ve mekanik özelliklerinde istenilen seviyeye ulaşamadığı belirtilmiştir (B. Stawarczyk ve ark. 2013). Jiang ve arkadaşlarının yapmış oldukları bir çalışmada, 1400 °C de sinterizasyonu yapılan zirkonyanın sinterleme sıcaklığının 1500 °C' ye arttırılması ile daha kompakt, daha az gözenekli ve daha yoğun bir forma dönüştüğü ve 1600 °C üzeri sıcaklıklarda ise çatlakların oluştuğu bildirilmiştir (L. Jiang ve ark. 2011).

Sinterleme sıcaklığının arttırılması ile monolitik zirkonyalarda translusentliği ve renk özellikleri iyileştirilebilmektedir. Sinterleme süresindeki kısalma ise daha küçük tane boyutu oluşumuna bu da daha yüksek ışık geçirgenliğine olanak sağlamaktadır (Doğay, D., ve Saraç, D. (2022)

KAYNAKLAR

- Alghazzawi, T. F. (2020). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(2), 128-140.
- Akarsu, Cansu , & Kanat Ertürk, Burcu (2023). Farklı Sinterizasyon Yöntemlerinin ve Blok Renginin Monolitik Zirkonya ile Adeziv Resin Siman Arasındaki Bağ Dayanımına Etkisi. *Selcuk Dental Journal*, 10(3).
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, R. R. (2021). *Phillips' science of dental materials* (13th ed.). Elsevier Health Sciences.
- Baykal Yılmaz,N.Yanıkoğlu(2008), Beş Farklı Yöntemle Hazırlanan Zirkonyum Altyapılı Kuronların Marjinal Uyum Ve Kırılma Dirençlerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
- Boff, L. L., De Araújo, C. P., Cardoso, A. C., & Volpato, C. A. M. (2020). Biocompatibility Of Zirconia: A Systematic Review. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 124(1), 22-29.
- Bultan, Ö., Öngül, D., & Türkoğlu, P. (2010). Zirkonyanın Mikroyapılarına Ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması. *Journal Of Istanbul University Faculty Of Dentistry*, 44(3), 197-204.
- Burgess, J. O. (2018). Zirconia: The most used ceramic in dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 39(4).
- Canan Bural, Melahat Çelik, Gülsen Bayraktar (2013) Diş hekimliğinde zirkonya uygulamaları.Atatürk üniversitesi Diş Hek Fak. Derg.
- Deste Gökay, G., & Durkan, R. (2019). Monoblok Zirkonya Seramik Sistemi İle Estetik Anterior Kronlar: Klinik Vaka Raporu.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State Of The Art Of Zirconia For Dental Applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.
- Dağhan, G., & Ertürk, B. K. (2024). Farklı Sinterizasyon Yöntemlerinin Ve Kalınlığın Monolitik Zirkonyanın Renk Stabilitesine Etkisi. *Journal Of Ege University School Of Dentistry/Ege Üniversitesi Dis Hekimligi Fakültesi Dergisi*, 45(3).
- Doğay, D., & Saraç, D. (2022). Değişken Sinterleme Protokollerinin Zirkonyanın Optik ve Mekanik Özellikleri Üzerindeki Etkisi. *Türk Diş Hekimliği Araştırma Dergisi*, 1(3), 113-123.
- Durkan, R., Deste, G., & Şimşek, H. Monoblok Zirkonya Seramik Sistemi İle Estetik Anterior Kronlar: Klinik Vaka Raporu. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2017(2017).
- Durkan, R., Deste, G., & Şimşek, H. (2018). Monolitik Zirkonya Seramik Sistemlerinin Üretim Tipleri İle Aşınma, Optik Ve Estetik Özellikleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 28(2), 263-270.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3).

- Güth, J. F., Stawarczyk, B., Edelhoff, D., & Liebermann, A. (2019). Zirconia and its novel compositions: What do we know and what is the future? *Current Oral Health Reports*, 6, 120-130.
- Güven, M. E. (2023). İtiryum oranları farklı monolitik zirkonyaların metamerizm ve translüsensi açısından değerlendirilmesi (Master's thesis, Bezmialem Vakıf University (Turkey)).
- Hisbergues, M., Vendeville, S., & Vendeville, P. (2009). Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 88(2), 519-529.
- Jiang, L., Liao, Y., Wan, Q., & Li, W. (2011). Effect of sintering temperature and grain size on the translucency of zirconia crystals. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22(11), 2429-2435.
- Kutlu, H. B., Öngül, D., & Turhan Bal, B. (2021). Comparison of the translucency of different multilayered zirconia materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 34(4), 522-527.
- Lughi, V., & Sergo, V. (2020). Zirconia: The material, its evolution and its future in dentistry. *Dental Materials*, 36(1), 1-13.
- Marchack, B. W., Sato, S., Marchack, C. B., & White, S. N. (2011). Complete and partial-contour zirconia designs for crowns and fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(3), 139-144.
- Mazzitelli, C., Maravic, T., Mancuso, E., Lucchi, P., Josic, U., & Mazzoni, A. (2022). Influence of aging on the optical and mechanical properties of monolithic zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 231-240.
- Melahat Çelik, Canan Bural, Gülsen Bayraktar(2013) Dış hekimliğinde zirkonya uygulamaları. Atatürk üniversitesi Dış Hek Fak. Derg.
- Merve Yildirak , Sebnem Begum Turker , Yasemin Ozkan (2019) Zirkonyum Oksit Altyapı ve Veneer Seramik Bağlantı Mekanizması ve Bağlantıyı Etkileyen Faktörler, *European Journal of Research in Dentistry* 2019; 3: 63–68
- Mundhe, K., Jain, V., Pruthi, G., & Shah, N. (2020). Clinical evaluation of wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal-ceramic crowns: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 701-707.
- Ozdogan, A., & Ozdemir, H. (2020). The effects of repetitive firing processes on the optical, thermal, and phase formation changes of zirconia. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(1), 9-16.
- Ömer Kırmalı ve Ali Kemal Özdemir(2012) Zirkonya Esaslı Seramikler, İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2012; 2: 15-18.
- Parlak, N., & Meral, Z. K. (2018). Mikro Ölçekte Çift Fazlı Akış ve Isı Geçişİ İçin Gözenekli Yüzey Üretimi. *International Journal of Multidisciplinary Studies and Innovative Technologies*, 2(2), 61-66.

- Pereira, G. K. R., Silvestri, T., Amaral, M., Rippe, M. P., Kleverlaan, C. J., & Valandro, L. F. (2021). Fatigue limit of polycrystalline zircons: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 114, 104163.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Pjetursson, B. E., Valente, N. A., Strasding, M., Zwahlen, M., Liu, S., & Sailer, I. (2021). A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 32(S21), 154-184.
- Stawarczyk, B., Ozcan, M., Hallmann, L., Ender, A., Mehl, A., & Hämmerle, C. H. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical Oral Investigations*, 17, 269-274.
- Şen, N., Us, Y. Ö., Turp, V., & Şen, D. (2017). Monolitik zirkonya. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(2), 127-132.
- Şen, D. (2017). Nazmiye Şen, Yeşim Ölçer Us, B Volkan Turp. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(2), 127-32.
- Ulu, H., & Bayındır, F. (2016). Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(15), 67-72.
- Yıldırak, M., Türker, Ş. B., & Özkan, Y. (2019). Zirkonyum oksit altyapı ve veneer seramik bağlantı mekanizması ve bağlantıyı etkileyen faktörler. *European Journal of Research in Dentistry*, 3(1), 63-68.
- Zhang, Y., & Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140-147.
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Russo, S., Landino, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: A narrative review. *BMC Oral Health*, 19, 1-14.