

# PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

ALANINDA ARAŞTIRMALAR VE DEĞERLENDİRMELER

**MART 2026**

**EDİTÖR**

**Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ**

**İmtiyaz Sahibi** / Yaşar Hız  
**Yayına Hazırlayan** / Gece Kitaplığı

**Birinci Basım** / Mart 2026 - Ankara  
**ISBN** / 978-625-321-011-3

**© copyright**

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

**Gece Kitaplığı**

Kızılay Mah. Fevzi Çakmak 1. Sokak  
Ümit Apt No: 22/A Çankaya/ANKARA  
0312 384 80 40  
www.gecekitapligi.com / gecekitapligi@gmail.com

**Baskı & Cilt**

Bizim Büro  
**Sertifika No:** 42488

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ  
ALANINDA ARAŞTIRMALAR VE  
DEĞERLENDİRMELER**

**MART 2026**

**EDİTÖR**

**Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ**

**gece**  
kitaplığı



# İÇİNDEKİLER

## BÖLÜM 1

### PROTETİK RESTORASYONLARDA ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ VE DİJİTAL TARAYICI TEKNOLOJİLERİ

*Zahide AYDIN* ..... 7

## BÖLÜM 2

### DENTAL İMPLANTOLOJİDE İMPLANT-DAYANAK BAĞLANTI STABİLİTESİ VE VİDA MEKANİĞİ

*Nur UYSAL, Büşra TOSUN* ..... 33

## BÖLÜM 3

### DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK SEÇİMİNDE GELENEKSEL YAKLAŞIMLAR VE DİJİTAL TEKNOLOJİLER

*Zeynep ŞEN YILMAZ* ..... 55

## BÖLÜM 4

### PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE CAD/CAM SİSTEMLERİNİN KULLANIMI

*Beyza Betül ŞENCAN* ..... 71

## BÖLÜM 5

### DİŞ HEKİMLİĞİNDE ERGONOMİ VE MESLEK HASTALIKLARI

*Gülden AYTEN, Sabiha Zelal BAŞKAN ÜLKÜ* ..... 89



# BÖLÜM 1

---

## PROTETİK RESTORASYONLARDA ÖLÇÜ YÖNTEMLERİ VE DİJİTAL TARAYICI TEKNOLOJİLERİ

*Zahide AYDIN<sup>1</sup>*

## 1. Giriş

Protetik diş tedavisinde başarı, yalnızca estetik ve fonksiyonel gereksinimlerin karşılanmasıyla sınırlı değildir; aynı zamanda restorasyon ile çevre dokular arasındaki biyolojik uyumun sağlanmasına da bağlıdır. Bu bağlamda, restorasyonların hem marjinal hem de internal uyumu uzun dönem klinik başarı açısından kritik öneme sahiptir. İnternal uyum, restorasyonun mekanik stabilitesi, retansiyonu ve dayanıklılığı üzerinde belirleyici rol oynarken (Anadioti et al., 2015), marjinal uyum periodontal dokuların sağlığının korunması ve mikrosızıntının önlenmesi açısından temel bir faktördür (Bader et al., 1991). Marjinal uyumsuzluk durumunda siman çözünmesi, bakteriyel infiltrasyon ve sekonder çürük oluşumu gibi komplikasyonlar sıklıkla gözlenmektedir.

Geleneksel protetik üretim sürecinde restorasyonlar, hastadan alınan ölçülerin alçı model üzerine aktarılması ile elde edilmektedir. Ancak bu süreç; ölçü materyalinin boyutsal değişiklikleri, yırtılma direncinin sınırlı olması, marjinal detayların eksik aktarılması, hava kabarcığı oluşumu ve laboratuvar aşamalarındaki teknik hatalar gibi birçok faktörden etkilenebilmektedir (Christensen, 2001; Mehl & Hickel, 1999). Bunun yanı sıra, ölçü materyalinin ağız içerisinde belirli bir süre sabit tutulma gerekliliği işlem süresini uzatmakta ve özellikle bulantı refleksi olan hastalarda klinik uygulamayı zorlaştırmaktadır.

Bu sınırlılıklar, daha hızlı, daha konforlu ve daha yüksek doğruluk sağlayan alternatif yöntemlerin geliştirilmesini teşvik etmiş; dijital ölçü teknolojilerinin diş hekimliğine entegrasyonunu hızlandırmıştır (Christensen, 2001; Mehl & Hickel, 1999). Dijital tarayıcılar ve CAD-CAM sistemlerinin gelişimi ile birlikte, ölçü alma ve restorasyon üretim süreçleri önemli ölçüde dönüşüm geçirmiştir.

CAD-CAM sistemleri; ölçü materyali kullanımını ortadan kaldırması, veri aktarımının hızlanması, klinik ve laboratuvar süreçlerinde standardizasyon sağlaması, tekrar üretim kolaylığı sunması ve hasta konforunu artırması gibi birçok avantaj sağlamaktadır (Beuer et al., 2008). Ayrıca bu sistemler sayesinde restorasyon kalınlığı ve siman aralığı hassas bir şekilde kontrol edilebilmekte, böylece daha iyi marjinal adaptasyon elde edilebilmektedir.

Bununla birlikte, dijital sistemlerle üretilen restorasyonların uyumu; tarayıcı çözünürlüğü, yazılım algoritmaları, frezeleme hassasiyeti ve kullanılan materyalin özellikleri gibi çeşitli

faktörlerden etkilenmektedir. Geçmişte CAD-CAM sistemleri ile üretilen restorasyonlarda yüksek marjinal aralık değerleri rapor edilmiş olsa da (Samet et al., 1995), günümüzde teknolojik gelişmeler sayesinde bu değerler klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisine çekilmiştir.

Dijital ölçü sistemleri, klinikte direkt ve indirekt olmak üzere iki farklı şekilde uygulanabilmektedir. Direkt yöntemde ölçü, ağız içi tarayıcılar aracılığıyla doğrudan elde edilirken; indirekt yöntemde konvansiyonel ölçüden elde edilen alçı model masaüstü tarayıcılarla dijital ortama aktarılmaktadır (Güth, Keul, et al., 2013).

## **2. Genel Bilgiler**

### **2.1. Ölçü Kavramı**

Protetik diş tedavisi terminolojisine göre ölçü, ağız içindeki dişler ve çevre dokuların negatif kopyasının elde edilmesi sürecidir (Ferro & Morgano, 2017). Ölçü alma işlemi sayesinde oral yapılar üç boyutlu olarak ağız dışına aktarılmakta ve restorasyon üretimi için gerekli model oluşturulmaktadır. Sabit protetik restorasyonlarda ölçünün doğruluğu; kullanılan materyalin stabilitesi, detay yakalama kapasitesi ve uygulanan teknik ile yakından ilişkilidir (Donovan & Chee, 2004; Rodriguez & Bartlett, 2011). Ölçü sırasında özellikle subgingival bölgelerin doğru şekilde kaydedilememesi, marjinal uyumsuzluğun en önemli nedenlerinden biridir. Ayrıca ölçü alma ve model elde etme aşamalarında meydana gelebilecek manipülasyon hataları da restorasyonun uyumunu olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Rudd & Rudd, 2001).

İdeal bir ölçü materyalinde bulunması gereken başlıca özellikler şunlardır:

- Biyouyumlu ve toksik olmayan yapı
- Yeterli elastikiyet ve yırtılma direnci
- Boyutsal stabilite
- Yüksek detay aktarım kapasitesi
- Kolay kullanım ve uygun çalışma süresi
- Dezenfeksiyona dayanıklılık
- Model materyalleri ile uyumluluk

Klinik koşullarda stabil performans (Anusavice et al., 2013, p. 151; Sakaguchi et al., 2019, p. 230)

## **2.2. Ölçü Maddeleri**

Dental ölçü materyalleri, sertleşme mekanizmaları ve mekanik özelliklerine göre farklı sınıflara ayrılmaktadır. Genel olarak elastik ve elastik olmayan ölçü maddeleri olarak iki ana grupta incelenmektedir (Scheller-Sheridan, 2010, p. 177).

### **2.2.1. Elastik Ölçü Maddeleri**

Elastik ölçü materyalleri, ağızdan çıkarıldıktan sonra orijinal şekline geri dönebilme özelliğine sahip olup özellikle undercut bölgelerin kaydedilmesinde avantaj sağlar. Bu grup, hidrokolloidler ve elastomerler olmak üzere iki alt başlıkta incelenir.

#### **2.2.1.1. Hidrokolloidler**

Hidrokolloidler, su bazlı kolloidal sistemlerdir ve sol-jel dönüşümü ile sertleşirler. Bu materyallerin en önemli dezavantajı, çevresel koşullara bağlı olarak boyutsal stabilitesinin hızla bozulmasıdır.

##### **İrreversible hidrokolloid (Aljinat)**

Aljinat, kimyasal reaksiyon ile sertleşen ve geri dönüşü olmayan bir yapıya sahip ölçü materyalidir. Kullanım kolaylığı, düşük maliyet ve hidrofilik özellikleri nedeniyle yaygın olarak tercih edilmektedir. Ancak imbibisyon ve sinerezis nedeniyle boyutsal stabilitesinin düşük olması, sabit protetik restorasyonlar için kullanımını sınırlandırmaktadır (Nassar et al., 2011).

##### **Reversible hidrokolloid (Agar)**

Agar, ısıya bağlı olarak faz değiştiren bir ölçü materyalidir. Yüksek doğruluk sağlamasına rağmen, düşük dayanıklılığı ve zor klinik kullanımı nedeniyle günümüzde sınırlı kullanım alanına sahiptir.

### **2.2.1.2. Elastomerler**

Elastomerik ölçü materyalleri, kimyasal reaksiyon sonucu çapraz bağ oluşturarak sertleşir ve hidrokolloidlere kıyasla daha yüksek boyutsal stabilite ve yırtılma direnci sunar.

#### **Polisüfitler**

Uzun çalışma süresi ve iyi detay kaydı sağlamasına rağmen kötü koku, renklenme ve düşük elastik stabilite gibi dezavantajlara sahiptir.

#### **Polieterler**

Yüksek hidrofilik özellikleri sayesinde detaylı ölçü elde edilmesini sağlar. Ancak sert yapısı nedeniyle undercut bölgelerde kullanımı sınırlıdır ve bazı hastalarda irritasyona neden olabilir.

#### **Kondansasyon silikonlar**

Sertleşme sırasında yan ürün oluşumu nedeniyle boyutsal stabilitesi sınırlıdır. Bu nedenle ölçü alındıktan kısa süre sonra model elde edilmesi gerekmektedir.

#### **İlave tipi silikonlar (PVS)**

Günümüzde en yaygın kullanılan ölçü materyallerinden biridir. Yüksek boyutsal stabilite, iyi elastik geri dönüş ve detay aktarımı gibi avantajlara sahiptir. Ancak hidrofobik yapısı nedeniyle nem kontrolü gerektirir.

### **2.3. Ölçü Yöntemleri**

Günümüzde protetik restorasyonların üretiminde konvansiyonel veya dijital yöntemlerle elde edilen ölçüler kullanılmaktadır. Ölçü doğruluğunu artırmak amacıyla farklı ölçü materyalleri geliştirilmiş olmakla birlikte, uygulanan ölçü tekniğinin de en az materyal kadar önemli olduğu belirtilmektedir (Chee & Donovan, 1989; Hung et al., 1992). Konvansiyonel ölçü teknikleri genel olarak tek fazlı ve çift fazlı yöntemler olarak sınıflandırılmaktadır. Bunun yanı sıra, teknolojik gelişmeler doğrultusunda dijital ölçü yöntemleri de klinik uygulamalarda önemli bir yer edinmiştir.

### **2.3.1. Tek Fazlı Ölçü Yöntemleri**

Tek fazlı (monofaz) teknik, orta viskoziteli ölçü materyali kullanılarak gerçekleştirilen tek aşamalı bir yöntemdir (Sakaguchi et al., 2019, p. 238). Ölçü materyali özel veya standart kaşık içerisine yerleştirilerek uygulanır. Bu yöntemde ideal sonuç elde edebilmek için ölçü materyali ile dokular arasında yaklaşık 2–4 mm kalınlık bulunması önerilmektedir (Donovan & Chee, 2004; Johnson & Craig, 1985; Nissan et al., 2000).

Ancak kullanılan materyalin yüksek viskozitesi nedeniyle akıcılığının sınırlı olması, özellikle ince detayların yeterince kaydedilememesine neden olabilmektedir (Millar et al., 1998).

### **2.3.2. Çift Fazlı Ölçü Yöntemleri**

Çift fazlı ölçü teknikleri, farklı viskozitelere sahip ölçü materyallerinin birlikte kullanıldığı yöntemlerdir ve tek aşamalı ve iki aşamalı olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır.

#### **2.3.2.1. Tek aşama ölçü tekniği**

Bu teknikte, yüksek viskoziteli (putty) ve düşük viskoziteli (light body) ölçü materyalleri aynı anda uygulanır. Putty materyali kaşığa yerleştirildikten sonra light body materyali üzerine uygulanır ve her iki materyal birlikte ağıza yerleştirilir.

Bu yöntemin avantajları arasında işlem süresinin kısa olması ve daha az materyal kullanılması yer almaktadır. Ancak light body materyalinin kritik bölgelerde putty tarafından yer değiştirmesi, marjinal detayların yeterince kaydedilememesine yol açabilmektedir (Chee & Donovan, 1989; Morgano et al., 1995).

#### **2.3.2.2. İki aşama ölçü tekniği (Putty-wash)**

Bu yöntemde ilk olarak putty materyali ile ön ölçü alınır. Daha sonra sertleşmiş ölçü üzerinde gerekli bölgeler kazınarak light body materyali uygulanır ve ölçü yeniden ağıza yerleştirilir.

Bu teknik, daha yüksek doğruluk sağlamak amacıyla geliştirilmiş olmakla birlikte klinik sürenin uzaması ve materyal tüketiminin artması gibi dezavantajlara sahiptir. Ayrıca ikinci

aşamada ölçünün doğru şekilde yeniden konumlandırılmaması, ölçü doğruluğunu olumsuz etkileyebilir (Caputi & Varvara, 2008).

### **2.3.3. Dijital Ölçü Yöntemleri**

Konvansiyonel ölçü tekniklerinde karşılaşılan sınırlılıklar, dijital ölçü sistemlerinin geliştirilmesine zemin hazırlamıştır (Wassell et al., 2002). Dijital ölçü sistemleri, ağız içi tarayıcılar veya laboratuvar tarayıcıları aracılığıyla üç boyutlu veri elde edilmesini sağlar.

#### **2.3.3.1. İndirekt teknik**

Bu yöntemde konvansiyonel ölçü alınır ve elde edilen model laboratuvar tarayıcı ile dijital ortama aktarılır (Güth, Keul, et al., 2013).

#### **2.3.3.2. Direkt teknik**

Direkt teknikte ölçü, ağız içi tarayıcılar kullanılarak doğrudan hasta ağzından elde edilir ve dijital model oluşturulur (Güth, Keul, et al., 2013).

Direkt dijital ölçü yönteminin klinik uygulamadaki avantajları şu şekilde özetlenebilir:

1. Preparasyon alanı, komşu dişler ve antagonist ilişkiler ekranda anlık olarak değerlendirilebilir.
2. Hatalı veya eksik görülen bölgeler tüm ölçü tekrar edilmeden yeniden taranabilir.
3. Konvansiyonel yöntemlere kıyasla daha hızlı bir ölçü akışı sağlanabilir.
4. Hasta verileri dijital olarak arşivlenebilir.
5. Bulantı refleksi olan hastalarda daha konforlu bir deneyim sunar.
6. Ölçü materyali ve ölçü kaşığı kullanımını ortadan kaldırır.
7. Model dökümü, fiziksel transfer ve çapraz kontaminasyon gibi geleneksel sürece ait sorunları azaltır.
8. Hekim ve teknisyen arasında eş zamanlı değerlendirme ve iletişim olanağı sağlar.
9. Bazı sistemlerde renk kaydı da yapılabilmektedir (Burhardt et al., 2016; Gjelvold et al., 2016).

Bununla birlikte, direkt dijital ölçü sistemlerinin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Bu sistemler optik prensiple çalıştığı için yalnızca görülebilen alanları kaydedebilmektedir. Dolayısıyla klinik ortamda kan, tükürük, derin subgingival marjinler ve posterior bölgelerdeki sınırlı erişim gibi etkenler doğruluğu azaltabilmektedir. Ayrıca operatörün doğru tarama stratejisini uygulayabilmesi için belirli bir öğrenme eğrisi söz konusudur. İlk yatırım maliyetinin yüksek olması, geniş dişsiz alanların taranmasındaki güçlükler ve implant üstü restorasyonlarda sisteme özgü ek tarama parçalarının gerekliliği de diğer dezavantajlar arasında sayılmaktadır (Boeddinghaus et al., 2015).

#### **2.4. CAD-CAM Sistemleri**

CAD-CAM, “Computer-Aided Design” ve “Computer-Aided Manufacturing” kavramlarının kısaltması olup dijital görüntü veya modellerin kullanılmasıyla prototip ya da nihai ürün tasarımı ve üretimini ifade eden bir süreçtir. Bu süreçte bilgisayar sayısal kontrolü (CNC) ya da üç boyutlu baskı gibi farklı üretim yöntemlerinden yararlanılabilmektedir (Sakaguchi et al., 2019, p. 295). Başlangıçta mühendislik alanına yönelik geliştirilen iki boyutlu CAD sistemleri, teknoloji ilerledikçe üç boyutlu tasarım yapabilir hale gelmiş ve CAM sistemleriyle entegre olarak çok sayıda endüstride yaygın kullanım alanı bulmuştur. Diş hekimliğinde ise CAD-CAM teknolojisinin klinik kullanımı 1980’li yıllarda Duret’in öncü çalışmalarıyla başlamış ve özellikle son yıllarda dikkat çekici bir yaygınlık kazanmıştır (Duret & Preston, 1991).

Dental CAD-CAM sistemleri temelde üç ana bileşenden oluşmaktadır. Birinci bileşen, fiziksel geometriyi dijital verilere dönüştüren tarayıcı ya da dijitalleştirme aracıdır. İkinci bileşen, elde edilen tarama verilerini işleyerek dijital model oluşturan ve restorasyon tasarımına olanak veren yazılımdır. Üçüncü bileşen ise dijital veriyi fiziksel ürüne dönüştüren üretim teknolojisidir (Beuer et al., 2008). Bu üç bileşenin bir arada gösterdiği hassasiyet, restorasyonun nihai uyumu ve klinik başarısı üzerinde doğrudan belirleyicidir. İlk iki basamak CAD sürecini, son basamak ise CAM sürecini oluşturmaktadır (Ting-shu & Jian, 2015).

##### **2.4.1. Tarama ve Veri Toplama**

Dental CAD-CAM sistemlerinde bilgi edinimi, sistemin temel bileşenlerinden biri olan tarayıcılar aracılığıyla sağlanmaktadır. Tarayıcılar, çene ve dişlere ait üç boyutlu anatomik yapıları dijital veri setlerine dönüştüren cihazlardır. CAD-CAM sistemlerinde veri toplama

mekanik ya da optik prensiplerle gerçekleştirilebilmektedir. Mekanik tarayıcılar, alçı model yüzeyini küre, pin ya da iğne benzeri temas uçlarıyla takip ederek üç boyutlu veri elde etmektedir. Bu sistemler yüksek doğruluk sağlayabilse de karmaşık yapıları, zaman alıcı olmaları ve maliyetlerinin yüksekliği nedeniyle sınırlı kullanım alanına sahiptir (Beuer et al., 2008).

Optik tarayıcılar ise veriyi direkt veya indirekt yöntemlerle toplamaktadır. Laboratuvar tarayıcıları olarak da adlandırılan ağız dışı sistemler, konvansiyonel ölçüleri veya bu ölçülerden elde edilen alçı modelleri tarayarak indirekt yoldan dijital veri oluşturur. Buna karşın ağız içi tarayıcılar, optik sensörler ve lazer sistemleri aracılığıyla doğrudan ağız içinden veri toplayarak ölçü elde etmektedir. Gelişen teknolojiyle birlikte ağız içi tarayıcılar; preparasyon alanı, komşu ve antagonist dişler, oklüzal ilişkiler ve çevre dokular hakkında üç boyutlu kayıt sağlayabilecek düzeye ulaşmıştır (Patzelt et al., 2014).

Temaslı problemler yüksek doğruluk sunsa da işlem süresinin uzunluğu önemli bir dezavantajdır. Lazer uzaklık ölçer sistemler daha ekonomik ve kısmen daha hızlı olmakla birlikte, lazer ışığının yüzeyden yansdıktan sonra sensör tarafından tekrar algılanması sırasında oluşan difüzyon ölçüm hassasiyetini olumsuz etkileyebilmektedir. Ayrıca çizgisel lazer sistemlerinde tarama süresi azalsa da CCD kamera çözünürlüğü görüntü kalitesi üzerinde belirleyici olmaktadır. Güncel optik kameralı ağız içi tarayıcılar; aktif triangulasyon, konfokal mikroskopi, optik koherens tomografi ve aktif wavefront örnekleme gibi farklı veri toplama prensiplerine dayanmaktadır (Kim et al., 2018). Bu sistemlerde kamera çözünürlüğü, görüntü işleme kapasitesi ve optik hassasiyet ölçü kalitesini doğrudan etkilemektedir (Dirxen et al., 2013; Karaalioglu & Duymuş, 2008; Mehl & Hickel, 1999).

Bazı optik sistemlerde tarama öncesinde kontrast artırıcı toz uygulanması gerekebilmektedir. Bunun yanında undercut bölgeler, keskin kenarlar ve derin preparasyon sınırları gibi alanlar her sistem tarafından aynı doğrulukla kaydedilemeyebilmektedir. Tarama esnasında operatöre bağlı el titremesi nedeniyle oluşan netlik kaybı da sık karşılaşılan sorunlardan biridir (Mada et al., 2003). Buna rağmen ağız içi tarayıcılar, geleneksel ölçü alma ve model elde etme süreçlerinde karşılaşılan birçok hatayı azaltmaları nedeniyle giderek daha yaygın kullanılmaktadır. Özellikle yeni nesil sistemlerin geliştirilmesi, klinisyenlere veriyi daha kolay ve daha hızlı dijital ortama aktarma imkânı sunmuştur (Mangano et al., 2017).

### 2.4.2. Restorasyon Tasarımı

Tarama işlemiyle üç boyutlu verinin elde edilmesinin ardından restorasyonun dijital model üzerinde tasarlandığı aşamaya geçilmektedir. Bu basamakta klinisyen ya da teknisyen restorasyonu manuel olarak tasarlayabilmekte, bunun yanında yazılımın sunduğu otomatik tasarım seçeneklerinden de yararlanabilmektedir. Her CAD-CAM sisteminin tasarım sürecini yöneten kendine özgü bir yazılım altyapısı bulunmaktadır (Sakaguchi et al., 2019, p. 297).

Tasarım verileri farklı formatlarda depolanabilmekle birlikte dijital uyumluluk açısından en yaygın kullanılan formatlardan biri STL (standard tessellation language) dosya yapısıdır (Mehl et al., 1997). Bilgi paylaşımı bakımından dental CAD-CAM sistemleri açık ve kapalı sistemler olarak iki ana grupta değerlendirilmektedir. Kapalı sistemlerde tarama, tasarım ve üretim süreçlerinin tamamı aynı marka ve altyapı içinde yürütülmekte, dış sistemlerle veri akışı mümkün olmamaktadır (Ting-shu & Jian, 2015). Bu durum, laboratuvar açısından farklı firmalara ait yazılımları ayrı ayrı kullanma zorunluluğu doğurabilmektedir. Açık sistemlerde ise elde edilen veriler farklı CAD-CAM platformlarıyla paylaşılabilen, böylece daha esnek ve bütünleşik bir iş akışı sağlanabilmektedir (Galhano et al., 2012).

### 2.4.3. Restorasyon Üretimi

Restorasyonun tasarımı CAD yazılımı üzerinde tamamlandıktan sonra dijital veriler CAM sistemine aktarılmakta ve fiziksel üretim aşamasına geçilmektedir (Beuer et al., 2008). Bu aşamada en yaygın kullanılan yöntem frezeleme olmakla birlikte, günümüzde ilave üretim teknikleri de giderek önem kazanmaktadır. Freze cihazları eksen sayılarına göre sınıflandırılmaktadır (Beuer et al., 2008).

Üç eksenli freze cihazları, X, Y ve Z düzlemlerinde hareket edebilmektedir. Kullanım kolaylığı, düşük maliyet ve kısa işlem süresi gibi avantajlara sahip olmakla birlikte, hareket düzlemi dışında kalan karmaşık morfolojik yapıların işlenmesinde sınırlıdır. CEREC inLab ve LAVA bu gruba örnek gösterilebilir (Begum et al., 2012). Dört eksenli sistemlerde ise X, Y ve Z düzlemlerine ek olarak restorasyonun yerleştirildiği kol da hareket sürecine katılmaktadır. Böylece üretim süresi kısalmakta ve daha gelişmiş geometriler işlenebilmektedir. CEREC MCXL bu grupta yer almaktadır (Hamza et al., 2013). Beş eksenli freze cihazlarında ise restorasyonun sabitlendiği kol ve freze ünitesi birlikte hareket ederek çok daha karmaşık

restorasyonların üretilmesine olanak tanımaktadır. Amann Grrbach Motion 2 ve LAVA CNC 500 bu sistemlere örnektir (Vojdani et al., 2016).

Frezeleme işlemi genel olarak kuru ve ıslak olmak üzere iki şekilde uygulanmaktadır. Kuru frezeleme, düşük ön sinterleme gösteren zirkonyum oksit blokların işlenmesinde tercih edilmektedir (Beuer et al., 2008). Islak frezeleme ise özellikle metal ve cam seramik materyallerin frezelenmesi sırasında aşırı ısınmayı önlemek amacıyla soğuk sıvı spreyi eşliğinde gerçekleştirilmektedir (Beuer et al., 2008).

İlk dönem CAD-CAM sistemlerinde restorasyon üretimi daha çok prefabrike bloklardan aşındırma yoluyla yapılmaktaydı. “Eksiltmeli üretim” olarak tanımlanan bu yöntemde, restorasyon ortaya çıkarılırken materyalin önemli bir bölümü atık haline gelmektedir. Buna alternatif olarak geliştirilen hızlı prototipleme ve üç boyutlu serbest şekilli üretim gibi “ilave üretim” yöntemlerinde ise materyal yalnızca gerekli bölgelerde katmanlandırılarak kullanılmakta, böylece israf azaltılmaktadır (Ersu et al., 2008). Selektif lazer sinterleme de ilave üretim yöntemlerinden biri olup metal veya seramik tozlarının tabakalar halinde sinterlenmesi ile restorasyon üretimine olanak tanımaktadır. Bazı modern CAD-CAM sistemlerinde eksiltmeli ve ilave üretim yöntemleri birlikte kullanılabilir (Ersu et al., 2008).

CAD-CAM sistemleri üretim konseptlerine göre de üç temel gruba ayrılmaktadır (Beuer et al., 2008): hastabaşı üretim konsepti, laboratuvar destekli üretim konsepti ve üretim merkezli CAD-CAM konsepti.

Hastabaşı üretim konseptinde tarama, tasarım ve üretim aşamalarının tamamı klinik ortamda gerçekleştirilmektedir. Restorasyon, laboratuvar desteğine ihtiyaç duyulmadan hasta başında üretilmektedir. E4D ve CEREC sistemleri bu konsepti desteklemektedir (Beuer et al., 2008).

Laboratuvar destekli üretim konseptinde ise iş akışı geleneksel yöntemle daha yakındır. Hekim hastadan aldığı ölçüyü laboratuvara iletmekte, alçı model elde edildikten sonra CAD-CAM’in kalan aşamaları laboratuvarında tamamlanmaktadır. Üretilen altyapılar teknisyen tarafından kontrol edilmekte ve gerekirse tabakalama ya da presleme teknikleri ile porselen ilavesi yapılmaktadır. Zeno TEC, Cercon, Everest ve CEREC inLab bu grupta yer almaktadır (Beuer et al., 2008).

Üretim merkezli CAD-CAM konseptinde ise tarama ve tasarım aşamaları klinisyen ya da laboratuvar tarafından yürütülmekte, üretim ise merkezi bir freze merkezinde gerçekleştirilmektedir. Bu modelde altyapı üretimi ana merkezde tamamlandıktan sonra laboratuvara gönderilmekte ve teknisyen tarafından porselen uygulaması yapılmaktadır. Özellikle tam ark restorasyonlarda tercih edilebilen bu konsept, aynı merkezde standardize üretim yapılmasına olanak tanınması nedeniyle kalite kontrol açısından avantaj sağlamaktadır. Lava ve Procera sistemleri bu üretim modeline örnek gösterilebilir (Beuer et al., 2008).

## **2.5. CAD-CAM Sistemlerinin Avantajları ve Dezavantajları**

CAD-CAM sistemleri, güncel diş hekimliği pratiğine önemli avantajlar kazandırmıştır. Protetik restorasyonların daha az iş gücü ile daha kısa sürede üretilebilmesi, güncel materyallerin kullanılabilmesi ve klinik iş akışının sadeleşmesi bu avantajlar arasında yer almaktadır (Miyazaki et al., 2009). Geleneksel yöntemlere kıyasla CAD-CAM sistemleri ile doğal diş morfolojisine daha yakın restorasyonlar üretilebilmekte, aynı zamanda yüksek marjinal ve internal uyum sağlayan, yüzey kalitesi ve mekanik direnci daha iyi restorasyonlar elde edilebilmektedir (Mehl & Hickel, 1999). Laboratuvar açısından bakıldığında da dijital iş akışı çapraz kontaminasyon riskini azaltmakta ve daha standardize bir üretim süreci sunmaktadır (Liu, 2005). Ayrıca bazı sistemlerde tedavinin tek seansta tamamlanabilmesi, geçici restorasyon gereksinimini ortadan kaldırarak hem klinik hem de ekonomik açıdan avantaj sağlayabilmektedir (Feuerstein, 2004).

Bununla birlikte, CAD-CAM sistemleri tamamen sorunsuz değildir. Gelişen teknolojiye rağmen başlangıç yatırım maliyetleri yüksektir. Monolitik bloklarla üretilen restorasyonlarda istenen estetik etkinin her zaman sağlanamaması, zaman içerisinde polikromatik blokların geliştirilmesini gerekli kılmıştır. Ayrıca subgingival bölgelerin taranması sırasında çeşitli teknik güçlükler yaşanabilmektedir. Özellikle derin subgingival basamak varlığında, ölçünün doğruluğu için etkili retraksiyon yapılması zorunlu hale gelmektedir (Christensen, 2001).

## **2.6. Ağız İçi Tarayıcı Sistemleri ve Çalışma Prensipleri**

Ağız içi tarayıcılar, dental yapıların optik yöntemlerle sayısallaştırılmasını sağlayan sistemlerdir. Bu sistemlerin temel amacı, dişler ve çevre dokulara ait yüzey bilgilerini yüksek doğrulukla toplayarak üç boyutlu sanal modele dönüştürmektir. Ancak bu dönüşüm tüm

sistemlerde aynı fiziksel prensiple gerçekleşmemektedir. Kullanılan optik teknolojiye bağlı olarak veri toplama, derinlik algılama, görüntü işleme ve rekonstrüksiyon mekanizmaları birbirinden farklılık göstermektedir. Bu nedenle ağız içi tarayıcıların klinik performansını değerlendirirken yalnızca kullanım kolaylığı değil, hangi görüntüleme prensibiyle çalıştıkları da dikkate alınmalıdır.

### **2.6.1. Işık Projeksiyonu ve Yakalama**

Üç boyutlu yüzey rekonstrüksiyonunda kullanılan optik sistemler genel olarak pasif ve aktif teknikler şeklinde sınıflandırılmaktadır. Pasif sistemlerde nesnenin görüntülenmesi için yalnızca ortam ışığından yararlanılmakta, dolayısıyla kayıt kalitesi büyük ölçüde nesnenin doğal dokusuna, yüzey karakterine ve renk özelliklerine bağlı olmaktadır. Buna karşılık aktif sistemlerde taranacak nesne üzerine belirli özelliklerde ışık projeksiyonu yapılmakta ve yansıyan ışık verileri kullanılarak üç boyutlu yapı oluşturulmaktadır. Bu nedenle aktif tekniklerin, nesnenin gerçek doku özelliklerine ve doğal rengine daha az bağımlı olduğu kabul edilmektedir. Aktif sistemlerde beyaz, kırmızı ya da mavi spektrumda ışık kullanılabilmekte; yansıtılan ışık noktalarının geri dönüşü değerlendirilerek nesneye olan uzaklık triangulasyon esasına göre hesaplanmaktadır (Richert et al., 2017).

### **2.6.2. Nesneye Olan Mesafenin Belirlenmesinde Kullanılan Teknolojiler**

Ağız içi tarayıcıların çoğunda üç boyutlu veri üretimi, nesneye olan uzaklığın hesaplanmasına dayanmaktadır. Bu hesaplamada kullanılan başlıca teknolojiler triangulasyon, konfokal mikroskopi ve aktif wavefront örneklemedir.

#### **Triangulasyon**

Triangulasyon temelli sistemlerde temel prensip, farklı dalga boylarına sahip ışığın tarayıcıdan nesne yüzeyine yönlendirilmesi ve yüzeyden geri yansıyan ışığın sensörler veya kameralar tarafından algılanmasıdır. Daha sonra bu veriler yazılım aracılığıyla işlenerek nesne geometrisi oluşturulmaktadır (Zimmermann et al., 2015). Ölçüm, taranan alandaki iki noktanın konumlarının ve bu noktalara ait açılarının üçgensel düzlemde hesaplanması ile gerçekleştirilmektedir. Bu amaçla çift dedektörlü sistemler, prizma kullanan düzenekler ya da aynı anda iki farklı noktadan görüntü yakalayabilen tek dedektörlü sistemler kullanılabilir (Richert et al., 2017). CEREC Primescan, Omnicam ve CS3600 gibi

sistemler bu prensiple çalışmakta olup rekonstrüksiyon sırasında nesnenin gerçek renk bilgilerinden de yararlanabilmektedir (Robles-Medina et al., 2020).

### **Konfokal mikroskopi**

Konfokal mikroskopi prensibine dayanan sistemlerde, ağız içi tarayıcı tarafından paralel ışık demetleri nesne yüzeyine gönderilmekte ve geri dönen ışık yine aynı optik yol üzerinden değerlendirilerek farklı odak düzlemlerine ait görüntüler elde edilmektedir (Richert et al., 2017; Zimmermann et al., 2015). Böylece yalnızca belirli bir derinlik düzleminde net olan görüntüler kullanılarak ölçüm yapılmakta, odak dışında kalan görüntüler elimine edilmektedir. Ayrıca bu teknoloji, objektif ile lensin odak uzaklığına bağlı olarak nesnenin mesafesini belirleyebilmekte ve görüntülerin nokta birleştirme yöntemiyle üç boyutlu modele dönüştürülmesini mümkün kılmaktadır (Logozzo et al., 2011). iTero ve Trios sistemleri bu prensibe dayalı olarak çalışmakta ve renkli görüntü oluşturabilmektedir (Robles-Medina et al., 2020).

### **Aktif wavefront örnekleme**

Aktif wavefront örnekleme sistemlerinde, optik eksen dışında yerleştirilmiş bir açıklık modülü ile kamera birlikte çalışmaktadır. Bu modül, optik eksen etrafında dairesel bir rota üzerinde hareket etmekte ve farklı açılardan elde edilen görüntüler yüksek çözünürlüklü kamera yardımıyla kaydedilmektedir (Richert et al., 2017). Bu teknoloji, 3M ESPE tarafından geliştirilen Lava C.O.S. ve True Definition tarayıcılarında kullanılmaktadır (Robles-Medina et al., 2020). Ancak sistemin yoğun ışık yansımalarına duyarlı olması, tarama öncesinde yüzeyin toz sprey ile kaplanmasını gerektirebilmektedir (Logozzo et al., 2011).

### **2.6.3. iTero**

iTero sistemi, Cadent tarafından 2007 yılında piyasaya sunulmuş ve dijital ölçü alanında önemli sistemlerden biri olarak kabul edilmiştir. iTero (Cadent Inc., Carlstadt, USA), diş ve çevre dokuların dijital kaydını elde ederken paralel konfokal mikroskopi prensibinden yararlanmaktadır. Bu sistemde kırmızı lazer ışığı nesneye yönlendirilmekte, yüzeyden dönen ışık ise bir ışın ayırıcı aracılığıyla odak filtresinden geçirilmekte ve yalnızca merceğin odak noktasındaki görüntü sensör üzerine yansıtılmaktadır. Odak uzaklığı bilindiği için taranan yapının merceğe olan uzaklığı da hesaplanabilmektedir (van der Meer et al., 2012).

Tüm yüzeyin taranabilmesi için objektif, nesnenin farklı bölümlerini sensöre yansıtacak şekilde yukarı ve aşağı hareket ettirilir. iTero ile yaklaşık 100.000 noktanın kırmızı lazer aracılığıyla kaydedilebildiği ve diş yüzeyinden 300 odak derinliğinde görüntülerin 50 µm aralıklarla elde edildiği bildirilmiştir (Galhano et al., 2012). Sistem, pudra gerektirmeden ağız içi dokuların ve dental materyallerin taranmasına olanak tanımaktadır (Poticny & Klim, 2010). Bu özellik önemli bir avantaj olmakla birlikte, tarayıcı ünitesine ilave renk düzeneklerinin eklenmesini gerekli kılmıştır.

Sistem; bilgisayar, monitör, fare, pedal, entegre klavye ve tarayıcı ünitesinden oluşmaktadır. Tarayıcı başlığına takılan tek kullanımlık kapakların değiştirilebilmesi dezenfeksiyon açısından kolaylık sağlamaktadır. Bununla birlikte tarayıcı ucunun görece büyük olması, özellikle posterior bölgelerde kullanım açısından bir dezavantaj olarak değerlendirilmektedir (Aswani et al., 2020). iTero ile elde edilen üç boyutlu renkli preparasyon görüntüleri hem doğrudan CAD-CAM üretimi için hem de konvansiyonel laboratuvar aşamalarında model üretimi amacıyla kullanılabilir. Tarama sırasında cihaz, preparasyon ve marjinlerin uygun biçimde kaydedildiğini operatöre sesli geri bildirimlerle bildirebilmektedir (Glassman, 2009; Lowe, 2012). Ayrıca tarama sırasında titreşim oluştuğunda sistem uyarı vererek önceki aşamanın tekrarlanmasını istemektedir.

#### **2.6.4. Trios**

Trios sistemi, 3Shape (Kopenhag, Danimarka) tarafından 2011 yılında piyasaya sunulmuştur. İlk versiyon siyah-beyaz görüntüleme sağlarken, 2013 yılında geliştirilen Trios Colour ile renkli görüntüleme mümkün hale gelmiştir. Daha sonra 2015 yılında Trios 3 ve 2019 yılında Trios 4 ile sistem önemli teknik gelişmeler göstermiştir. Özellikle Trios 4'ün daha uzun batarya ömrü sunması ve çürük takibine yardımcı olabilen özellikler içermesi, klinik kullanım alanını genişletmiştir.

Trios sistemi, “ultra hızlı optik kesit alma” ve konfokal mikroskopi esasına dayalı olarak çalışmaktadır. Bu sistemde tarayıcı ile nesne arasındaki uzaysal ilişki sabit tutulmakta, farklı odak düzlemlerinde oluşan netlik değişimleri değerlendirilerek üç boyutlu bilgi elde edilmektedir (Ting-shu & Jian, 2015). Tarayıcı ile diş yüzeyi arasındaki hareketten kaynaklanan bozulmalar ise saniyede 3000 görüntü alınmasıyla azaltılmaktadır (Logozzo et al., 2011). Trios ile tarama sırasında görüntü eş zamanlı olarak monitörde izlenebilmekte, taranan alan

büyütülebilmekte, döndürülebilmekte veya uygun görülmeyen veri segmentleri silinebilmektedir. Ayrıca vakaya ait ağız içi görüntüler ve diş rengi bilgileri laboratuvar ile paylaşılabilir. Sistem; Real Color Scan, HD Photo Function ve Digital Shade Determination gibi taranan yüzeyin gerçek rengini yansıtmaya yönelik entegre özelliklere sahiptir. Bu durum, diş dokusunun sınırlarının ve marjinal bitim çizgilerinin daha kolay ayırt edilmesine katkı sağlamaktadır (Imburgia et al., 2017).

Trios'un önemli özelliklerinden biri, pudra gerektirmeden çalışabilmesi ve odak düzlemini tarayıcıyı nesneye göre fiziksel olarak hareket ettirmeden değiştirebilmesidir (Logozzo et al., 2011). Odak düzleminin önceden belirlenmiş frekanslarda sürekli değiştirilmesiyle görüntü elde edilirken, optik sistemde bulunan telesentrik lens sayesinde bu değişimlerden kaynaklanabilecek bozulmalar azaltılmaktadır (Logozzo et al., 2011). Trios sistemi Cart ve Pod olarak iki farklı kullanım formu ile sunulmaktadır. Özellikle Trios Pod, daha yüksek hareket serbestliği ve kullanım esnekliği sağlamaktadır.

#### **2.6.5. CEREC Bluecam / Omnicam**

CEREC sistemi, "Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics" ifadesinin kısaltması olup ilk dijital intraoral ölçü ve CAD-CAM sistemlerinden biri olarak 1987 yılında piyasaya sunulmuştur (Rekow, 2006). Sistem, aktif triangulasyon ve konfokal mikroskopi prensiplerini bir arada kullanan bir görüntüleme altyapısına sahiptir (Schwotzer, 2010; Thiel et al., 2011). Bu prensipte doğrusal ışık demetleri üç boyutlu uzaysal alanda belirli bir noktaya odaklanmakta ve bu yapı üçgensel ışık mantığı çerçevesinde değerlendirilmektedir (Moörmann, 2006).

CEREC AC sistemi ile birlikte 2009 yılında Bluecam tanıtılmıştır. Bu sistemde görüntü, mavi LED diyottan yayılan görünür mavi ışık yardımıyla elde edilmektedir. CEREC AC Bluecam ile bir kadranın yaklaşık 1 dakika içinde, antagonistin ise birkaç saniye içinde taranabildiği bildirilmiştir (Birnbaum et al., 2009). Ancak yüzeyde homojen olmayan ışık dağılımı tarama doğruluğunu olumsuz etkileyebildiğinden, etkin görüntüleme için titanyum dioksit bazlı opak bir toz ajan uygulanması önerilmiştir (DentalCompany, 2004).

Bluecam tek görüntü yakalama esasına dayanırken, Omnicam sürekli veri toplayan video bazlı ardışık tarama sistemi ile çalışmaktadır. Bluecam ile genellikle tek diş veya kadrana taraması

yapılabilirken, Omnicam ile tek diş, kadran veya tam ark taraması mümkün olmaktadır. Polarize olmayan beyaz LED ışık kullanan Omnicam, pudra gerektirmeden doğal renkte üç boyutlu görüntü elde edebilmektedir (CEREC AC with CEREC Omnicam Operating Instructions, 2014; Kostiukova et al., 2014).

### **2.6.6. Primescan**

Primescan, Dentsply Sirona tarafından 2019 yılının Şubat ayında tanıtılmış yeni nesil bir ağız içi tarayıcıdır. Sistem; doğruluk, hız, kullanım kolaylığı, entegrasyon ve geniş uygulama alanı gibi özellikleri bir araya getirmesiyle dikkat çekmiştir (Skramstad, 2019). Primescan’de kullanılan “akıllı piksel sensörü” teknolojisi sayesinde cihaz, video tabanlı ardışık tarama mantığıyla saniyede 1.000.000’den fazla veri noktasını kaydedebilmekte ve yüksek çözünürlüklü, hassas üç boyutlu veriler üretebilmektedir (Primescan, n.d.).

Önceki nesil Omnicam ile tüm ark taramasının yaklaşık 12 dakika sürdüğü bildirilirken, Primescan’de bu sürenin ortalama 3 dakikaya kadar düştüğü belirtilmiştir. Sistem “dinamik derin tarama” prensibi ile çalışmakta ve yaklaşık 20 mm derinliğe kadar veri toplayabilmektedir. Bu özellik, özellikle subgingival alanların kayıt altına alınmasının gerekli olduğu klinik durumlarda önemli bir avantaj sağlamaktadır (Primescan, n.d.).

Primescan’in kendi kendini ısıtabilen ve buğulanmayı azaltan görüntüleme sistemi; parlak yüzeylerde, dik açılarda ve erişimi zor bölgelerde tarama kolaylığı sunmaktadır. Genişletilmiş görüş alanı sayesinde daha az tarayıcı hareketi ile daha geniş alanların görüntülenebilmesi mümkündür. Cihaz, otoklavlanabilir paslanmaz çelik başlık, safir camlı başlık veya tek kullanımlık başlık seçenekleri sunarak enfeksiyon kontrolü açısından da avantaj sağlamaktadır (Primescan, n.d.).

Omnicam’de olduğu gibi Primescan de pudrasız ve gerçek renkli tarama yapabilmektedir. Tarama işlemi istenilen anda durdurulup yeniden başlatılabilmekte, preparasyon, antagonist ve oklüzal ilişki eş zamanlı olarak kaydedilebilmektedir. Ayrıca yazılım, yanak, dil ve çene gibi ölçü açısından gereksiz verileri otomatik olarak elimine ederek daha temiz bir model oluşmasına yardımcı olmaktadır (Primescan, n.d.; Skramstad, 2019). Laboratuvar ile açık sistem temelli çalışılmak istendiğinde, veriler Connect Case Center aracılığıyla .stl formatında aktarılabilmektedir (Skramstad, 2019).

Güncel çalışmalarda, özellikle tam ark taramalarında diğer bazı sistemlere göre daha yüksek doğruluk ve hassasiyet sunduğu bildirilmiştir (Mangano et al., 2020; Schmidt et al., 2020).

### **2.6.7. Lava C.O.S. / True Definition**

3M ESPE tarafından 2008 yılında piyasaya sunulan Lava C.O.S. (Lava Chairside Oral Scanner), aktif wavefront örnekleme prensibi ile çalışan ilk önemli ağız içi dijital tarayıcılardan biridir. Daha sonra sistemin geliştirilmiş versiyonu 2013 IDS fuarında True Definition adıyla tanıtılmıştır. Her iki sistem de video tabanlı kayıt almakta ve 3M ESPE tarafından “3D-in-Motion teknolojisi” olarak tanımlanan aktif dalga boyu örnekleme mantığı ile çalışmaktadır.

Bu tarayıcılar yaklaşık 13.2 mm genişliğinde uç yapısına sahip olup, o dönem için oldukça kompakt bir tasarım sunmuştur. Sistem ışık kaynağı olarak titreşimli mavi ışık kullanmakta ve mobil bir ana bilgisayar ile dokunmatik ekran yardımıyla çalışmaktadır. CEREC AC Bluecam sisteminde olduğu gibi, tarama öncesinde diş yüzeyine toz sprey uygulanmasını gerektirmesi bu sistemin temel sınırlılıklarından biri olarak görülmektedir (Syrek et al., 2010). Farklı yazılımlarla belirli düzeyde uyum gösterebilmesi, Lava C.O.S. sistemini yarı açık sistem olarak değerlendirmeyi mümkün kılmaktadır (Galhano et al., 2012).

### **2.6.8. E4D**

E4D sistemi ilk olarak 2003 yılında D4D adıyla geliştirilmiş, 2013 yılında ise marka ismi E4D olarak değiştirilmiştir. Sistem; ağız içi tarayıcı, yazılım ve frezeleme ünitesinden oluşmaktadır. Görüntüleme prensibi olarak optik koherens tomografi kullanıldığı, ışık kaynağı olarak ise kırmızı lazerden yararlandığı bildirilmiştir. Bu sistemin önemli özelliklerinden biri, tarama sırasında pudra kullanımını gerektirmemesidir (Kim et al., 2018). E4D tarayıcısı görüntüleri anlık fotoğraflar şeklinde kaydetmekte, ardından bu görüntüler yazılım tarafından birleştirilerek üç boyutlu model oluşturulmaktadır (Logozzo et al., 2011). Daha sonraki süreçte firma, patentli mavi lazer ışıklı ve video hızında veri toplayabilen Nevo isimli yeni bir tarayıcı da geliştirmiştir (E4D Technologies, n.d.).

### 2.6.9. Carestream 3600

CS 3600 (Carestream Dental, Atlanta, GA, USA), aktif triangulasyon prensibi ile çalışan ve görüntüleri fotoğraf bazlı olarak kaydeden bir ağız içi tarayıcıdır. Sistemin iki ark ve oklüzyonu beş dakikadan kısa sürede tarayabildiği bildirilmiştir. Ayrıca klinik gereksinimlere göre farklı başlık seçenekleri sunması dikkat çekicidir. Bu başlıklar; 20 × 17 mm normal tip, 16 × 20 mm kenar odaklı tip ve 14 × 18 mm posterior tip olarak tanımlanmaktadır. Sistem, diğer CAD-CAM yazılımlarıyla uyum amacıyla .stl, .ply ve .dcm formatlarında veri aktarabilmektedir. Tarama derinliğinin -2 ile +12 mm arasında olması, özellikle subgingival sınırların ve post uygulamalarının değerlendirilmesinde avantaj sağlayabilmektedir (Carestream, n.d.).

### 2.7. Laboratuvar Tarayıcıları

Laboratuvar tarayıcıları, geleneksel yöntemlerle elde edilmiş ölçülerin veya bu ölçülerden hazırlanmış alçı modellerin dijital ortama aktarılmasını sağlayan sistemlerdir. Bu cihazlar; üç boyutlu tarayıcı ünitesi, bir veya daha fazla kamera, ışık kaynağı ve taranan nesnenin farklı eksenlerde kontrollü olarak hareket ettirilmesini sağlayan bir mekanizma içermektedir. Tarama sırasında ışık kaynağından çıkan tanımlanmış çizgiler nesne yüzeyine yönlendirilmekte, oluşan görüntüler kameralar tarafından kaydedilmektedir (Hollenbeck & van der Poel, 2011). Işık kaynağı ile kameralar arasındaki açı ve mesafe önceden bilindiği için, trigonometri kullanılarak yüzey geometrisi hesaplanabilmektedir. Bu prensip triangulasyon olarak tanımlanmaktadır. Her ne kadar tek kamera ile de ölçüm yapılabilse de, iki kamera kullanılması daha hızlı, daha ayrıntılı ve daha güvenilir veri elde edilmesini sağlayabilmektedir (Budak et al., 2012). Yansıtılan her ışık çizgisi yüzey üzerinde üç boyutlu bir kontur oluşturmaktadır. Tarayıcı başlığının ya da nesnenin birbirine göre hareket etmesiyle çok sayıda kontur elde edilmekte ve bu konturlar birleştirilerek dijital model oluşturulmaktadır (Hollenbeck & van der Poel, 2011). Lazer tarayıcılarda tarayıcı başlığının doğrusal ekseninde hareket etmesiyle ardışık çoklu çizgiler oluşturulabilirken, sabit tarayıcı başlı beyaz ışık sistemlerinde merkezi noktadan eğimli çizgiler üretilmektedir. Her iki yaklaşımın da benzer geometrik prensiplere dayanması nedeniyle yalnızca ışık türüne bakılarak bir sistemin diğerinden mutlak olarak üstün olduğunu söylemek mümkün değildir (Hollenbeck & van der Poel, 2011).

**Kaynakça**

- Anadioti, E., Aquilino, S. A., Gratton, D. G., Holloway, J. A., Denry, I. L., Thomas, G. W., & Qian, F. (2015). Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113 (4), 304–309. [<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.005>](<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.09.005>)
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). Elsevier.
- Aswani, K., Wankhade, S., Khalikar, A., & Deogade, S. (2020). Accuracy of an intraoral digital impression: A review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 20 (1), 27–37. [[https://doi.org/10.4103/jips.jips\\_327\\_19](https://doi.org/10.4103/jips.jips_327_19)]([https://doi.org/10.4103/jips.jips\\_327\\_19](https://doi.org/10.4103/jips.jips_327_19))
- Bader, J. D., Rozier, R. G., McFall, W. T., Jr., & Ramsey, D. L. (1991). Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65 (1), 75–79. [[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(91\)90055-O](https://doi.org/10.1016/0022-3913(91)90055-O)](<https://doi.org/10.1016/0022-3913%2891%2990055-O>)
- Begum, A., Ahmed, R., & Islam, M. S. (2012). Digital impression. *City Dental College Journal*, 9 (2), 31–34.
- 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. [<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>](<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>)
- Birnbaum, N. S., Aaronson, H. B., Stevens, C., & Cohen, B. (2009). 3D digital scanners: A high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry*, 5 (4), 70–74.
- Boeddinghaus, M., Breloer, E. S., Rehmann, P., & Wöstmann, B. (2015). Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clinical Oral Investigations*, 19 (8), 2027–2034. [<https://doi.org/10.1007/s00784-015-1370-3>](<https://doi.org/10.1007/s00784-015-1370-3>)
- Budak, I., Vukelić, D., Bračun, D., Hodolič, J., & Soković, M. (2012). Pre-processing of point-data from contact and optical 3D digitization sensors. *Sensors*, 12 (1), 1100–1126. [<https://doi.org/10.3390/s120101100>](<https://doi.org/10.3390/s120101100>)
- Burhardt, L., Livas, C., Kerdijk, W., van der Meer, W. J., & Ren, Y. (2016). Treatment comfort, time perception, and preference for conventional and digital impression techniques: A comparative study in young patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 150 (2), 261–267. [<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.12.027>](<https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2015.12.027>)
- 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99 (4), 274–281.

[[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60059-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60059-2)](<https://doi.org/10.1016/S0022-3913%2808%2960059-2>)

- Carestream. (n.d.). CS 3600 intraoral scanner brochure . [<https://www.carestreamdental.com/globalassets/resource-library/hardware/cs-3600/cs-3600/english/cs3600usfamilybrochure.pdf>](<https://www.carestreamdental.com/globalassets/resource-library/hardware/cs-3600/cs-3600/english/cs3600usfamilybrochure.pdf>)
- Chee, W. W., & Donovan, T. E. (1989). Fine detail reproduction of very high viscosity poly(vinyl siloxane) impression materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 2 (4), 368–370.
- Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *The Journal of the American Dental Association*, 132 (9), 1301–1303. [<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2001.0376>](<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2001.0376>)
- CEREC AC with CEREC Omnicam Operating Instructions. (2014). Sirona Dental Systems GmbH.
- DentalCompany, S. T. (2004). CEREC 3 .
- Dirxen, C., Blunck, U., & Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7 , 118–122. [<https://doi.org/10.2174/1874210601307010118>](<https://doi.org/10.2174/1874210601307010118>)
- Donovan, T. E., & Chee, W. W. (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>](<https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.12.014>)
- Duret, F., & Preston, J. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1 (2), 150–154.
- E4D Technologies. (n.d.). NEVO user manual . [<https://e4d.com/edupdf/NEVO-User-Manual-11515600.pdf>](<https://e4d.com/edupdf/NEVO-User-Manual-11515600.pdf>)
- Ersu, B., Yüzügülü, B., & Canay, Ş. (2008). Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32 (2), 58–72.
- Ferro, K., & Morgano, S. (2017). The glossary of prosthodontic terms: Ninth edition. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117 (5 Suppl), e1–e105. [<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>](<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>)
- Feuerstein, P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *The Journal of the American Dental Association*, 135 (Suppl), 11S–16S.

[<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0364>](<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0364>)

- Galhano, G. A. P., Pellizzer, E. P., & Mazaro, J. V. Q. (2012). Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23 (6), e575–e579. [<https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3182647055>](<https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3182647055>)
- Gjelvold, B., Chrcanovic, B. R., Korduner, E. K., Collin-Bagewitz, I., & Kisch, J. (2016). Intraoral digital impression technique compared to conventional impression technique: A randomized clinical trial. *Journal of Prosthodontics*, 25 (4), 282–287. [<https://doi.org/10.1111/jopr.12410>](<https://doi.org/10.1111/jopr.12410>)
- Glassman, S. (2009). Digital impressions for the fabrication of aesthetic ceramic restorations: A case report. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry*, 21 (1), 60–64.
- 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. [<https://doi.org/10.1007/s00784-012-0795-0>](<https://doi.org/10.1007/s00784-012-0795-0>)
- Güth, J.-F., Wallbach, J., Stimmelmayer, M., Gernet, W., Beuer, F., & Edelhoff, D. (2013). Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clinical Oral Investigations*, 17 (5), 1389–1395. [<https://doi.org/10.1007/s00784-012-0812-3>](<https://doi.org/10.1007/s00784-012-0812-3>)
- Hamza, T. A., Ezzat, H. A., El-Hossary, M. M., Katamish, H. A., Shokry, T. E., & Rosenstiel, S. F. (2013). Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109 (2), 83–87. [[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60020-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60020-7)]([https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60020-7](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60020-7))
- Hollenbeck, K., & van der Poel, M. (2011). White light or laser—What makes the best dental 3D scanner?
- Hung, S. H., Purk, J. H., Tira, D. E., & Eick, J. D. (1992). Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67 (5), 583–589. [[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90156-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90156-2)]([https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90156-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90156-2))
- 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>](<https://doi.org/10.1186/s12903-017-0383-4>)
- Johnson, G. H., & Craig, R. G. (1985). Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 53 (4), 484–490. [[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90630-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90630-4)]([https://doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90630-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90630-4))

- Karaalioğlu, O. F., & Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008 (1), 25–32.
- Kim, R. J.-Y., Park, J.-M., & Shim, J.-S. (2018). Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120 (6), 895–903.e1. [<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.01.035>](<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.01.035>)
- Kostiukova, V., Riakhovskii, A., & Ukhanov, M. (2014). Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Stomatologiya*, 93 (1), 53–59.
- Liu, P.-R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 26 (7), 507–513.
- Logozzo, S., Franceschini, G., Kilpelä, A., Caponi, M., Governi, L., & Blois, L. (2011). A comparative analysis of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*, 5 (1), 1–18.
- Lowe, R. A. (2012). Digital master impressions: A clinical reality .
- Mada, S. K., Smith, M. L., Smith, L. N., & Midha, P. S. (2003). Overview of passive and active vision techniques for hand-held 3D data acquisition.
- Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17 (1), 149. [<https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>](<https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>)
- Mangano, F., Lerner, H., Margiani, B., Solop, I., Latuta, N., & Admakin, O. (2020). Congruence between meshes and library files of implant scanbodies: An in vitro study comparing five intraoral scanners. *Journal of Clinical Medicine*, 9 (7), 2174. [<https://doi.org/10.3390/jcm9072174>](<https://doi.org/10.3390/jcm9072174>)
- Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., & Hickel, R. (1997). A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of Dental Research*, 76 (11), 1799–1807. [<https://doi.org/10.1177/00220345970760111001>](<https://doi.org/10.1177/00220345970760111001>)
- Mehl, A., & Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2 (1), 9–35.
- Millar, B. J., Dunne, S. M., & Robinson, P. B. (1998). In vitro study of the number of surface defects in monophasic and two-phase addition silicone impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80 (1), 32–35. [[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(98\)70088-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(98)70088-5)](<https://doi.org/10.1016/S0022-3913%2898%2970088-5>)
- 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.  
[<https://doi.org/10.4012/dmj.28.44>](<https://doi.org/10.4012/dmj.28.44>)
- Moörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137 (Suppl), 7S–13S.  
[<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0398>](<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0398>)
- Morgano, S. M., Milot, P., Ducharme, P., & Rose, L. (1995). Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73 (4), 333–340. [[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(05\)80327-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80327-0)](<https://doi.org/10.1016/S0022-3913%2805%2980327-0>)
- Nassar, U., Aziz, T., & Flores-Mir, C. (2011). Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106 (2), 126–133. [[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(11\)60108-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(11)60108-X)](<https://doi.org/10.1016/S0022-3913%2811%2960108-X>)
- Nissan, J., Laufer, B. Z., Brosh, T., & Assif, D. (2000). Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83 (2), 161–165. [[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(00\)80007-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(00)80007-4)](<https://doi.org/10.1016/S0022-3913%2800%2980007-4>)
- Patzelt, S. B., Emmanouilidi, A., Stampf, S., Strub, J. R., & Att, W. (2014). Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clinical Oral Investigations*, 18 (6), 1687–1694. [<https://doi.org/10.1007/s00784-013-1132-y>](<https://doi.org/10.1007/s00784-013-1132-y>)
- Poticny, D. J., & Klim, J. (2010). CAD/CAM in-office technology: Innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association*, 141 (Suppl. 2), 5S–9S.  
[<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0353>](<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0353>)
- Primescan. (n.d.). Primescan . Dentsply Sirona. [<https://www.dentsplysirona.com/en-ap/explore/cerec/primescan.html>](<https://www.dentsplysirona.com/en-ap/explore/cerec/primescan.html>)
- Rekow, E. D. (2006). Dental CAD/CAM systems: A 20-year success story. *The Journal of the American Dental Association*, 137 (Suppl), 5S–6S.  
[<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0397>](<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0397>)
- Richert, R., Goujat, A., Venet, L., Viguie, G., Viennot, S., Robinson, P., Farges, J.-C., Fages, M., & Ducret, M. (2017). Intraoral scanner technologies: A review to make a successful impression. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017 , 8427595.  
[<https://doi.org/10.1155/2017/8427595>](<https://doi.org/10.1155/2017/8427595>)
- Robles-Medina, M., Romeo-Rubio, M., Salido, M. P., & Pradies, G. (2020). Digital intraoral impression methods: An update on accuracy. *Current Oral Health Reports*, 7 , 28–38.

[<https://doi.org/10.1007/s40496-020-00258-1>](<https://doi.org/10.1007/s40496-020-00258-1>)

- Rodriguez, J. M., & Bartlett, D. W. (2011). The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. *Dental Materials*, 27 (3), 253–258. [<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.010>](<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.010>)
- Rudd, R. W., & Rudd, K. D. (2001). A review of 243 errors possible during the fabrication of a removable partial denture: Part I. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86 (3), 251–261. [<https://doi.org/10.1067/mpr.2001.118021>](<https://doi.org/10.1067/mpr.2001.118021>)
- Sakaguchi, R. L., Ferracane, J. L., & Powers, J. M. (2019). *Craig's restorative dental materials* (14th ed.). Elsevier.
- Samet, N., Resheff, B., Gelbard, S., & Stern, N. (1995). A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73 (5), 457–463. [[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(05\)80072-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80072-1)](<https://doi.org/10.1016/S0022-3913%2805%2980072-1>)
- Scheller-Sheridan, C. (2010). *Basic guide to dental materials* (1st ed.). Wiley-Blackwell.
- Schmidt, A., Klussmann, L., Wöstmann, B., & Schlenz, M. A. (2020). Accuracy of digital and conventional full-arch impressions in patients: An update. *Journal of Clinical Medicine*, 9 (3), 688. [<https://doi.org/10.3390/jcm9030688>](<https://doi.org/10.3390/jcm9030688>)
- Schwotzer, A. (2010). Measuring device and method that operates according to the basic principles of confocal microscopy [Patent].
- Skramstad, M. (2019). Welcome to CEREC Primescan AC. *International Journal of Computerized Dentistry*, 22 (1), 69–78.
- Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B., & Brodesser, J. (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Journal of Dentistry*, 38 (7), 553–559. [<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.03.015>](<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.03.015>)
- Thiel, F., Pfeiffer, J., & Fornoff, P. (2011). Apparatus and method for optical 3D measurement [Patent].
- Ting-shu, S., & Jian, S. (2015). Intraoral digital impression technique: A review. *Journal of Prosthodontics*, 24 (4), 313–321. [<https://doi.org/10.1111/jopr.12218>](<https://doi.org/10.1111/jopr.12218>)
- van der Meer, W. J., Andriessen, F. S., Wismeijer, D., & Ren, Y. (2012). Application of intraoral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLOS ONE*, 7 (8), e43312. [<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0043312>](<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0043312>)



# BÖLÜM 2

---

## DENTAL İMPLANTOLOJİDE İMPLANT-DAYANAK BAĞLANTI STABİLİTESİ VE VİDA MEKANİĞİ

*Nur UYSAL<sup>1</sup>, Büşra TOSUN<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Protetik Diş Tedavisi Uzmanı, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protez Anabilim Dalı, Bolu, Türkiye, ORCID ID: 0009-0006-5426-4935

<sup>2</sup> Dr. Öğretim Üyesi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protez Anabilim Dalı, Bolu, Türkiye, ORCID ID: 0000-0003-3145-4454

## 1. Dental İmplantlar

Protetik olarak dental implantlar; mukozaya veya periosteal tabakaya yerleştirilmiş, sabit/hareketli protezleri desteklemek için çene kemiğine uygulanan alloplastik materyalden yapılmış bir malzeme olarak tanımlanmıştır (Prosthodontics, 1999). Modern dental implantların temeli, 1952 yılında İsveçli ortopedist Per-Ingvar Brånemark'ın titanyumun kemikle biyolojik olarak osseointegrasyonunu keşfetmesiyle atılmıştır. Brånemark 1965 yılında ilk başarılı dental implantı insan çenesine yerleştirmiştir. Genellikle titanyum veya titanyum alaşımlarından üretilen dental implantlar, materyal teknolojilerindeki gelişmeler ve cerrahi tekniklerin ilerlemesiyle birlikte yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Albrektsson vd., 1986; Branemark, 1997).

Günümüzde implantlar, tek diş eksikliklerinden tam dişsizliğe kadar çok sayıda endikasyona sahiptirler ve üzerlerine sabit kronlar, köprü protezleri ya da implant destekli hareketli protezler uygulanabilmektedir. Bu sayede hastalara hem fonksiyonel hem de estetik açıdan tatmin edici sonuçlar sunulmaktadır. İmplant tedavisinin uzun dönem başarısı; hastanın sistemik durumu, oral hijyen, kemik kalitesi ve uygun cerrahi-protetik planlamaya bağlıdır. Dental implantlar günümüz diş hekimliğinde protetik tedavi seçenekleri arasında önemli bir yer edinmiştir (Misch CE, 2014)

## 2. Dental İmplantların Protetik Komponentleri

Dental implant tedavisi sadece cerrahi aşamasının değil, aynı zamanda protetik restorasyon sürecinin de titizlikle planlanmasını gerektiren çok disiplinli bir yaklaşımdır. İmplant üstü protezlerin başarısı, implant-protez arayüzünü oluşturan bileşenlerin doğru anlaşılmasına ve uygulanmasına bağlıdır (Misch CE, 2008). Bu bağlamda, dental implant sistemlerinde yer alan protetik komponentler fonksiyonel, estetik ve biyolojik açıdan başarılı bir sonuç elde edilmesini sağlar. Misch (Misch vd., 1992), Amerika Birleşik Devletleri'nde yaygın olarak kullanılan beş farklı implant sistemini inceleyerek, restoratif sürecin kronolojisine göre bir sınıflandırma önermiştir. Bu sınıflandırma, klinik uygulamalarda standardizasyon sağlamak adına önemli bir referans kabul edilmiştir (Misch CE, 2008).

### Protez Vidası

Protez vidası, dayanak ile implant gövdesi arasındaki bağlantıyı sağlayan, genellikle titanyumdan üretilen bağlantı elemanıdır. Bu vida, dayanağın içinden geçerek implant içerisine sıkıca oturur ve mekanik stabilite sağlar (Misch CE, 2014).

### **Protetik Koping**

Protetik koping, ince bir kapaktır ve genellikle vida tutuculuğu için dayanağa uyacak şekilde tasarlanmıştır. Dayanak ile protez veya üst yapı arasındaki bağlantıyı sağlar (Misch CE, 2014).

### **Analog**

Analog, implant veya dayanağı ana modelde temsil eden elemandır. Klinik ölçü alındıktan sonra analog, transfer kopingine bağlanır ve ölçü içerisine ana model için alçı dökülür. İki ana türü bulunur: İmplant gövdesi analogu, dayanak analogu. Bu analoglar, çalışma modelinde gerçek implant veya dayanak yerine geçerek laboratuvar işlemlerinde kolaylık sağlar (Misch CE, 2014).

### **Transfer Koping**

Transfer kopingler, implantın ağız içindeki konumunun ölçü aracılığıyla model ortamına taşınmasını sağlar. İki ana yöntemle uygulanır: Direkt (açık kaşık) transfer koping, indirekt (kapalı kaşık) transfer koping. Transfer koping seçimi, klinik duruma, implant pozisyonuna ve hekimin tercihinine göre değişmektedir (Misch CE, 2014).

### **Dayanak**

Dayanak, dental implant ile protetik üst yapı arasındaki bağlantıyı sağlayan yapıdır. Bu yapı hem destek sağlar hem de protezin retansiyonunu üstlenir. Tedavi planına ve kullanılacak protez tipine göre çeşitli şekil ve materyallerde üretilmektedir. Dayanaklar; retansiyon tipi (vida veya siman), materyal türü (titanyum, zirkonya vb.) ve protez tipine (sabit, hareketli) göre sınıflandırılabilir (Misch CE, 2014).

## **3. İmplant Üzeri Sabit Protezlerde Tutucu Tipleri**

Dental implantlar üzerine yapılan sabit protezlerde, restorasyonların implantlara bağlantı tipi tedavinin başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan iki bağlantı şekli siman tutuculu ve vida tutuculu sistemlerdir (Sherif vd., 2014; Wittneben vd., 2017). Bu iki sistem; estetik, biyomekanik dayanıklılık, pasif uyum, retansiyon gücü, komplikasyon sıklığı, klinik takip kolaylığı gibi yönlerden farklılık göstermektedir. Restorasyonun seçimi, genellikle implant pozisyonu, estetik gereksinim, erişim kolaylığı ve bakım ihtiyaçları doğrultusunda belirlenmektedir (Lemos vd., 2016).

### **Siman Tutuculu Restorasyonlar**

Siman tutuculu sistemlerde protez, dayanak üzerine dental simanla sabitlenmektedir. Bu sistem estetik açısından avantajlıdır çünkü vida deliği bulunmaz ve restorasyonun oklüzal yüzeyi bütünlüğünü korur (Shadid vd., 2012). Ayrıca pasif uyum sağlama konusunda da siman

tabakası tolere edici bir rol üstlenebilir (Wittneben vd., 2017). Siman tutuculu implant üstü restorasyonlar, vida deliğinin bulunmaması nedeniyle özellikle estetik beklentinin yüksek olduğu anterior bölgelerde önemli bir avantaj sunmakta; ayrıca siman boşluğunun küçük uyumsuzlukları kompanse edebilmesi sayesinde pasif uyum olasılığını artırmaktadır. Geleneksel laboratuvar teknikleriyle kolay üretilebilmesi ve kısa arklı restorasyonlarda görece daha düşük maliyetli olması da bu sistemlerin pratik üstünlükleri arasında yer almaktadır. Bununla birlikte, implant pozisyonunun ideal olmadığı olgularda vida deliğinin estetik açıdan sorun yaratacak bir noktaya denk gelmesini önleyebilmesi önemli bir klinik avantaj olarak kabul edilmektedir (Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017). Ancak siman tutuculu restorasyonların en önemli dezavantajı, özellikle derin submukozal marjinlerde temizlenmesi güç olan siman artıklarının peri-implantitis riskini artırmasıdır. Ayrıca restorasyonun sökülmesi gerektiğinde yapının zarar görme olasılığı yüksek olup çoğu zaman kesilerek çıkarılması gerekmektedir. Vida tutuculu sistemlere kıyasla daha düşük retansiyon gücü, sınırlı tamir edilebilirlik ve siman sızıntısına bağlı mikrosızıntı, marjinal boşluk gibi teknik komplikasyonlar da önemli dezavantajlar arasındadır. Dayanak vidası gevşediğinde üst yapının sökülmesinin zor olması, bu tür mekanik problemlere müdahaleyi güçleştirmekte ve klinik yönetimi zorlaştırmaktadır (Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

### **Vida Tutuculu Restorasyonlar**

Vida tutuculu sistemlerde protez direkt olarak ya da dayanak aracılığıyla implanta vida ile sabitlenir. Bu sistem genellikle arka bölgedeki protezlerde, sınırlı interoklüzal mesafeye sahip vakalarda ve estetik gereksinimin az olduğu hastalarda tercih edilmektedir (Lemos vd., 2016; Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

Vida tutuculu implant üstü restorasyonlar, yüksek geri alınabilirlik (retrievability) özellikleri sayesinde mekanik ya da biyolojik komplikasyonlar geliştiğinde protezin zarar görmeden çıkarılmasına olanak tanımakta ve bu yönüyle uzun dönem bakım ve tamir süreçlerinde önemli bir klinik avantaj sunmaktadır. Siman kullanılmaması nedeniyle siman artığına bağlı peri-implantitis riski düşüktür ve bu durum özellikle tam ark implant destekli sabit protezlerde ağız hijyeninin korunması açısından büyük önem taşımaktadır. Ayrıca vida gevşemesi gibi teknik komplikasyonlara doğrudan ve hızlı müdahale edilebilmesi, bu sistemlerin klinik yönetimini kolaylaştırmaktadır. İmplantın ideal açıda yerleştirildiği olgularda, vida deliğinin estetik açıdan tolere edilebilir konumda kalması sayesinde anterior bölgelerde dahi uygulanabilmesi mümkündür. Bununla birlikte, vida deliğinin varlığı özellikle estetik bölgelerde restorasyon görünümünü olumsuz etkileyebilmekte ve oklüzal tabloda yer

kaplaması oklüzal stabiliteyi azaltabilmektedir. Teknik üretim sürecinin daha karmaşık ve maliyetli olması, ek komponent gereksinimi ve vida deliğinin porselen yapıyı zayıflatmasına bağlı artmış porselen kırığı riski de önemli dezavantajlar arasında yer almaktadır. Ayrıca implant pozisyonunun ideal olmadığı durumlarda vida çıkış yönünün estetik veya fonksiyonel açıdan uygun olmayan bir noktaya denk gelmesi, vida tutuculu restorasyonların kullanımını sınırlandırabilmektedir (Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

#### **4. Dental İmplantolojide Başarı**

Dental implantolojide başarı yalnızca implantın osseointegre olması ile sınırlı değildir. Başarılı bir implant, fonksiyonel, estetik ve biyolojik olarak stabil olmalı, hasta memnuniyetini sağlamalıdır. Başarı kriterleri arasında ağrı ve mobilite olmaması, röntgende radyolüsent alan gözlenmemesi, marjinal kemik kaybının yıllık 0.2 mm'den az olması gibi objektif ölçütler yer alır (Albrektsson vd., 1986). Ancak güncel yaklaşımlar yalnızca bu parametrelerle sınırlı kalmayıp, hastanın memnuniyet düzeyini ve protetik komplikasyonları da değerlendirmeye almaktadır (Papaspıridakos vd., 2012). Dental implant başarısında biyouyumlu materyallerin kullanımı, implant yüzey özellikleri, kemik kalitesi, cerrahi teknik, iyileşme süreci ve protetik yükleme fazı önemli rol oynar (Albrektsson vd., 1986). Ayrıca, sigara kullanımı, kötü ağız hijyeni, diyabet gibi sistemik faktörler de implant çevresi dokularda inflamasyon gelişimine zemin hazırlayarak implantın uzun dönem başarısını olumsuz etkileyebilir (Clark vd., 2016). Peri-implant hastalıkların önlenmesi, başarıyı sürdürülebilmek için kritik öneme sahiptir. Peri-implantitis gibi komplikasyonlar implant kaybına yol açabileceğinden, düzenli kontroller ve hasta eğitimi implant başarısını artırmada anahtar faktörlerdir (Clark vd., 2016).

#### **5. Dental İmplantolojide Başarısızlık**

Dental implantların başarısızlığı erken (osseointegrasyon sağlanmadan önce) veya geç (fonksiyon sonrası) dönemlerde meydana gelebilir. Erken kayıplar genellikle yetersiz primer stabilite, enfeksiyon veya cerrahi travma gibi nedenlere bağlıdır. Geç kayıplar ise daha çok peri-implantitis, aşırı oklüzal kuvvetler veya hatalı protetik uyum gibi etkenlere dayanır (Tolstunov, 2006). Papaspıridakos ve vd. sistematik derlemesine göre, teknik veya biyolojik komplikasyonların yaşandığı implantüstü protezlerde uzun vadeli başarı oranları anlamlı şekilde düşmektedir. Bu komplikasyonlar arasında vida gevşemesi, dayanak kırıkları, porselen çatlakları ve kemik rezorpsiyonu yer almaktadır (Papaspıridakos vd., 2012). Ayrıca, peri-implantitis implant kayıplarını yaygınlaştıran nedenlerinden biridir ve marjinal kemik kaybı ile görülür (Clark vd., 2016). Çalışmalar peri-implantitisin %4,7 ile %43 oranında görülme sıklığına sahip olduğunu bildirmektedir. Bu durum, özellikle oral hijyenin yetersiz olduğu ve

restorasyon konturunun biyolojik genişlik ile uyumsuz olduğu vakalarda daha yaygındır (Marcantonio vd., 2015). Başarısızlığı etkileyen önemli diğer bir faktör de sistemik anti-resorptif ilaçların kullanımınıdır. Bu ilaçlar özellikle onkolojik endikasyonlarla uygulandığında, çene osteonekrozuna ve dolayısıyla implant kaybına neden olabilmektedir (Papadakis vd., 2021).

## **6. Dental İmplantların Komplikasyonları**

Dental implant tedavileri yüksek başarı oranlarına sahip olsa da tedavi sürecinde çeşitli komplikasyonlar görülebilir. Bu komplikasyonlar genellikle cerrahi komplikasyonlar, erken implant kaybı, marjinal kemik kaybı, yumuşak doku sorunları, estetik/fonetik problemler ve mekanik sorunlar olarak gruplandırılmaktadır (Goodacre vd., 2003).

### **Cerrahi Komplikasyonlar**

İmplant cerrahisi sırasında ya da sonrasında görülebilen komplikasyonlar arasında sinir hasarı, aşırı kanama, mandibula fraktürü, komşu dişlerde vitalite kaybı ve anatomik yapıların zedelenmesi gibi olaylar yer alır (Johns vd., 1992; Rothman vd., 1995). Literatürde, implant cerrahilerinde en sık karşılaşılan komplikasyonlar arasında kanama (%24) ve sinir hasarı (%7) bildirilmiştir (Goodacre vd., 2003). Özellikle alt çenede yoğun rezorpsiyon olan olgularda nadir de olsa mandibula fraktürü riski söz konusudur (Johns vd., 1992; Rothman vd., 1995).

### **İmplant Kaybı**

İmplant kayıpları erken (osseointegrasyon öncesi) veya geç (fonksiyon sonrası) dönemlerde meydana gelebilir. Erken kayıplar genellikle enfeksiyon, cerrahi travma veya yetersiz primer stabiliteye bağlıdır. Geç kayıplarda ise biyomekanik aşırı yüklenmeler, hatalı protez yapımı ve peri-implant hastalıklar etkili olur (Sakka vd., 2012). İmplant kayıpları %0,7-6,3 oranında ilk bir yıl içinde meydana gelmektedir (Chrcanovic vd., 2016; Labriaga vd., 2017).

### **Marginal Kemik Kaybı**

Başarılı implantlarda kabul edilen marjinal kemik kaybı yıllık ortalama 0.1–0.2 mm'dir. Bunun üzerindeki kayıplar; dayanak ile implant arasındaki mikrosızıntılar, aşırı oklüzal kuvvetler veya protezin kötü uyumu nedeniyle oluşabilir (Oh vd., 2002). Özellikle siman tutuculu restorasyonlarda siman artıklarının bu süreci hızlandırdığı belirtilmiştir (Ramer vd., 2014).

### **Yumuşak Doku Komplikasyonları**

Yumuşak doku komplikasyonları, implantın uzun vadeli başarısını ve estetik sonuçlarını olumsuz etkileyebilecek önemli sorunlardır. Bunlar arasında peri-implant mukozitis, yumuşak doku çekilmesi, fistül oluşumu ve doku proliferasyonu gibi durumlar yer alır. Bu tür komplikasyonlar genellikle yetersiz ağız hijyeni, dayanağın hatalı yerleşimi veya restorasyonun

tasarım hatalarıyla ilişkilidir. Özellikle, implant çevresinde yeterli miktarda keratinize yumuşak doku bulunmaması, plak birikimini artırarak peri-implant hastalıkların gelişimine zemin hazırlayabilir. Bu nedenle, implant cerrahisi öncesinde ve sonrasında yumuşak doku yönetimi büyük önem taşır (Esquivel-Upshaw vd., 2015; Kasnak vd., 2017).

### **Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar**

Özellikle ön bölgelerde papilla kaybı, yetersiz dudak desteği gibi estetik problemler görülebilir ve bunlar estetik beklentilerin karşılanamamasına yol açar (Bashutski vd., 2007). Fonetik komplikasyonlar çoğunlukla üst çenede görülür. Kısıtlı veya dar palatal boşluk nedeniyle veya protez ile mukoza arasında oluşan boşluklar sonucu konuşma bozuklukları ortaya çıkabilir (Singh, 2021).

### **Mekanik Komplikasyonlar**

Mekanik komplikasyonlar, implanta ve üst yapıya gelen aşırı yüklerin etkisiyle ortaya çıkar ve implantla alakalı ve protezle alakalı olanlar olarak ikiye ayrılırlar. Bunlar arasında dayanak vidasının gevşemesi/kırılması ve implant kırığı implant ile alakalı iken; porselen çatlağı, protezin kırılması, retansiyon kaybı gibi sorunlar da protez ile alakalı komplikasyonlar içinde yer alır (Goodacre vd., 1999). Bu durumlar genellikle oklüzal kontrol eksikliği, kötü protez tasarımı veya hasta uyumsuzluğu ile ilişkilendirilir (Schwarz, 2000).

## **7. Dayanak Vidası Mekanikliği ve Vida Stabilesini Etkileyen Faktörler**

### **7.1 Vida Mekanikliği**

Dental implant sistemlerinde, implant ile dayanak arasındaki stabil bağlantıyı sağlayan en önemli yapı, vida bağlantısıdır. Bu bağlantı, dayanak vidasının implanta torklanmasıyla sağlanır. Vidanın implant ve dayanak bileşenlerini bir arada tutan güce "sıkıştırıcı kuvvet" ya da daha teknik bir ifadeyle ön yük (preload) adı verilir (McGlumphy vd., 1998).

Tork kuvveti uygulandığında, vida üç farklı temas noktasında kuvvet oluşturur. Bunlar; vida başı ile dayanak arasında, dayanak ile implant arasında ve vida yivleri ile implant iç yivleri arasındadır (Winkler vd., 2003). Tork arttıkça, vida gövdesi yay gibi uzar ve bu uzama sırasında yivlerde gerilim meydana gelir. Bu gerilim, vida elastik sınırına ulaşana kadar devam eder ve vida elastik geri dönüşüm sayesinde dayanak ile implant arasında kalıcı bir çekme kuvveti oluşturur. Bu kuvvet, bağlantıyı stabilize eden ön yüküdür (Haack vd., 1995). Ön yük, uygulanan torkla doğru orantılıdır. Ancak uygulanan tork kuvvetinin tamamı bu yükü oluşturmaz. Yapılan çalışmalarda, bu kuvvetin yaklaşık %50'si vida başı ile dayanak arasındaki sürtünmeyi aşmak

için harcanır. %40'ının ise vida ve implant yivleri arasındaki sürtünmeye harcandığı, yalnızca yaklaşık %10'luk kısmının vidada gerilim oluşturduğu belirtilmiştir (Shigley, 1989).

## 7.2 Dayanak Vidası Gevşeme Nedenleri

Dental implant tedavilerinde uzun dönem başarının sağlanması, sadece implantın osseointegrasyonu ile değil; aynı zamanda protetik bileşenlerin stabilitesi ile de doğrudan ilişkilidir. Bu bağlamda, özellikle implant üstü tek kron restorasyonlarda sıklıkla karşılaşılan dayanak vida gevşemesi hem mekanik hem de biyolojik komplikasyonlara neden olabilmektedir (Borie vd., 2015; Krishnan vd., 2014).

Vida gevşemesinin görülme sıklığı, literatürdeki klinik çalışmalar arasında değişkenlik göstermektedir. Özellikle tek diş implantlarını konu alan sistematik derlemelerde, implantın doğru pozisyonda yerleştirildiği durumlarda vida gevşemesinin oldukça düşük oranda gerçekleştiği ve 3 yıllık takip süresinin sonunda implantların yaklaşık %97'sinin stabil kaldığı belirtilmiştir (Theoharidou vd., 2008). Buna karşın implantın çapı, boyu, üretildiği malzeme, vida tasarımı, bağlantı tipi, protezin tasarımı, uygulanan tork değeri ve hastanın oklüzal alışkanlıkları gibi birçok parametrenin değişkenlik göstermesi nedeniyle diğer çalışmalarda daha yüksek oranlar bildirilmiştir (Kourtis vd., 2017). Örneğin 5,3 yıl süren gözlemsel araştırmalar, vida gevşemesi komplikasyonunun %5,1 ile %11,7 arasında değişen oranlarda görüldüğünü ortaya koymuştur (Cho vd., 2004; Sailer vd., 2009). Pardal-Pelaez ve vd. (2018), vida gevşemesine neden olan faktörleri araştırdığı 50 çalışmayı kapsayan derlemede ilgili faktörler Tablo 1.'deki gibi sınıflandırılmıştır (Pardal-Pelaez vd., 2018).

**Tablo 1.** Vida gevşemesine etki eden faktörler.

<b>Üretici</b>	Vida Geometrisi ve Dizaynı Bağlantı Tipi Platformun Genişliği Protetik Dayanağın Dizaynı Komponentler Arasındaki Pasif Uyum Anti Rotasyonel Elementlerin Dizaynı
<b>Protez Dizaynı</b>	Kantilever Kron Yüksekliği
<b>Klinisyen</b>	Yetersiz Tork ve Torkun Elle Uygulanması Vidanın Yanlış Pozisyonlandırılması
<b>Hasta</b>	Parafonksiyonel Alışkanlıklar Oklüzal İnterferanslar Biyomekanik Aşırı Yük
<b>İmplant-Dayanak Bağlantısı</b>	Oturma Etkisi

### **Mekanik Faktörler**

Ön yük, implant-dayanak kompleksini bir arada tutan sıkma kuvvetidir ve bu kuvvetin zamanla azalması, bağlantının stabilitesini bozar. Çiğneme kuvvetleri ön yükü aştığında, protetik bileşenler arasında mekanik dengesizlikler meydana gelir. Mikro hareketler vidanın gevşemesine, yani işlevini kaybetmesine ve mekanik komplikasyonlara yol açar. Bununla birlikte ön yük kaybı da ortaya çıkar (Dailey vd., 2009). Yapılan çalışmalar, çiğneme kuvvetlerinin yarattığı gerilimlerin vida torkunu azalttığını ve bunun sonucunda vida gevşemesiyle ilişkili mikro boşluklar oluştuğunu ortaya koymuştur (Barreiros vd., 2020; Tribst vd., 2021) .

### **İmplant- Dayanak Bağlantı Tasarımı ve Geometrik Faktörler**

İmplant-dayanak bağlantı tasarımı, vida stabilitesinde kritik rol oynar. İnternal konik bağlantılar, eksternal hegzagonal sistemlere göre daha yüksek mekanik dayanıklılık gösterirken eksternal sistemlerde vida gevşemesi daha sık görülen bir komplikasyondur (Gracis vd., 2012). Ayrıca vida uzunluğu gibi geometrik özelliklerin de gevşeme riskini etkilediği belirtilmektedir (Kanneganti vd.,2018)

### **Uygulama Hataları ve Klinik Prosedürler**

Vida gevşemesi, yanlış tork uygulamaları ve uygun olmayan klinik prosedürler sonucunda da meydana gelebilir. Yetersiz sıkma kuvveti, vida ile implant iç yüzeyi arasında yeterli sürtünme oluşturamaz ve bu da gevşemeye neden olur. Klinik ortamda kullanılan manuel tork anahtarlarının doğrulukları zamanla azalabilir (Yılmaz vd., 2015). Ayrıca vida yüzeyinin kontaminasyonu ya da tekrar kullanımı gibi faktörler de bağlantı stabilitesini zayıflatabilir (Gumus vd., 2014).

### **Oklüzal Yükler ve Parafonksiyonel Alışkanlıklar**

Bruksizm gibi para fonksiyonel alışkanlıklar, implant-protez kompleksine gelen yükü artırarak vidanın mikro seviyede hareketlerle gevşemesine neden olabilir. Özellikle posterior bölgelerde bulunan tek diş restorasyonlarında, oklüzal temasların dikkatli ayarlanması büyük önem taşır. Geniş oklüzal tabla, vida gevşemesi riskini artırabilir ve zaman içinde oklüzal denge değişebileceğinden periyodik inceleme ve ayarlama gerektirir (Bakaeen vd., 2001). Pardal-Pelaez ve vd. çalışmasında tork kaybını azaltmak için alınabilecek önlemler Tablo 2.'deki gibi listelenmiştir (Pardal-Peláez vd., 2018)

**Tablo 2.** Tork kaybını azaltmak için alınabilecek önlemler.

<b>Üretici</b>	Anti-vibrasyon komponentlerinin vidaya eklenmesi Vida dizaynı Bağlantı tipi Dayanak-implant iç bağlantısının geliştirilmesi Anti rotasyonel elementlerin dizaynı Vidaya yüzey kayganlaştırıcıların uygulanması Sürtünme etkisinin azaltılması
<b>Protez Dizaynı</b>	Dar oklüzal tabla Parçaların pozitif uyumu
<b>Klinisyen</b>	Tork anahtarının kullanılması İlk torklamadan 10 dakika sonra yeniden torklama yapılması Tork önerilerine uyulması Vidalama hızının arttırılması Yeterli sayıda implantın doğru teknikle uygulanması Oklüzal tasarımın doğru yapılması
<b>Hasta</b>	Hasta seçimi ve para fonksiyonel alışkanlıklar

### 7.3 Ön Yükleme Kuvveti (Preload)

Dental implant tedavisinde dayanak vidasının stabilitesi, implant-dayanak bağlantısının güvenliğini belirleyen temel unsurlardan biridir. Bu bağlantının sağlamlığı, vidaya uygulanan tork ve bu torkun sonucu olarak elde edilen ön yük (preload) ile doğrudan ilişkilidir (Park vd., 2010). Vidalara tork uygulanarak sıkma işlemi yapılır. Tork kuvveti uygulanan vida uzar ve vida yüzeyi boyunca bir gerilim oluşarak ön yük meydana gelir. İmplant ve dayanak arasındaki stabil bağlantıyı sağlayan vidanın elastik geri dönüşümü bir “sıkma kuvveti” yaratır. Uzama ve elastik geri dönüşümün oluşturduğu ön yük, sıkma kuvvetinin büyüklüğüne eşittir (Haack vd., 1995; McGlumphy vd., 1998). Misch, implant üstü bağlantılarda ön yükün (preload) oluşumu ve korunmasının birden fazla faktörden etkilendiğini vurgulamış ve bu süreci belirleyen altı temel parametre tanımlamıştır. Buna göre uygulanan tork büyüklüğü, vida başının dizaynı, vida yivlerinin geometrisi ve sayısı, vidanın üretildiği metalin materyal özellikleri, yüzey karakteristikleri ile vidanın çapı, ön yük miktarını ve dolayısıyla bağlantının mekanik stabilitesini doğrudan etkileyen temel faktörler arasında yer almaktadır (Misch, 2015).

**Tork Büyüklüğü:** Tork, vidaya uygulanan dönme kuvveti olup Ncm cinsinden ifade edilir. Uygulanan torkun büyüklüğü, elde edilecek ön yük miktarını belirler. Yetersiz tork, bağlantının gevşemesine neden olurken, aşırı tork ise vida materyalinin plastik deformasyon sınırını aşarak kalıcı hasara, yivlerin bozulmasına ve sonrasında vidanın kırılmasına yol açabilir. Bu nedenle literatürde önerilen optimal tork seviyesi, vida materyalinin elastik sınırının yaklaşık %75’i

oranında bir gerilim yaratacak düzeyde olmalıdır (Green vd., 2002; Yao vd., 2012). Klinikte, torkun kontrollü şekilde uygulanabilmesi için mekanik veya dijital tork raşetleri kullanılmalıdır.

**Vida Başının Dizaynı:** Vida başının geometrik yapısı; sürtünme kuvvetlerini ve bağlantı sırasında oluşan gerilme dağılımını etkileyerek, elde edilen ön yükün büyüklüğünü belirler. Düz bir form, sıkma sırasında daha fazla yüzey teması sağlayarak daha iyi tork transferi sunar. Ancak açılı form, torkun bir kısmını eğik düzlem boyunca kaybettiğinden, vida yivlerine daha az yük aktarılmasına neden olur. Bu yüzden açılı forma sahip vidaların, pasif uyum göstermeyen protetik üst yapılarda kullanımı sınırlıdır (Misch, 2015).

**Vida Yiv Sayısı ve Dizaynı:** Vida yivleri, ön yükün eşit şekilde dağılmasını sağlayan kritik alanlardır. Dayanak vidaları genellikle V-şekilli 30° açılı şekilde üretilmektedir (Shigley, 1989). Bu tasarımda ilk birkaç yiv, stresi taşıyan ana bölgeleri oluşturur. Bu yüzden dayanak vidalarında çok fazla yiv yoktur ve genelde 4 veya 5 yivle sınırlıdır (Binon, 1995).

**Metalin Cinsi:** Vida üretiminde kullanılan metalin elastik modülü ve akma sınırı, sıkma işlemiyle elde edilen ön yükü doğrudan etkiler. Klinik kullanıma uygun dört farklı tipte saf titanyum üretilmiştir. Grade 1'den Grade 4'e gidildikçe materyalin mekanik dayanımı ve sertliği artmaktadır (Linkevicius vd., 2008). Grade 5 titanyum (Ti-6Al-4V), yüksek dayanım ve elastiklik özellikleri sayesinde daha fazla ön yük taşımaya uygundur (Misch, 2015).

**Yüzey Özellikleri:** Dayanak vida sistemlerinin yüzey özellikleri oldukça önemli ve literatürde farklı görüşlerin bulunduğu bir özelliktir. Vida yüzeyinin pürüzlülüğü veya düzgünlüğü, bağlantı stabilitesi üzerinde doğrudan etkilidir. Bazı araştırmacılar, pürüzlü ve kaba yüzeylerin, vida ve implant içerisindeki yüzeyler arasında mekanik sürtünmeyi artırarak gevşemeyi önleyici rol oynadığını belirtmektedir (Lee vd., 2015). Karşıt bir görüşe göre ise, yüzey sürtünmesini azaltan düzleştirilmiş veya kaplanmış vida yüzeylerinin aynı torkla daha yüksek ön yük elde edilmesini sağladığı, bu sayede bağlantının biyomekanik olarak daha güvenli hale geldiği ifade edilmiştir. Bu görüşe göre daha az sürtünme, torkun daha verimli kullanılmasına imkân tanıyarak vida üzerindeki yük transferini iyileştirmektedir (Binon, 1995; Winkler vd., 2003).

**Vidanın Çapı:** Vida çapı arttıkça hem temas yüzeyi hem de yük taşıma kapasitesi artar. Daha büyük çaplı vidalar, daha fazla elastik deformasyon ve daha yüksek ön yük taşıma potansiyeli sunar. Bu, özellikle posterior bölgelerdeki yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı direnç açısından önemlidir (Misch, 2015; Shen vd., 2024)

#### 7.4 Oturma Etkisi (Settling Effect)

İmplant-dayanak bağlantılarında vida gevşemesine neden olan mekanizmadan biri de oturma etkisidir (Winkler vd., 2003). Her ne kadar vidaların yüzeyi makroskobik olarak düzgün

görünse de mikroskobik seviyede düzensizlikler içerir. Bu mikro pürüzler, vida ile dişli yüzeyin tam temas kurmasını engeller (Lee vd., 2015; Winkler vd., 2003).

İlk sıkma işlemi sırasında uygulanan yük altında bu pürüzlü yüzeyler kısmen düzleşerek yüzeyler arasında mikro hareketlerin oluşmasına neden olur. Bu mikro hareketler, bağlantı stabilitesini zayıflatır ve ön yük kaybına yol açar. Literatürde, bu oturma etkisi nedeniyle uygulanan torkun yaklaşık %2 ila %20'sinin kayba uğrayabileceği bildirilmiştir (Holmes, 1988; Sakaguchi vd., 1995). Bu nedenle, çıkarma tork değeri genellikle ilk sıkma tork değerinden daha düşüktür (Jaarda vd., 1994). Siamos ve vd. tarafından yürütülen bir in vitro çalışmada, bu tork kaybını telafi etmek amacıyla ilk sıkmadan 10 dakika sonra aynı torkla vidanın tekrar sıkılması önerilmiştir. Bu uygulama, oturma etkisinden kaynaklanan mekanik kayıpların en aza indirilmesine katkı sağlamaktadır (Siamos vd., 2002).

## **8. Vida Yüzeyine Uygulanan Sızdırmazlık Ajanları**

### **8.1 Klorheksidin**

Klorheksidin, geniş spektrumlu antimikrobiyal özellikleri sayesinde diş hekimliği ve implantolojide yaygın olarak kullanılır. Ağız boşluğunda bakteri, virüs ve mantar oluşumunu kontrol etmeye yardımcı olur. Genel diş hekimliği uygulamalarında, diş eti iltihabı ve periodontitisin önlenmesi ve tedavisi için kullanılır. Özellikle mekanik temizliğin sınırlı olduğu durumlarda enfeksiyon riskini azaltmak ve iyileşmeyi desteklemek için ağız cerrahisi sırasında yardımcı bir etkidir (Brookes vd., 2020; Deus vd., 2022).

İmplantolojide klorheksidin, implant boşluğu içinde ve dayanak arayüzünde bakteri kolonizasyonunu ve enfeksiyon riskini azaltmak, peri-implantitis riskini düşürmek ve özellikle erken iyileşme aşamasında ve dayanak bağlantısından sonra peri-implant dokulardaki iltihabı en aza indirmek için dental implantların etrafında kullanılır (Asbi vd., 2021). Çalışmalar, klorheksidin uygulamasının *Porphyromonas gingivalis* gibi zararlı bakterilerin varlığını ve iltihap belirteçlerini azaltabileceğini, bunun da kısa vadede yumuşak doku sağlığının iyileşmesine ve potansiyel olarak daha az marjinal kemik kaybına yol açabileceğini göstermektedir (D'Ercole vd., 2020). Ancak, uzun vadeli faydaları daha az açıktır ve bazı kanıtlar, düzenli profesyonel bakımın sürdürülebilir implant sağlığı için eşit derecede önemli olduğunu göstermektedir (D'Addazio vd., 2023).

### **Dayanak Vidası Üzerindeki Mekanik Etkileri**

Klorheksidin'in dayanak vida mekaniği üzerindeki etkisi karmaşıktır; bakteri sayısını ve iltihabı azaltabilirken, vida gevşemesi ve tork stabilitesi üzerindeki etkisi çalışmaya ve klinik duruma bağlı olarak değişir. Birkaç in vitro çalışma, dayanak vidasına veya implant boşluğuna

klorheksidin jel uygulanmasının, yüklemmeden sonra kontrollere kıyasla çıkarma torkunu veya vida gevşemesini önemli ölçüde etkilemediğini bulmuştur (Bishti vd., 2025; Mandlbauer vd., 2020). Ancak bazı çalışmalar, klorheksidin jelinin çıkarma torku ve ön yük değerlerini azaltabileceğini ve potansiyel olarak vida gevşemesi riskini artırabileceğini bildirmektedir. Öte yandan başka araştırmalar, klorheksidin kontaminasyonunun çıkarma torku değerlerini artırabileceğini ve bazı senaryolarda mekanik stabiliteyi iyileştirebileceğini göstermektedir (Mostafavi vd., 2021; Yang vd., 2022).

## **8.2 Silikon Dolgu Materyalleri**

### **Vida Stabilitesi ve Ön Yük Üzerindeki Etkileri**

Silikon içeren sızdırmazlık jellerinin dayanak vidalarına uygulanması vidaların zamanla gevşeme olasılığını düşürür ve ön yükü koruyarak protezin stabilitesinin sürdürülmesine yardımcı olur. Yapılan bir çalışmada silikon sızdırmazlık jeli uygulaması, sızdırmazlık jeli uygulanmayan vidalara kıyasla protez vidaların çıkarma tork değerini önemli ölçüde artırmıştır. Ayrıca vidanın ön yükünü azaltmadığı görülmüştür (Seloto vd., 2020).

### **Mikrosızıntı ve Bakteriyel Sızdırmazlık Üzerindeki Etkileri**

Silikon dolgu maddelerinin, implant–dayanak arayüzündeki bakteri kontaminasyonunu azaltmada potansiyel bir etkiye sahip olabileceği bildirilmiştir. Bu durum, implantın iç bileşenlerinin ağız bakterilerinden kısmen korunmasına katkı sağlayarak peri-implant inflamasyon ve enfeksiyon riskinin azaltılmasına yardımcı olabilir (Ozdiler vd., 2018). Bu materyal genellikle dokuları tahriş etmez. Bu yüzden klinik kullanım için güvenlidir (Fernandes vd., 2023). Silikon dolgu materyallerinin bakteri sızıntısını önlemedeki etkinliği klorheksidin jel ile karşılaştırılabilir düzeydedir ve her ikisi de arayüzün açıkta bırakılmasından daha üstün sonuçlar göstermiştir (Ozdiler vd., 2018).

### **Klinik Uygulama**

Silikon dolgu materyalleri, protezin takılmasından önce doğrudan implant-dayanak arayüzüne veya vida erişim kanalına uygulanır. Protezin mekanik uyumunu veya fonksiyonunu etkilemezler (Ozdiler vd., 2018). Bu materyaller vida erişim kanalından kolayca çıkarılabilir. Bu yüzden vida ile ilgili yaşanabilecek komplikasyonları gidermek için vidaya erişimi kolay hale getirir (Zhou vd., 2022).

### **GapSeal®**

GapSeal, implantların kılcal boşluklarının ve içi boş alanlarının sızdırmazlığı için kullanılabilir. İmplantın yerleştirilmesinden hemen sonra; yani kapama vidası vidalanırken, iyileşme başlığı

veya bir ölçü parçası takılmadan önce veya abutment vidalanmadan önce GapSeal'in kullanılması önerilmektedir. Kutu içeriğinde 10 tane uç ve aplikatör bulunmaktadır. Timol içeren yüksek viskoziteli silikon matris içeriğine sahiptir. Kalıcı olarak viskoz kalır ve alkolle kolayca çıkarılabilir. Materyaller ve dokular üzerinde olumsuz bir etkisi bilinmemektedir. Ayrıca implant içerisindeki boşlukların kapatılmasını garanti ederek olası mikroorganizma birikimine bağlı enfeksiyonların oluşumunu da önler. Özellikle vidalı protezler için endikasyonu vardır. Çünkü implant ve dayanak arasında boşluk ve vida yivleri bulunur. Siman tutuculu restorasyonlarda siman bakterilere maruz kalabilir, mikroorganizmalar implantların iç kısmına nüfuz edebileceği için bu tip restorasyonlarda da kullanımı önerilir (HAGER & WERKEN GmbH & Co. KG, 2018).

### **8.3 Ozon (O<sub>3</sub>)**

Ozon (O<sub>3</sub>), geniş spektrumlu antimikrobiyal etkilere sahip güçlü bir oksidan görevi görerek yara iyileşmesini destekler, iltihabı azaltır ve bağışıklık tepkilerini düzenler. Diş hekimliğinde her biri farklı klinik durumlara uygun olan gaz halindeki ozon; ozonlu su veya ozonlu yağlar şeklinde uygulanır. Bu formlar, ağız dokularını ve implant yüzeylerini dezenfekte etmenin yanı sıra yaralara veya lezyonlara doğrudan uygulama ile kullanılabilir (Rezaeianjam vd., 2025; Veneri vd., 2024).

#### **Diş Hekimliğinde Kullanımı**

##### **Periodontal Tedavi**

Ozon, periodontal tedaviler sonrası periodontal sağlığı iyileştirmede etkilidir. Mikrobiyal yükü azaltarak tedaviye daha iyi yanıt oranı sağlar (Rezaeianjam vd., 2025).

##### **Dental İmplantoloji**

İmplantın yerleştirilmesi sırasında ve peri-implant hastalıklarının tedavisinde yardımcı olarak kullanılır. İmplant yüzeylerinin dekontamine edilmesine, yumuşak doku iyileşmesinin hızlandırılmasına ve ameliyat sonrası rahatsızlığın azaltılmasına yardımcı olur (Randi vd., 2024).

##### **Endodonti ve Çürük Yönetimi**

Antimikrobiyal etkisi nedeniyle ozon, kök kanal dezenfeksiyonu ve çürük tedavisi için uygulanır. Ancak çürük yönetimindeki sonuçları karışıktır (Goswami vd., 2024).

##### **Diğer Uygulamalar**

Ozon ayrıca dentin aşırı duyarlılığının azaltılmasında ve oral lezyonların ve yaraların iyileşmesi için oral cerrahide yardımcı olarak kullanılır (Goswami vd., 2024; Rezaeianjam vd., 2025). İmplant-dayanak ara yüzündeki mikro boşluk, peri-implantitis ve implant başarısızlığına yol

açabilen bakteriyel kolonizasyona eğilimlidir. Ozonlanmış yağlar, ozonu stabil ve topikal bir formda sunarak implant-dayanak ara yüzeyinde antimikrobiyal etki sağlar. Ozonun güçlü oksitleyici etkisi, mikrobiyal hücre duvarlarını bozarak biyofilm oluşumunu azaltır ve doku iyileşmesini destekler (Rezaeianjam vd., 2025). Bu yüzden ozonlanmış yağlar arayüzdeki mikrobiyal sızıntıyı en aza indirerek peri-implant enfeksiyonları önlemeye veya yönetmeye yardımcı olabilir.

### **Hoffman's PeriO<sub>3</sub> Oil Jel**

PeriO<sub>3</sub> Oil jel bileşiminde ozonla zenginleştirilmiş zeytinyağı ve hint yağı bulunur. Ozonit içeren bu jel formülasyonu, kontrollü biçimde oksijen salınımı sağlayarak 48 saate kadar süren bir antimikrobiyal etki oluşturur. Gaz formundaki ozonun aksine jel formu daha uzun süreli ve lokalize bir etkinlik sunar. Ayrıca florayı bozmadan anaerobik patojenleri seçici olarak elimine eder. Böylece ağız ekosisteminin doğal dengesinin korunmasına katkı sağlar. Bu özellikleriyle PeriO<sub>3</sub> Oil Jel, klorheksidin veya antibiyotik içerikli ürünlere biyouyumlu bir alternatif olarak öne çıkmaktadır. Klinik kullanım açısından, Hoffman's PeriO<sub>3</sub> Oil Jel akut ve kronik diş eti iltihapları, peri-implant mukozitis ve peri-implantitis, stomatit, keilitis ve periodontitis gibi durumların destekleyici tedavisinde endikedir. Ayrıca profesyonel diş temizliği sonrasında veya implant çevresi dokuların bakımında uygulanarak yara iyileşmesini hızlandırdığı, ödemi azalttığı ve epitelizasyonu desteklediği bildirilmiştir. İmplant kapama vidası yerleştirildikten sonra, osseointegrasyon sürecinin tamamlanmasının ardından iyileşme başlığının yerleştirilmesi ve ölçü alma aşamaları sırasında vida boşluğuna ve çevre dokuya uygulanması önerilir. Uygulama genellikle steril pamuklu aplikatör veya enjektör yardımıyla hedef bölgeye ince bir tabaka halinde yapılır; jel formu, uzun süreli temas ve etkinlik sağlayarak bölgesel oksidatif dengeyi yeniden kurar (Hoffmann- Dental GmbH &Co.KG,2022).

### **SONUÇ**

Dental implant tedavilerinde implant–dayanak bağlantı stabilitesi, yalnızca osseointegrasyonla sınırlı olmayıp uygun protetik planlama ve klinik uygulamalarla doğrudan ilişkilidir. Dayanak vidasında yeterli ön yük elde edilebilmesi için üretici tarafından önerilen tork değerlerine uyulması ve oturma etkisi nedeniyle vidanın kısa süre sonra yeniden torklanması önem taşımaktadır. İmplant–dayanak bağlantı tasarımı, oklüzal düzenleme ve hastaya özgü biomekanik faktörler vida stabilitesini belirleyen temel unsurlar arasında yer almakta; özellikle internal bağlantılar ve dengeli oklüzal temaslar vida gevşemesi riskini azaltabilmektedir. Ayrıca sızdırmazlık ajanlarının kullanımı, implant–dayanak arayüzünde mikrosızıntıyı azaltarak hem mekanik stabiliteyi hem de peri-implant doku sağlığını destekleyebilir. Bu yaklaşımların

düzenli klinik takip ile birlikte bütüncül olarak uygulanması, implant destekli protetik restorasyonların uzun dönem başarısına katkı sağlamaktadır.

## REFERANSLAR

- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.
- Asbi, T., Hussein, H. A., Horwitz, J., Gabay, E., Machtei, E. E., & Giladi, H. Z. (2021). A single application of chlorhexidine gel reduces gingival inflammation and interleukin 1-β following one-stage implant placement: A randomized controlled study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 23(5), 726-734.
- Bakaeen, L. G., Winkler, S., & Neff, P. A. (2001). The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *Journal of Oral Implantology*, 27(2), 63-72.
- Barreiros, P., Neves, L., Aroso, C., Mendes, J. M., & Silva, A. S. (2020). Comparison in four different implant systems of mechanical resistance to maximal stress in prosthetic screws—an in vitro study. *Dentistry Journal*, 8(4), 116.
- Bashutski, J. D., & Wang, H.-L. (2007). Common implant esthetic complications. *Implant dentistry*, 16(4), 340-348.
- Binon, P. P. (1995). Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *International Journal of Prosthodontics*, 8(2).
- Bishti, S., Alsagher, M. S. E., Homa, M., Wolfart, S., & Tuna, T. (2025). Factors Influencing the Screw Stability of Implant-Supported Single Crowns: An In Vitro Study. *Materials*, 18(3), 506.
- Borie, E., Orsi, I. A., & de Araujo, C. P. R. (2015). The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(5), 321-329.
- Branemark, P. J. (1997). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *J. Plast. Reconstr. Surg.*, 11.
- Brookes, Z. L. S., Bescos, R., Belfield, L. A., Ali, K., & Roberts, A. (2020). Current uses of chlorhexidine for management of oral disease: a narrative review. *Journal of dentistry*, 103, 103497.
- Cho, S.-C., Small, P.-N., Elian, N., & Tarnow, D. (2004). Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3-to 7-year longitudinal data. *Implant dentistry*, 13(3), 245-250.
- Chrcanovic, B. R., Kisch, J., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2016). Factors influencing early dental implant failures. *Journal of dental research*, 95(9), 995-1002.
- Clark, D., & Levin, L. (2016). Dental implant management and maintenance: How to improve long-term implant success. *Quintessence Int*, 47(5), 417-423.
- D'Addazio, G., Manciocchi, E., Tafuri, G., Schiavone, R., Murmura, G., Mavriqi, L., Sinjari, B., & Caputi, S. (2023). Long-Term Efficacy of Chlorhexidine Gel in Single-Crown Implant Rehabilitation: A Five-Year Follow-Up Study. *Dentistry Journal*, 11(10), 228.

- Dailey, B., Jordan, L., Blind, O., & Tavernier, B. (2009). Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(2).
- D'Ercole, S., D'Addazio, G., Di Lodovico, S., Traini, T., Di Giulio, M., & Sinjari, B. (2020). Porphyromonas gingivalis load is balanced by 0.20% chlorhexidine gel. A randomized, double-blind, controlled, microbiological and immunohistochemical human study. *Journal of Clinical Medicine*, 9(1), 284.
- Deus, F. P., & Ouanounou, A. (2022). Chlorhexidine in dentistry: pharmacology, uses, and adverse effects. *International dental journal*, 72(3), 269-277.
- Esquivel-Upshaw, J., Mehler, A., Clark, A., Neal, D., Gonzaga, L., & Anusavice, K. (2015). Peri-implant complications for posterior endosteal implants. *Clinical oral implants research*, 26(12), 1390-1396.
- Fernandes, P. F., Grenho, L., Fernandes, M. H., Sampaio-Fernandes, J. C., & Gomes, P. S. (2023). Microgap and bacterial microleakage during the osseointegration period: An in vitro assessment of the cover screw and healing abutment in a platform-switched implant system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(1), 87-95.
- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. K. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(2), 121-132.
- Goodacre, C. J., Kan, J. Y. K., & Rungcharassaeng, K. (1999). Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(5), 537-552.
- Goswami, P., Sharma, K., Maiti, N., Yadav, S., Verma, V., & Puthenkandathil, R. (2024). Ozone: An adjunct in dental treatment. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 16(Suppl 1), S2-S4.
- Gracis, S., Michalakis, K., Vigolo, P., Vult von Steyern, P., Zwahlen, M., & Sailer, I. (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical oral implants research*, 23, 202-216.
- Green, N. T., Machtei, E. E., Horwitz, J., & Peled, M. (2002). Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant dentistry*, 11(2), 137-143.
- Gumus, H. O., Zortuk, M., Albayrak, H., Dincel, M., Kocaagaoglu, H. H., & Kilinc, H. I. (2014). Effect of fluid contamination on reverse torque values in bone-level implants. *Implant dentistry*, 23(5), 582-587.
- Haack, J. E., Sakaguchi, R. L., Sun, T., & Coffey, J. P. (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10(5), 529-536.
- HAGER & WERKEN GmbH & Co. KG. (2018). *GapSeal® instruction for use*. <https://www.hagerwerken.de/wp-content/uploads/2018/09/GapSeal-GBA-16S-A7-Rev05-0918-kl-1.pdf>
- Holmes, H. (1988). A spiral lock for threaded fasteners. *Mechanical Engineering*, 110(5), 3639.

- Jaarda, M. J., Razzoog, M. E., & Gratton, D. G. (1994). Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant dentistry*, 3(1), 17-23.
- Johns, R. B., Jemt, T., Heath, M. R., Hutton, J. E., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R., Watson, R. M., & Herrmann, I. (1992). A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(4).
- Kanneganti, K. C., Vinnakota, D. N., Pottem, S. R., & Pulagam, M. (2018). Comparative effect of implant-abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using three-dimensional finite element analysis: an: in vitro: study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 18(2), 161-167.
- Kasnak, G., & Fıratlı, H. E. (2017). İmplant Çevresi Yumuşak Doku Miktarının Arttırılmasında Trombositten Zengin Fibrin Kullanımı. *Turkiye Klinikleri Periodontology-Special Topics*, 3(3), 158-163.
- Kourtis, S., Damanaki, M., Kaitatzidou, S., Kaitatzidou, A., & Roussou, V. (2017). Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(4), 233-246.
- Krishnan, V., Tony Thomas, C., & Sabu, I. (2014). Management of abutment screw loosening: Review of literature and report of a case. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(3), 208-214.
- Labriaga, W., Hong, J.-H., Park, J.-H., Shin, S.-W., & Lee, J.-Y. (2017). A 5-year prospective clinical study of Neobiotech implants for partially edentulous patients. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 55(3), 272-278.
- Lee, H. W., Alkumru, H., Ganss, B., Lai, J. Y., Ramp, L. C., & Liu, P. R. (2015). The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(5).
- Lemos, C. A. A., de Souza Batista, V. E., Almeida, D. A. de F., Santiago Júnior, J. F., Verri, F. R., & Pellizzer, E. P. (2016). Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 419-427. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.026>
- Linkevicius, T., & Apse, P. (2008). Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(3).
- Mandlbauer, L., Alevizakos, V., Othman, A., Stoetzer, M., & von See, C. (2020). *Experimental Investigation of the Influence of Chlorhexidine Gel on the Implant-Abutment-Connection*.
- Marcantonio, C., Nicoli, L. G., Marcantonio Junior, E., & Zandim-Barcelos, D. L. (2015). Prevalence and possible risk factors of peri-implantitis: a concept review. *J Contemp Dent Pract*, 16(9), 750-757.
- McGlumphy, E. A., Mendel, D. A., & Holloway, J. A. (1998). Implant screw mechanics. *Dental Clinics of North America*, 42(1), 71-89.
- Misch CE. (2008). *Contemporary Implant Dentistry* (3rd bs). Mosby Elsevier.

- Misch CE. (2014). *Dental implant prosthetics* (2nd edition). Mosby/Elsevier.
- Misch, C. E. (2015). Principles for abutment and prosthetic screws and screw-retained components and prostheses. İçinde *Dental Implant Prosthetics* (ss. 724-752). Elsevier.
- Misch, C. E., & Misch, C. M. (1992). Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(5), 809-812.
- Mostafavi, A. S., Memarian, M., & Seddigh, M. A. (2021). Effect of fluid contamination on reverse torque values in implant-abutment connections under oral conditions. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(1), 65.
- Oh, T., Yoon, J., Misch, C. E., & Wang, H. (2002). The causes of early implant bone loss: myth or science? *Journal of periodontology*, 73(3), 322-333.
- Ozdiler, A., Bakir-Topcuoglu, N., Kulekci, G., & Isik-Ozkol, G. (2018). Effects of Taper Angle and Sealant Agents on Bacterial Leakage Along the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study Under Loaded Conditions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(5).
- Papadakis, I., Spanou, A., & Kalyvas, D. (2021). Success rate and safety of dental implantology in patients treated with antiresorptive medication: a systematic review. *Journal of Oral Implantology*, 47(2), 169-180.
- Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Singh, M., Weber, H.-P., & Gallucci, G. (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of dental research*, 91(3), 242-248.
- Pardal-Peláez, B., Sanz-Alonso, J., González-Serrano, J., & Montero-Martín, J. (2018). Strategies to reduce torque loss of abutment screws. *Journal of Oral Research and Review*, 10(2), 68-75.
- Park, J., Choi, J., Jeon, Y., Choi, K., & Jeong, C. (2010). Effects of abutment screw coating on implant preload. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(6), 458-464.
- Prosthodontics, A. of. (1999). *The glossary of prosthodontic terms*. Mosby.
- Ramer, N., Chandur Wadhvani BDS, M. S. D., 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.
- Randi, C. J., Heiderich, C. M. C., Serrano, R. V., Morimoto, S., de Moraes, L. O. C., Campos, L., & Palma, L. F. (2024). Use of ozone therapy in implant dentistry: a systematic review. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 28(1), 39-49.
- Rezaeianjam, M., Khabazian, A., Khabazian, T., Ghorbani, F., Abbasi, T., Asghari, S., Heidari, F., Shiri, A., & Naderi, M. (2025). Efficacy of ozone therapy in dentistry with approach of healing, pain management, and therapeutic outcomes: a systematic review of clinical trials. *BMC Oral Health*, 25(1), 433.

- Rothman, S. L. G., Schwarz, M. S., & Chafetz, N. I. (1995). High-resolution computerized tomography and nuclear bone scanning in the diagnosis of postoperative stress fractures of the mandible: a clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(6).
- Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H. F., & Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research*, 20, 4-31.
- Sakaguchi, R. L., & Borgersen, S. E. (1995). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3).
- Sakka, S., Baroudi, K., & Nassani, M. Z. (2012). Factors associated with early and late failure of dental implants. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 3(4), 258-261.
- Schwarz, M. S. (2000). Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 10, 11*, 156-158.
- Seloto, C. B., Strazzi-Sahyon, H. B., Dos Santos, P. H., & Assunção, W. G. (2020). Effectiveness of Sealing Gel on Vertical Misfit at the Implant-Abutment Interface and Preload Maintenance of Screw-Retained Implant-Supported Prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(3).
- 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.
- Shen, Y.-W., Huang, H.-L., Hsu, J.-T., & Fuh, L.-J. (2024). Effects of diameters of implant and abutment screw on stress distribution within dental implant and alveolar bone: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 19(2), 1126-1134.
- Sherif, S., Susarla, H. K., Kapos, T., Munoz, D., Chang, B. M., & Wright, R. F. (2014). A systematic review of screw-versus cement-retained implant-supported fixed restorations. *Journal of Prosthodontics*, 23(1), 1-9.
- Shigley, J. E., Mitchell, L. D., & Saunders, H. (1989). Mechanical engineering design.
- Siamos, G., Winkler, S., & Boberick, K. G. (2002). The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology*, 28(2), 67-73.
- Singh, S. (2021). Complications in Dental Implants: A Mini Review. *SVOA Dentistry*, 2(2), 60-66.
- Theoharidou, A., Petridis, H. P., Tzannas, K., & Garefis, P. (2008). Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants*, 23(4), 681-690.
- Tolstunov, L. (2006). Dental implant success-failure analysis: a concept of implant vulnerability. *Implant dentistry*, 15(4), 341-346.
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., da Silva-Concílio, L. R., Ausiello, P., & Kalman, L. (2021). Influence of implant-abutment contact surfaces and prosthetic screw tightening on the stress concentration, fatigue life and microgap formation: a finite element analysis. *Oral*, 1(2), 88-101.

- Veneri, F., Filippini, T., Consolo, U., Vinceti, M., & Generali, L. (2024). Ozone therapy in dentistry: An overview of the biological mechanisms involved. *Biomedical Reports*, *21*(2), 115.
- Winkler, S., Ring, K., Ring, J. D., & Boberick, K. G. (2003). Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *Journal of oral implantology*, *29*(5), 242-245.
- Wittneben, J., Joda, T., Weber, H., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported -fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, *73*(1), 141-151.
- Yang, S., Qin, Y., Guo, X., & Li, Y. (2022). An In Vitro Study of Fluid Contaminations Influences on Reverse Torque Values of Implant-Abutment Connections. *BioMed Research International*, *2022*(1), 4111710.
- Yao, K., Kao, H., Cheng, C., Fang, H., Yip, S., & Hsu, M. (2012). The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clinical Oral Implants Research*, *23*(10), 1181-1186.
- Yilmaz, B., L'Homme-Langlois, E., Beck, F. M., & McGlumphy, E. (2015). Accuracy of mechanical torque-limiting devices for dental implants after clinical service. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *114*(3), 378-382.
- Zhou, H., Ye, S., Lyu, X., Feng, H., Liu, M., & Wen, C. (2022). Evaluation of sealing efficacy and removal convenience of sealing materials for implant abutment screw access holes. *BMC Oral Health*, *22*(1), 362.

# BÖLÜM 3

---

## DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK SEÇİMİNDE GELENEKSEL YAKLAŞIMLAR VE DİJİTAL TEKNOLOJİLER

*Zeynep ŞEN YILMAZ<sup>1</sup>*

## 1. Giriş

### 1.1. Estetik Başarıda Renk Seçiminin Belirleyici Rolü

Restoratif diş hekimliğinde temel amaç doğal diş yapısını hem fonksiyonel hem de estetik olarak taklit eden restorasyonlar üretmektir.(Kutkut et al., 2025; Şahin & Ural, 2024) Hastaların dental tedavilerden beklentileri günümüzde sadece fonksiyonun geri kazandırılması değil aynı zamanda kusursuz bir estetik görünümün sağlanması yönündedir. Estetik başarının en kritik bileşeni restorasyonun çevre dokular ve komşu doğal dişlerle mükemmel bir renk uyumu sergilemesidir. Rengin doğru bir şekilde belirlenmesi ve bu bilginin teknisyene nesnel bir şekilde iletilmesi, klinik başarının ön koşuludur.

Renk eşleşmesindeki başarısızlıklar, hastalar arasında memnuniyetsizliğin en önemli nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir.(Gómez-Polo et al., 2014; Rauber et al., 2017) Renk uyumsuzluğu, hastaların özgüvenini ve psikososyal refahını olumsuz etkileyebilir, bu da restorasyonun klinik olarak başarısız kabul edilmesine yol açar.(Shetty et al., 2024) Bu durum laboratuvar aşamalarının tekrarlanmasına neden olarak hem maliyeti hem de zaman kaybını artırır.(Corcodel et al., 2011)

### 1.2 Konvansiyonel Yöntemlerden Dijital Sistemlere Geçişin Gerekçeleri

Geleneksel görsel renk seçimi yöntemi, ekonomik ve pratik olmasına rağmen tamamen öznel bir süreçtir. İnsan gözünün renk algısı gözlemcinin yaşına, cinsiyetine, deneyimine ve anlık duygu durumuna göre değişkenlik gösterebilir.(Haddad et al., 2009; Joiner, 2004) Ayrıca ortam aydınlatması, metamerizm ve diş dokularının dehidratasyonu gibi dış faktörler görsel seçimin güvenilirliğini ciddi şekilde sınırlar.(Brandt et al., 2017) Bu sınırlılıklar, diş hekimliğini daha objektif, tekrarlanabilir ve sayısal verilere dayanan dijital teknolojilere yöneltmiştir.

Bu kitap bölümünün amacı, diş hekimliğinde renk biliminin teorik temellerini açıklamak ve geleneksel yöntemleri dijital teknolojilerle karşılaştırmaktır.

## 2. Dental Renk Biliminin Teorik Temelleri

### 2.1. Renk Kavramı ve Görsel Algının Biyofiziksel Temeli

Renk, ışığın bir nesneden yansması veya nesne içinden iletilmesi sonucunda insan gözünde oluşan görsel bir algıdır. Görünür ışık spektrumu, yaklaşık 380 nm ile 780 nm arasındaki elektromanyetik dalga boylarından oluşur.(Westland, 2003) Rengin algılanması için bir ışık kaynağı, bir nesne ve bir gözlemcinin etkileşimi şarttır.

### 2.2 Munsell Sistemi

Diş hekimliğinde renk, Munsell tarafından tanımlanan üç temel boyutta değerlendirilir.(Ahn & Lee, 2008) **Hue (Ton)**, rengin baskın dalga boyunu (örneğin sarı veya

kırmızı-kahverengi) temsil eden ismidir. **Chroma (Doğunluk)**, öz rengin yoğunluğunu, gücünü veya saflığını ifade eder. **Value (Parlaklık)** ise rengin nispi parlaklığını veya karanlığını tanımlayan, estetik açıdan en kritik boyuttur.

Albert H. Munsell tarafından 1915 yılında geliştirilen sistem, rengi üç boyutlu bir modelde sistematik hale getiren ilk yaklaşımdır.(Rajan et al., 2020) Bu sistem diş hekimliğindeki çoğu renk skalasının özellikle Vita Classical ve Vita 3D-Master sistemlerinin mantıksal temelini oluşturur. Munsell sistemi rengin sayısal olarak ifade edilmesine olanak tanımıştır.

#### 2.4 CIE Renk Sistemleri ve CIE Lab\* Uzayı

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) tarafından 1976 yılında tanımlanan CIELAB sistemi, rengi matematiksel koordinatlarla ifade eder. Bu sistemde **L\*** parlaklığı (0: siyah, 100: beyaz), **a\*** kırmızı-yeşil eksenini ve **b\*** sarı-mavi eksenini temsil eder. CIELAB sistemi, diş hekimliği araştırmalarında renk farklarının objektif olarak hesaplanması için evrensel bir dil ve standart bir uzay sağlar.

#### 2.5 Renk Farkı Kavramı: $\Delta E$ , Algılanabilirlik ve Klinik Kabul Edilebilirlik Eşikleri

İki renk arasındaki fark,  $\Delta E$  formülüyle hesaplanır. Geleneksel CIE L\*a\*b\* formülünün insan gözünün algısal homojenliğini tam yansıtamaması nedeniyle daha hassas olan CIEDE2000 formülü(Luo et al., 2001) geliştirilmiş ve ISO standardıyla (IOS-J03) da bu formülün kullanımı önerilmiştir. Literatürde algılanabilirlik eşiği (bir farkın %50 gözlemci tarafından fark edilebildiği değer)  $\Delta E_{00} \approx 0.8$  iken, klinik kabul edilebilirlik eşiği (gözlemcilerin %50'si tarafından kabul edilebilen değer) genellikle 1.8 ile 2.7 arasında kabul edilir.(Paravina et al., 2015)

#### 2.6 Diş Dokularının Optik Davranışı

Doğal dişler, mine ve dentin tabakalarının karmaşık etkileşimi sonucu oluşan heterojen yapılardır. Işık diş dokusuna çarptığında bir kısmı yüzeyden yansır (speküler yansıma), bir kısmı emilir ve bir kısmı da doku içinde dağılır (difüz yansıma). Tek bir doğal diş içindeki renk dağılımının son derece karmaşık yapısı, diş şekli, yüzey kalitesi ve parlaklığıyla birlikte, renklerin doğru gözlemlenmesini daha da zorlaştırabilir.(Joiner, 2004)

#### 2.7 Translusensi, Opalesans, Floresans ve Yüzey Parlaklığı

Dişlerin doğal görünümü sadece renkle sınırlı değildir; **translusensi** ışığın doku içinden geçebilme kapasitesidir ve mine kalınlığına bağlıdır.(Paravina & Powers, 2004) **Opalesans**, cismin ışık absorbe etmesi ve yansıtması sırasında farklı renkte görünmesidir.(Chu, 2018)

**Floresans**, dışın UV ışığını emip görünür beyaz-mavi ışık olarak geri yansıtmasıdır ve diş canlılık kazandırır.(Revilla-León et al., 2021)

### **3. Doğal Diş Renginin Determinantları**

#### **3.1 Mine ve Dentin Kalınlığının Renk Algısına Etkisi**

Doğal diş rengi temel olarak alttaki dentin tabakası tarafından belirlenirken, mine tabakası bu rengi modifiye eden bir filtre görevi görür. Mine kalınlığı arttıkça dişin parlaklığı artar ve doygunluğu (chroma) azalır. Mine tabakasının incelmesi durumlarda, alttaki dentin rengi daha baskın hale gelerek dişin daha sarı görünmesine neden olur.(Da Silva et al., 2008)

#### **3.2 Anatomik Bölgelere Göre Renk Dağılımı**

Tek bir doğal diş içinde renk homojen değildir; dikey ekseninde servikal, orta ve insizal bölgeler farklı optik özellikler gösterir.(Dozic et al., 2004) Servikal bölgede dentin kalınlığı fazla olduğu için chroma en yüksektir. İnsizal bölge ise büyük oranda mine içerdiği için en translusent alandır.

Yaşlanma süreciyle birlikte sekonder dentin oluşumu artar ve mine tabakası fizyolojik aşınma nedeniyle incir. Bu biyolojik değişimler sonucunda dişler daha koyu, daha opak ve daha sarı bir görünüm kazanır.(Kim, 2018) Ayrıca mine yüzeyindeki mikro pürüzlülüğün azalması ışık yansımalarını değiştirerek dişin parlaklığını etkiler.

Dişlerin nemli kalması optik özellikleri için önemlidir. Dehidratasyon sonucunda mine içindeki suyun yerini hava alır ve ışık kırılma indeksi değişerek dişin çok daha opak ve parlak görünmesine neden olur.(Burki et al., 2013) Bu nedenle renk seçimi mutlaka dişler kurumadan randevunun en başında yapılmalıdır.

Yüzey morfolojisi ışığın yansıma karakterini belirleyen ana faktördür.(Kim et al., 2003) Pürüzsüz yüzeyler ışığı daha speküler yansıtırken makro ve mikro morfolojiye sahip yüzeyler ışığı dağıtarak daha doğal bir derinlik hissi yaratır. Yüzey dokusu restorasyonun bitim ve cilalama işlemlerinde diş karakteristiki değerini kazandırmak için dikkatle taklit edilmelidir.

Renk algısı hastanın kıyafet rengi, dudak rengi, gelen ışık, ışık yansıması çevre dokuların kontrastından etkilenen göreceli bir fenomendir.(Basavanna et al., 2013; Brandt et al., 2017) Eşzamanlı kontrast fenomeni nedeniyle arka plan renginin değişmesi dişin farklı algılanmasına yol açabilir. Ayrıca gözlemcinin renk görme yeteneği, göz yorgunluğu ve psikolojik durumu da karar verme sürecinde belirleyicidir.(Haddad et al., 2009)

### **4. Konvansiyonel Renk Seçim Yöntemleri**

#### **4.1 Görsel Renk Seçiminin Temel Prenipleri**

Görsel yöntem standart bir renk skalasındaki renklerin doğal dişle doğrudan gözle karşılaştırılması esasına dayanan basit bir işlemdir.(Rashid et al., 2023) Ancak bu yöntem

tamamen subjektiftir ve standardizasyonun sağlanması oldukça zordur.(Morsy & Holiel, 2023; Paravina et al., 2015; Şahin & Ural, 2024)

Renk skalaları Munsell'in renk uzayına uygun olarak tasarlanmıştır. Tarihsel süreçte dişlerin renk aralığını daha iyi kapsayan ve mantıksal bir dizilime sahip olan skalalar geliştirilmiştir.(Boksman, 2007) Günümüzde bu sistemler hem görsel seçimde hem de dijital cihazların veri tabanlarında temel referans olarak kullanılmaktadır.

#### **4.2 Vita Classical Sisteminin Yapısı ve Klinik Kullanımı**

Vita Classical (A1-D4) skalası dişleri renklerine göre dört gruba ayırır. A grubu kırmızımsı-kahverengi, B grubu kırmızımsı-sarı, C grubu gri ve D grubu kırmızımsı-gri renkleri temsil eder.(Boksman, 2007)

Vita 3D-Master sistemi rengi önce parlaklık (Value), sonra doygunluk (Chroma) ve son olarak öz renk (Hue) basamaklarıyla sistematik olarak analiz eder.(Ristic et al., 2016) Bu skalada tablolar beş ana parlaklık grubuna ayrılmıştır ve doğal dişlerin renk alanını geleneksel skalalara göre çok daha homojen bir şekilde kapsar.(Paravina et al., 2002)

#### **4.3 Konvansiyonel Yöntemin Avantajları ve Dezavantajları**

Görsel yöntemin en büyük avantajları; ekonomik olması, ek bir donanım gerektirmemesi ve her klinikte ulaşılabilir olmasıdır.(Douglas et al., 2007; Tabatabaian et al., 2021) Ayrıca deneyimli bir hekim için sadece rengini değil translusenslik, yüzey dokusu ve anatomik karakterizasyon gibi karmaşık özelliklerini bütüncül olarak değerlendirebilir.(Brewer et al., 2004; Zhang & Kelly, 2017)

Yöntemin özneliği metamerizm riski (farklı ışıklarda farklı algılama) en büyük dezavantajlardır.(Ristic et al., 2016) Ayrıca görsel seçim göz yorgunluğundan hızla etkilenir ve aynı hekim farklı zamanlarda aynı diş için farklı sonuçlar verebilir.(Okubo et al., 1998; Seghi et al., 1989) Tutarsızlıklar; yorgunluk, yaşlanma, duygular, aydınlatma koşulları, fazla göz maruziyeti, nesne ve aydınlatıcı konumu ve metamerizm gibi kontrol edilemeyen faktörlerden kaynaklanabilir.(Billmeyer & Saltzman, 1981; Wyszecki & Stiles, 2000)

### **5. Dijital Renk Ölçüm Teknolojileri**

#### **5.1 Dijital Renk Ölçümüne Giriş**

Dijital teknolojiler rengi subjektif algıdan kurtarıp objektif sayısal verilere (L, a, b koordinatları) dönüştüren gelişmiş araçlardır.(Lee & Kim, 2024) Bu sistemler, operatör bağımsızlığı ve yüksek tekrarlanabilirlik sunarak estetik diş hekimliğinde hata payını minimize eder.(Ebeid et al., 2022)

## 5.2 Spektrofotometreler

Spektrofotometreler görünür dalga boylarındaki yansıma verilerini düzenli aralıklarla ölçen cihazlardır.(Kim, 2018) Nesneyi standart bir ışıkla aydınlatıp yüzeyden yansıyan ışığın yoğunluğunu her dalga boyunda ayrı ayrı analiz ederler.

Ağız içi spektrofotometreler yüksek güvenilirlikleri ve doğrulukları nedeniyle doğal diş renklerini seçmek için doğru ve güvenilir araçlar olarak kabul edilmektedir.(Ebeid et al., 2022; Parameswaran et al., 2016) Bazı spektrofotometreler ağız boşluğunu dış ışıktan izole eden özel uçları sayesinde ortam aydınlatmasından etkilenmezler.(Brandt et al., 2017; Igiel et al., 2017)

Sabit protetik restorasyonların renk seçiminde, beyazlatma tedavilerinin takibinde ve restorasyonların renk stabilitesinin bilimsel analizlerinde kullanılırlar.(Park et al., 2006)

Avantajları hız, objektiflik ve ışık koşullarından bağımsız olmalarıdır. En büyük sınırlılıkları ise yüksek maliyetleri(Cone et al., 2022) ve genellikle tek noktalı ölçüm yapmaları nedeniyle dişin tüm karakterizasyonlarını yansıtamamalarıdır.(Cho et al., 2007)

## 5.3 Kolorimetreler

Kolorimetreler yansıyan ışığı kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) filtrelerden geçirerek tristimulus değerlerini belirler.(Yoon et al., 2018) Spektrofotometreler kadar kapsamlı spektral veri sağlamasalar da insan gözünün renk algısını taklit ederler. Optishade gibi yeni nesil kolorimetreler hızlı ve pratik kullanım sunarak rutin klinik iş akışına kolayca entegre edilebilirler.

Kolorimetreler daha taşınabilir ve ekonomiktir; ancak metamerizm gibi karmaşık durumları analiz etmekte spektrofotometreler kadar başarılı değildirler.(Kim-Pusateri et al., 2009)

## 5.4.Dijital Kameralar ve Görüntü Tabanlı Renk Analizi

### 5.4.1 Standart Dental Fotoğrafçılık

DSLR kameralar ve makro lensler, diş rengiyle birlikte morfoloji ve yüzey özelliklerini de belgeleyen en kapsamlı iletişim araçlarıdır. Ancak renk doğruluğu, kamera kalibrasyonları, lens seçimi, aydınlatma kaynakları, renk sıcaklıkları ve ortam ışığı gibi çeşitli faktörlere bağlıdır.(Caglar et al., 2010)

Polarize filtreler, diş yüzeyindeki parlamaları (speküler yansıma) ortadan kaldırarak dişin iç renginin ve karakterizasyonlarının net görülmesini sağlar.(Mahn et al., 2021) Bu teknik, özellikle mine tabakasının altındaki dentin yapısını analiz etmek için vazgeçilmezdir. Özel yazılımlar sayesinde fotoğraflardan sayısal L, a, b verileri elde edilerek laboratuvar aşamasında kolaylık sağlar.(Wee et al., 2007)

#### **5.4.2 İnteraoral Tarayıcılarda Renk Kaydı ve Shade Matching**

Yeni nesil ağız içi tarayıcılar (IOS) dijital ölçü alırken aynı zamanda diş yüzeyinden yansıyan ışığı algılayarak renk verisi toplarlar.(Tabatabaian et al., 2024) Bu şekilde, bu cihazlar renk bilgilerini aktarabilir ve hem renk belirleme hem de diş protez teknisyenleriyle iletişim için kullanılabilir.(Jorquera et al., 2022)

#### **5.5 Dijital Sistemlerde Kalibrasyon ve Güvenilirlik Sorunları**

Cihazların yanlış konumlandırılması (açı hataları), sensör kirliliği veya periyodik kalibrasyon eksikliği hatalı sonuçlara yol açar. Dijital veriler mutlaka üretici kılavuzlarına göre ve her kullanım öncesi kalibre edilmiş cihazlarla elde edilmelidir.

### **6. Geleneksel ve Dijital Yöntemlerin Karşılaştırmalı Analizi**

#### **6.1 Doğruluk ve Tekrarlanabilirlik Açısından Karşılaştırma**

Dijital cihazlar özellikle tekrarlanabilirlik açısından görsel yöntemden daha üstündür.(Paul et al., 2004) Spektrofotometreler en düşük değerlerini vererek en yüksek doğruluğu sağlarken ağız içi tarayıcıların doğruluğu cihazdan cihaza büyük değişkenlik gösterir.(Dozić et al., 2007)

#### **6.2 Objektiflik ve Operatör Bağımlılığı**

Dijital yöntemler operatörün renk görme yeteneğinden ve deneyiminden bağımsızdır.(Moussa, 2021) Görsel yöntem ise hekimin tecrübesine ve eğitim alan öğrencilerin renk eşleştirme becerilerinin arttığı saptanmıştır.(Çapa et al., 2010; Paravina et al., 2010)

#### **6.3 Klinik Uygulanabilirlik ve Zaman Yönetimi**

Görsel seçim en hızlı yöntemdir ancak hatalı durumlarda restorasyonun tekrarı ciddi zaman kaybı yaratır.(Borse & Chaware, 2020) IOS ve spektrofotometreler veri iletimini standardize ederek toplam tedavi süresini ve laboratuvar provalarını optimize eder.(Şahin & Ural, 2024)

#### **6.4 Ekonomik Boyut ve Maliyet-Etkinlik**

Dijital cihazların yüksek başlangıç maliyeti en büyük engeldir. Ancak restorasyon tekrarlarını azalttıkları ve hasta memnuniyetini artırdıkları için uzun vadede maliyet-etkin oldukları düşünülmektedir.(Joiner & Luo, 2017) En başarılı sonuçlar dijital cihazın objektif verisi ile hekimin klinik deneyiminin birleştirildiği hibrit modellerle elde edilir.(Brewer et al., 2004) Dijital seçim hekim tarafından mutlaka ışık kontrollü ortamda doğrulanmalı ve karakteristik detaylar fotoğraflarla desteklenmelidir.

## **7. Klinik Uygulamalar**

Laminat veneer ve kuronlarda final rengi preparasyon rengi, siman rengi ve seramik kalınlığının birleşimidir.(Paravina & Swift Jr, 2009) Porselen lamine restorasyonların rengi alttaki dişin renklenmiş olması durumunda translusensi özelliğinden etkilenmektedir.(Salameh, 2014; Salas et al., 2018) Bu değişkenlerin restorasyon öncesi dijital olarak simüle edilmesi sonucun öngörülebilirliğini artırır.

Zirkonya restorasyonların opasitesi porselenlerden farklıdır ve ışık geçirgenliği sınırlıdır.(Bachhav & Aras, 2011) Monolitik zirkonya uygulamalarında yüzey boyamaları ile çevre dişlerle uyum sağlanması hedeflenir.

Lösite ile güçlendirilmiş seramiklerde materyal kalınlığı arttıkça dayanak dişin etkisi azalır.(Salameh, 2014) Doğru porselen bloğunun seçimi için materyalin optik özellikleri titizlikle analiz edilmelidir.

Dayanak dişin (substrat) rengi, final restorasyon rengini etkileyen en önemli faktörlerdendir.(Azer et al., 2011; Vichi et al., 2000) Koyu renkli dayanakların maskelenmesi için opak simanlar veya daha kalın restorasyonlar planlanmalıdır.(Pires et al., 2017) Beyazlatma sonrası diş rengi en az 2 hafta boyunca stabilize olmaz bu nedenle kalıcı restorasyon rengi seçiminden önce bu süre beklenmelidir.(Kwon & Wertz, 2015)

## **8. Laboratuvar-Hekim İletişiminde Renk Bilgisinin Transferi**

### **8.1 Klinik-Laboratuvar İletişiminin Estetik Başarıdaki Rolü**

Dental restorasyonların başarısı klinik ve laboratuvar arasındaki veri transferinin doğruluğuna ve objektifliğine doğrudan bağlıdır.(Paravina & Powers, 2004) Hekim ve teknisyen arasındaki yetersiz iletişim restorasyonun çevre dokularla uyumunu bozarak laboratuvar aşamalarının tekrarlanmasına ve maliyet artışına yol açan temel unsurlardan biridir.(McLaren & Cao, 2009) Estetik bölgede tek diş restorasyonları gibi kompleks vakalarda, sadece bir renk tabının isimlendirilmesi yeterli olmamakta; dişin tüm optik karakterizasyonlarının teknisyene eksiksiz iletilmesi gerekmektedir.(Coachman & Calamita, 2012; Paravina, 2009)

### **8.2 Fotoğraf Temelli İletişim Protokolleri**

Dijital fotoğrafçılık morfoloji, yüzey dokusu ve renk dağılımı gibi bilgileri laboratuvara aktaran en kapsamlı araçtır.(Ahmad, 2009) Başarılı bir iletişim için fotoğrafların standardizasyonu zorunludur bu süreçte DSLR kameralar, makro lensler ve uygun flaş sistemleri kullanılmalıdır.(Paravina & Powers, 2004) Standart bir dental fotoğraf protokolünde ışık yansımalarını standardize etmek için %18 gri kart (gray card) kullanımı ve beyaz

dengecinin (white balance) doğru ayarlanması hayati önem taşır.(Paravina & Powers, 2004; Schoenbaum, 2011)

### **8.3 Shade Map Ve Bölgesel Renk Haritalaması**

Doğal dişler polikromatik bir yapıya sahip olduğundan tek bir renk seçilmesi dişin gerçek rengini yansıtmakta yetersiz kalır.(Schoenbaum, 2011) Bu sorunu aşmak için diş yüzeyinin servikal, orta ve insizal olarak bölümlere ayrıldığı "shade map" (renk haritaları) oluşturulmalıdır.(Nayak et al., 2024; Vitai et al., 2025) Gelişmiş dijital cihazlar ve yazılımlar dişin her bölgesine karşılık gelen renk koordinatlarını otomatik olarak belirleyerek teknisyene detaylı bir bölgesel harita sunabilmektedir.(Islam et al., 2024)

### **8.4 Yüzey Dokusu, Translusensi Ve Karakterizasyon Verilerinin İletimi**

Dişin estetik kalitesi sadece renginden değil aynı zamanda translusenslik, opalesans ve yüzey pürüzlülüğü gibi özelliklerinden etkilenir.(Tango et al., 2021) Çapraz polarize (cross-polarization) filtreler kullanılarak çekilen fotoğraflar diş yüzeyindeki parlamaları yok ederek alttaki dentin karakterizasyonunun ve iç lekelerin net bir şekilde görülmesini sağlar.(Ahmad, 2020) Bu detaylı veriler teknisyene seramik tabakalama (layering) ve yüzey boyama işlemlerinde rehberlik eder.

### **8.5 Dijital İş Akışında Veri Paylaşımı**

Modern dijital diş hekimliğinde renk verileri, ağız içi tarayıcılar ve özel yazılımlar aracılığıyla bütünleşik bir şekilde laboratuvara aktarılmaktadır. Elde edilen L, a, b koordinatları ve yüksek çözünürlüklü .jpeg dosyaları; bulut tabanlı sistemler veya e-posta yoluyla teknisyene iletilerek manuel veri girişinden kaynaklanan hatalar minimize edilmektedir.(Chu et al., 2010; Paravina, 2009) Bu entegre iş akışı, hekim ve teknisyen arasındaki bilgi kopukluğunu gidererek öngörülebilir estetik sonuçlar sağlar.(Güth et al., 2017)

## **9. Yapay Zeka, Görüntü Analizi ve Yeni Nesil Sistemler**

### **9.1 Yapay Zeka ile Renk Seçimi**

Yapay zeka (AI) ve makine öğrenmesi algoritmaları diş hekimliğinde insan faktörlü hataları ortadan kaldırmak amacıyla renk seçimi süreçlerine entegre edilmektedir.(Carrillo-Perez et al., 2022) AI sistemlerin büyük veri setlerini kullanarak karmaşık örüntüleri tanımlama ve dişe ait optik verileri analiz etme yeteneğine sahiptir.(Shetty et al., 2024) Bu teknolojinin temel amacı subjektif renk algısını objektif ve matematiksel bir düzleme taşımaktır.

Yapay zeka algoritmaları dişlerin dijital görüntülerini gerçek zamanlı olarak analiz edip bunları geniş diş rengi veri tabanlarıyla karşılaştırarak ağız içi tarayıcılar, spektrofotometreler ve kolorimetrelerle entegre biçimde en uygun rengi otomatik olarak belirleyip önerebilir.(Zilpilwar et al., 2025) Yapay zekâ tabanlı sistemler aydınlatma koşulları, görsel

yorgunluk ve bireysel algı gibi öznel faktörlerden sıklıkla etkilenen diş rengi seçimindeki insan hatasını en aza indirir.(Pimental & Tiozzi, 2014)

### **9.2 Mobil Cihaz Destekli Renk Analizi**

Akıllı telefon kameralarının gelişmesiyle birlikte mobil tabanlı renk analizi uygulamaları yaygınlaşmıştır.(Nayak et al., 2024) Bu uygulamalar akıllı telefonun kamerasından alınan görüntüyü işleyerek saniyeler içinde uygun renk önerileri sunar. Yapılan çalışmalar, uygun ışık kontrolü ve yardımcı aksesuarlarla desteklenen akıllı telefon tabanlı dental fotoğrafçılığın, belirli klinik koşullarda profesyonel kamera sistemleriyle karşılaştırılabilir doğrulukta sonuçlar sağlayabildiğini göstermektedir.(Ali et al., 2021)

### **9.3 Yapay Zeka Destekli Klinik Karar Sistemleri**

Yeni nesil AI modelleri dayanak dişin rengini, restoratif materyalin tipini ve kalınlığını analiz ederek nihai restorasyonun rengini tahmin edebilen klinik karar sistemleri olarak geliştirilmektedir. Yapay zeka tabanlı sistemler genellikle aydınlatma koşulları görsel yorgunluk ve bireysel algı gibi öznel faktörlerden etkilenen diş rengi seçimindeki insan hatasını en aza indirir.(Pimental & Tiozzi, 2014) Bu sistemler hekimlere preparasyon derinliği ve materyal seçimi konusunda gerçek zamanlı rehberlik sunabilmektedir.

### **9.4 Bu Teknolojilerin Mevcut Sınırlılıkları**

AI tabanlı sistemlerin başarısı büyük ölçüde eğitim verilerinin kalitesine ve çeşitliliğine bağlıdır.(Schwendicke et al., 2020) Yanlış etiketlenmiş veriler heterojen ışık koşulları ve donanım farklılıkları, algoritmalarda hatalı öğrenmelere ve sapmalara yol açabilir.(Esteva et al., 2019) Ayrıca bu teknolojilerin klinik ortamdaki geçerliliğinin tam olarak doğrulanması için daha geniş çaplı in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## **10. Kanıta Dayalı Klinik Yaklaşım ve Pratik Öneriler**

### **10.1. Günlük Klinik Uygulama İçin Önerilen Renk Seçimi Protokolü**

Renk seçimi her zaman randevu başında, dişler kurumadan ve profilaksi yapılmış nemli yüzeylerde gerçekleştirilmelidir.(Joiner, 2004) Hekimin göz seviyesinde 25-35 cm mesafeden ve 5 saniyeyi geçmeyen kısa sürelerle değerlendirme yapması adaptasyonu önlemek için aralarda nötr bir yüzeye bakması önerilir.(Chu et al., 2004)

### **10.2 Yüksek Estetik Bölgelerde Önerilen Yaklaşım**

Anterior estetik bölgede tek diş restorasyonları çalışılırken mutlaka polikromatik haritalama yapılmalı ve servikal, orta, insizal bölgeler ayrı ayrı değerlendirilmelidir.(Vitai et al., 2025) Bu vakalarda komşu dişlerden alınan veriler simetrisinin sağlanması adına temel referans kabul edilmelidir.

### **10.3 Hibrit Protokol Önerisi**

Literatür dijital cihazların objektifliği ile hekimin görsel estetik yargısının birleştirildiği hibrit modelleri en rasyonel yaklaşım olarak kabul etmektedir.(Kim-Pusateri et al., 2009) Spektrofotometrik ölçümler mutlaka çapraz polarize fotoğraflarla desteklenmeli ve son karar hekimin görsel kontrolünden geçmelidir.

### **10.4.Eğitim Ve Deneyim Faktörünün Rolü**

Hekimlerin ve öğrencilerin renk bilimi konusundaki eğitimi seçim doğruluğunu anlamlı derecede artıran bir faktördür.(Çapa et al., 2010) Hekimlerin periyodik olarak renk körlüğü testinden geçmeleri ve eğitim programlarına (Dental Color Matcher gibi) katılmaları klinik performanslarını stabilize etmelerine yardımcı olur.

### **10.5. Hasta Beklentisinin Yönetimi**

Hastanın estetik beklentileri tedavi öncesinde netleştirilmeli ve hastanın sürece aktif katılımı sağlanmalıdır. Hastaya mükemmel bir renk eşleşmesinin materyal ve doku sınırlılıkları nedeniyle her zaman mümkün olmayabileceği, ancak en uyumlu sonucun hedeflendiği dürüstçe açıklanmalıdır.

## **11. Sonuç**

Geleneksel görsel renk seçimi ekonomik olması ve pratik uygulanabilirliği sayesinde klinikte temel yöntem olmaya devam etmektedir. Ancak insan gözünün subjektif doğası ve çevresel faktörlere olan duyarlılığı bu tekniğin tek başına kullanımını modern estetik standartlarda riskli hale getirmektedir.

Spektrofotometreler, kolorimetreler ve yapay zeka destekli görüntü işleme sistemleri renk seçimini nesnel bir temele oturtarak estetik sonuçların öngörülebilirliğini artırmıştır. Dijitalleşme sadece hata payını azaltmakla kalmamış hekim-teknisyen-hasta arasındaki iletişimi standart bir dille kuvvetlendirmiştir.

Güncel literatür ışığında estetik başarının anahtarı ne tamamen dijital cihazlara güvenmek ne de sadece görsel deneyime dayanmaktır. Rutin posterior vakalarda görsel yöntem yeterli olabilirken anterior estetik bölgedeki tek diş restorasyonları ve tam seramik vakalarda mutlaka spektrofotometrik veya polarize fotoğrafçılık verileri kullanılabilir.

En rasyonel yaklaşım dijital cihazlardan elde edilen objektif verilerin çapraz polarize fotoğraflarla desteklenmesi ve hekimin deneyimli estetik yargısı ile sentezlenmesidir.

**Kaynaklar**

- Ahmad, I. (2009). Digital dental photography. Part 8: intra-oral set-ups. *British dental journal*, 207(4), 151–157.
- Ahmad, I. (2020). Clinical dental photography. In *Photography in Clinical Medicine* (pp. 309–339). Springer.
- Ahn, J.-S., & Lee, Y.-K. (2008). Color distribution of a shade guide in the value, chroma, and hue scale. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 18–28.
- Ali, S. M., Saloom, H. F., & Tawfeeq, M. A. (2021). Artificial neural network for prediction of unerupted premolars and canines. *Int. Med. J*, 28, 74–79.
- Azer, S. S., Rosenstiel, S. F., Seghi, R. R., & Johnston, W. M. (2011). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(3), 179–183.
- Bachhav, V. C., & Aras, M. A. (2011). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *The journal of advanced prosthodontics*, 3(2), 57–62.
- Basavanna, R., Gohil, C., & Shivanna, V. (2013). Shade selection. *International Journal of Oral Health Sciences*, 3(1), 26–31.
- Billmeyer, F. W., & Saltzman, M. (1981). Principles of color technology. (No Title).
- Boksman, L. (2007). Shade Selection: Accuracy and Reproducibility. *Ontario Dentist*, 84(4).
- Borse, S., & Chaware, S. H. (2020). Tooth shade analysis and selection in prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 20(2), 131–140.
- Brandt, J., Nelson, S., Lauer, H.-C., von Hehn, U., & Brandt, S. (2017). In vivo study for tooth colour determination—visual versus digital. *Clinical oral investigations*, 21(9), 2863–2871.
- Brewer, J. D., Wee, A., & Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics*, 48(2), 341–358.
- Burki, Z., Watkins, S., Wilson, R., & Fenlon, M. (2013). A randomised controlled trial to investigate the effects of dehydration on tooth colour. *Journal of dentistry*, 41(3), 250–257.
- Caglar, A., Yamanel, K., Gulsahi, K., Bagis, B., & Özcan, M. (2010). Could digital imaging be an alternative for digital colorimeters? *Clinical oral investigations*, 14(6), 713–718.
- Carrillo-Perez, F., Pecho, O. E., Morales, J. C., Paravina, R. D., Della Bona, A., Ghinea, R., Pulgar, R., Pérez, M. d. M., & Herrera, L. J. (2022). Applications of artificial intelligence in dentistry: A comprehensive review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 259–280.
- Cho, B.-H., Lim, Y.-K., & Lee, Y.-K. (2007). Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. *Dental Materials*, 23(10), 1307–1312.
- Chu, S. (2018). Color in Dentistry a Clinical Guide to Predictable Esthetics. *Stomatology Edu Journal*.
- Chu, S. J., Devigus, A., & Mielezsko, A. J. (2004). Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry. (No Title).
- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 38, e2–e16.
- Coachman, C., & Calamita, M. (2012). Digital Smile Design: A Tool for Treatment Planning and Communication in Esthetic Dentistry. *Quintessence of Dental Technology (QDT)*, 35.

- Cone, M. R., Choi, J., & Awdaljan, M. (2022). Optimized digital shade calibration technology for the restoration of a single central incisor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(1), 1–3.
- Corcodel, N., Zenthöfer, A., Setz, J., Rammelsberg, P., & Hassel, A. J. (2011). Estimating costs for shade matching and shade corrections of fixed partial dentures for dental technicians in Germany: a pilot investigation. *Acta Odontologica Scandinavica*, 69(5), 319–320.
- Çapa, N., Kazazoğlu, E., & Çalikkocaoğlu, S. (2010). Evaluating factors that affect the shade-matching ability of dentists, dental staff members and laypeople. *The Journal of the American Dental Association*, 141(1), 71–76.
- Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P., & Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 361–368.
- Douglas, R. D., Steinhauer, T. J., & Wee, A. G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 200–208.
- Dozić, A., Kleverlaan, C. J., Aartman, I. H., & Feilzer, A. J. (2004). Relation in color of three regions of vital human incisors. *Dental Materials*, 20(9), 832–838.
- Dozić, A., Kleverlaan, C. J., El-Zohairy, A., Feilzer, A. J., & Khashayar, G. (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of prosthodontics*, 16(2), 93–100.
- Ebeid, K., Sabet, A., El Sergany, O., & Della Bona, A. (2022). Accuracy and repeatability of different intraoral instruments on shade determination compared to visual shade selection. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(6), 988–993.
- Esteva, A., Robicquet, A., Ramsundar, B., Kuleshov, V., DePristo, M., Chou, K., Cui, C., Corrado, G., Thrun, S., & Dean, J. (2019). A guide to deep learning in healthcare. *Nature medicine*, 25(1), 24–29.
- Gómez-Polo, C., Gómez-Polo, M., Celemin-Viñuela, A., & De Parga, J. A. M. V. (2014). Differences between the human eye and the spectrophotometer in the shade matching of tooth colour. *Journal of dentistry*, 42(6), 742–745.
- Güth, J.-F., Runkel, C., Beuer, F., Stimmelmayer, M., Edelhoff, D., & Keul, C. (2017). Accuracy of five intraoral scanners compared to indirect digitalization. *Clinical oral investigations*, 21(5), 1445–1455.
- Haddad, H. J., Jakstat, H. A., Arnetzl, G., Borbely, J., Vichi, A., Dumfahrt, H., Renault, P., Corcodel, N., Pohlen, B., & Marada, G. (2009). Does gender and experience influence shade matching quality? *Journal of dentistry*, 37, e40–e44.
- Igiel, C., Lehmann, K. M., Ghinea, R., Weyhrauch, M., Hangx, Y., Scheller, H., & Paravina, R. D. (2017). Reliability of visual and instrumental color matching. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(5), 303–308.
- Islam, M. S., Thahab, T. S., Alhayally, A. T., Padmanabhan, V., Aryal AC, S., & Rahman, M. M. (2024). The Influence of Different Factors on Shade-Taking Accuracy Using Digital Shade Guide. *The Open Dentistry Journal*, 18(1).
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3–12.
- Joiner, A., & Luo, W. (2017). Tooth colour and whiteness: A review. *Journal of dentistry*, 67, S3–S10.
- Jorquera, G. J., Atria, P. J., Galán, M., Feureisen, J., Imbarak, M., Kernitsky, J., Cacciuttolo, F., Hirata, R., & Sampaio, C. S. (2022). A comparison of ceramic crown color difference between different shade selection methods: visual, digital camera, and smartphone. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 784–792.

- Kim, H. K. (2018). A study on the color distribution of natural teeth by age and gender in the Korean population with an intraoral spectrophotometer. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *30*(5), 408–414.
- Kim, I.-J., Lee, Y.-K., Lim, B.-S., & Kim, C.-W. (2003). Effect of surface topography on the color of dental porcelain. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *14*(5), 405–409.
- Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(3), 193–199.
- Kutkut, N., Jordi, M., Almalki, A., Conejo, J., Anadioti, E., & Blatz, M. (2025). Comparison of the accuracy and reliability of instrumental shade selection devices and visual shade selection: An in vitro study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *37*(2), 477–484.
- Kwon, S. R., & Wertz, P. W. (2015). Review of the mechanism of tooth whitening. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *27*(5), 240–257.
- Lee, J.-H., & Kim, H.-K. (2024). A comparative study of shade-matching performance using intraoral scanner, spectrophotometer, and visual assessment. *Scientific Reports*, *14*(1), 23640.
- Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application: Endorsed by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur*, *26*(5), 340–350.
- Mahn, E., Tortora, S. C., Olate, B., Cacciuttolo, F., Kernitsky, J., & Jorquera, G. (2021). Comparison of visual analog shade matching, a digital visual method with a cross-polarized light filter, and a spectrophotometer for dental color matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *125*(3), 511–516.
- McLaren, E. A., & Cao, P. T. (2009). Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dent*, *5*(9), 94–103.
- Morsy, N., & Holiel, A. A. (2023). Color difference for shade determination with visual and instrumental methods: A systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, *12*(1), 95.
- Moussa, R. (2021). Dental Shade Matching: Recent technologies and future smart applications. *J Dent Health Oral Res*, *2*(1), 1–10.
- Nayak, V. M., Sulaya, K., & Venkatesh, S. B. (2024). Current trends in digital shade matching—A scoping review. *Japanese Dental Science Review*, *60*, 211–219.
- Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *80*(6), 642–648.
- Parameswaran, V., Anilkumar, S., Lylajam, S., Rajesh, C., & Narayan, V. (2016). Comparison of accuracies of an intraoral spectrophotometer and conventional visual method for shade matching using two shade guide systems. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, *16*(4), 352–358.
- Paravina, R. D. (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of dentistry*, *37*, e15–e20.
- Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., Sakai, M., Takahashi, H., Tashkandi, E., & Mar Perez, M. d. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *27*, S1–S9.

- Paravina, R. D., O'Neill, P. N., Swift Jr, E. J., Nathanson, D., & Goodacre, C. J. (2010). Teaching of color in predoctoral and postdoctoral dental education in 2009. *Journal of dentistry*, 38, e34–e40.
- Paravina, R. D., & Powers, J. M. (2004). Esthetic color training in dentistry. (*No Title*).
- Paravina, R. D., Powers, J. M., & Fay, R.-M. (2002). Color comparison of two shade guides. *International journal of prosthodontics*, 15(1).
- Paravina, R. D., & Swift Jr, E. J. (2009). Color in dentistry: match me, match me not. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(2), 133–139.
- Park, J.-H., Lee, Y.-K., & Lim, B.-S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 402–411.
- Paul, S. J., Peter, A., Rodoni, L., & Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 577.
- Pimental, W., & Tiozzi, R. (2014). Comparison between visual and instrumental methods for natural tooth shade matching. *Gen Dent*, 62(6), 47–49.
- Pires, L. A., Novais, P. M., Araújo, V. D., & Pegoraro, L. F. (2017). Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 144–149.
- Rajan, N., Krishna, S., Rajan, A., Singh, G., & Jindal, L. (2020). Shade Selection–Basic for Esthetic Dentistry: Literature Review. *Int J Contemp Res Rev*, 11(09), 20863–20868.
- Rashid, F., Farook, T. H., & Dudley, J. (2023). Digital shade matching in dentistry: a systematic review. *Dentistry Journal*, 11(11), 250.
- Rauber, G. B., Bernardon, J. K., Vieira, L. C. C., & Baratieri, L. N. (2017). Evaluation of a technique for color correction in restoring anterior teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(5), 309–316.
- Revilla-León, M., Sorensen, J. A., Nelson, L. Y., Gamborena, I., Yeh, Y. M., & Özcan, M. (2021). Effect of fluorescent and nonfluorescent glaze pastes on lithium disilicate pressed ceramic color at different thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(6), 932–939.
- Ristic, I., Stankovic, S., & Paravina, R. D. (2016). Influence of color education and training on shade matching skills. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(5), 287–294.
- Salameh, Z. (2014). Influence of ceramic color and translucency on shade match of CAD/CAM porcelain veneers. *International Journal of Esthetic Dentistry*, 9(1).
- Salas, M., Lucena, C., Herrera, L. J., Yebra, A., Della Bona, A., & Pérez, M. M. (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials*, 34(8), 1168–1174.
- Schoenbaum, T. (2011). Digital photography enhances diagnostics, communication, and documentation. *Compend Contin Educ Dent*, 32, 36–38.
- Schwendicke, F. a., Samek, W., & Krois, J. (2020). Artificial intelligence in dentistry: chances and challenges. *Journal of dental research*, 99(7), 769–774.
- Seghi, R. R., Hewlett, E., & Kim, J. (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of dental research*, 68(12), 1760–1764.
- Shetty, S., Gali, S., Augustine, D., & Sv, S. (2024). Artificial intelligence systems in dental shade-matching: A systematic review. *Journal of prosthodontics*, 33(6), 519–532.
- Şahin, N., & Ural, Ç. (2024). Comparison of different digital shade selection methodologies in terms of accuracy. *The journal of advanced prosthodontics*, 16(1), 38.
- Tabatabaian, F., Beyabanaki, E., Alirezaei, P., & Epakchi, S. (2021). Visual and digital tooth shade selection methods, related effective factors and conditions, and their accuracy and precision: A literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(8), 1084–1104.

- Tabatabaian, F., Namdari, M., Mahshid, M., Vora, S. R., & Mirabbasi, S. (2024). Accuracy and precision of intraoral scanners for shade matching: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(4), 714–725.
- Tango, R. N., Todorović, A., Stamenković, D., Karasan, D. N., Sailer, I., & Paravina, R. D. (2021). Effect of staining and aging on translucency parameter of CAD-CAM materials. *Acta stomatologica Croatica: International journal of oral sciences and dental medicine*, 55(1), 2–9.
- Vichi, A., Ferrari, M., & Davidson, C. L. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 412–417.
- Vitai, V., Németh, A., Teutsch, B., Kelemen, K., Fazekas, A., Hegyi, P., Németh, O., Kerémi, B., & Borbély, J. (2025). Color Comparison Between Intraoral Scanner and Spectrophotometer Shade Matching: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 37(2), 361–377.
- Wee, A., Lindsey, D., Kuo, S., & Johnston, W. (2007). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(3), 178.
- Westland, S. (2003). Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, S5–S12.
- Wyszecki, G., & Stiles, W. S. (2000). *Color science: concepts and methods, quantitative data and formulae*. John Wiley & sons.
- Yoon, H. I., Bae, J. W., Park, J. M., Chun, Y. S., Kim, M. A., & Kim, M. (2018). A study on possibility of clinical application for color measurements of shade guides using an intraoral digital scanner. *Journal of prosthodontics*, 27(7), 670–675.
- Zhang, Y., & Kelly, J. R. (2017). Dental ceramics for restoration and metal-veneering. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 797.
- Zilpilwar, N., Nimonkar, S., Godbole, S., & Belkhode, V. (2025). Efficacy of Artificial Intelligence–Assisted Appliances in the Selection of Tooth Shade: Protocol for an Observational Study. *JMIR Research Protocols*, 14(1), e68160.

# BÖLÜM 4

---

## PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE CAD/CAM SİSTEMLERİNİN KULLANIMI

*Beyza Betül ŞENCAN<sup>1</sup>*

---

<sup>1</sup> Dr. Öğr. Üyesi, Sakarya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ABD, Sakarya, TÜRKİYE, Orcid id: 0000-0003-0626-3349

## 1. GİRİŞ

### 1.1. Dijital Diş Hekimliğinin Gelişimi

Dental CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim) teknolojisinin tarihsel gelişimi diş hekimliğinde manuel zanaatkarlıktan hassas mühendislik prensiplerine geçişin temelini oluşturur. Bu dönüşüm yalnızca teknik bir ilerleme olarak değil aynı zamanda diş hekimliğinin düşünsel ve uygulamalı paradigmasının değişimi olarak da değerlendirilmelidir. Geleneksel yöntemlerde büyük ölçüde bireysel beceriye dayanan üretim süreçleri dijitalleşme ile birlikte daha standart, ölçülebilir ve tekrarlanabilir hale gelmiştir. Bu durum klinik sonuçların öngörülebilirliğini artırırken, hasta memnuniyetini de doğrudan etkilemiştir.

Bu sürecin kökenleri 1970'li yıllarda Dr. François Duret ve meslektaşlarının ilk dental optik ölçü ve tasarım konseptlerini önermesine dayanmaktadır (Duret & Preston, 1991; Miyazaki et al., 2009). Bu çalışmalar o dönemde teknolojik sınırlamalar nedeniyle yaygınlaşmamış olsa da, günümüzde kullanılan dijital sistemlerin teorik temelini oluşturmuştur. Özellikle optik ölçü fikrinin ortaya konulması fiziksel ölçü materyallerine alternatif bir yaklaşımın mümkün olduğunu göstermesi açısından kritik öneme sahiptir.

Ancak klinik uygulamada gerçek kırılma noktası, 1980'lerin ortalarında Dr. Mörmann tarafından geliştirilen CEREC sisteminin (Sirona) ticari başarıya ulaşmasıyla gerçekleşmiştir (Mörmann et al., 1989; Miyazaki & Hotta, 2011). Bu sistem ölçü alma, tasarım ve üretim süreçlerini tek bir dijital platformda birleştirerek diş hekimliğinde devrim niteliğinde bir dönüşüm başlatmıştır. CEREC sisteminin sunduğu "chairside" üretim imkânı restorasyonların tek seansta tamamlanabilmesine olanak tanımış ve bu yönüyle klinik iş akışını kökten değiştirmiştir.

Paralel olarak gelişen Procera sistemi Dr. Andersson tarafından tanıtılmış ve yüksek dirençli seramik altyapıların merkezi üretim tesislerinde işlenmesini mümkün kılmıştır (Andersson & Oden, 1993; Li et al., 2014). Bu yaklaşım diş hekimliğinde endüstriyel üretim standartlarının benimsenmesine öncülük etmiştir. Merkezi üretim modeli sayesinde restorasyon kalitesinde standardizasyon sağlanmış ve aynı zamanda karmaşık restorasyonların daha yüksek hassasiyetle üretilmesi mümkün hale gelmiştir.

Başlangıçta yalnızca basit inley restorasyonlarla sınırlı olan CAD/CAM teknolojileri günümüzde tam ark rehabilitasyonlar, implant üstü kompleks yapılar ve kişiye özel protetik çözümler için standart bir yöntem haline gelmiştir (Rexhepi et al., 2023). Bu gelişim dijital teknolojilerin yalnızca bir araç değil, aynı zamanda tedavi planlamasının ayrılmaz bir parçası olduğunu göstermektedir.

### 1.2. CAD/CAM'in Protetik Tedavideki Yeri

Modern protetik diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleri kron, köprü, lamina veneer, implant abutmentleri ve hareketli protezler dahil olmak üzere geniş bir uygulama yelpazesine sahiptir (Suganna et al., 2022). Bu sistemler yalnızca üretim sürecini hızlandırmakla kalmaz, aynı zamanda restorasyonların biyomekanik ve estetik açıdan optimize edilmesine de olanak tanır.

Dijital tasarım ortamı hekime restorasyonun tüm parametrelerini kontrol etme imkânı sunar. Oklüzal ilişkiler, kontak noktaları, marjinal uyum ve estetik form, üretim öncesinde detaylı olarak değerlendirilebilir. Bu durum hata riskini azaltırken tedavi başarısını artırır.

CAD/CAM teknolojileri zirkonya, lityum disilikat ve PEEK gibi ileri teknoloji materyallerin kullanımını kolaylaştırarak estetik ve dayanıklılığı bir arada sunar (Marchesi et al., 2021). Bu materyallerin yüksek performansı özellikle estetik bölgedeki restorasyonlarda büyük avantaj sağlamaktadır.

### 1.3. Geleneksel Yöntemlerle Karşılaştırma

Geleneksel yöntemler çok aşamalıdır ve zaman alıcı ve operatör bağımlı süreçleri içerir (Janeva et al., 2018). Her aşamada oluşabilecek küçük hatalar nihai restorasyonun başarısını olumsuz etkileyebilir.

CAD/CAM sistemleri bu süreci dijitalleştirerek hata kaynaklarını minimize eder ve üretim süresini önemli ölçüde azaltır (Saeed et al., 2020). Ayrıca dijital veri aktarımı sayesinde bilgi kaybı önlenir ve süreç daha güvenilir hale gelir.

Okuyucu açısından değerlendirildiğinde bu teknolojinin önemi; daha az randevu, daha yüksek hassasiyet ve daha uzun ömürlü restorasyonlar ile özetlenebilir (Ling & Huang, 2026).

## 2. CAD/CAM SİSTEMLERİNİN TEMEL PRENSİPLERİ

CAD ve CAM süreçleri dijital diş hekimliğinin temel yapı taşlarını oluşturur. CAD aşamasında restorasyonun sanal ortamda üç boyutlu tasarımı gerçekleştirilirken CAM aşamasında bu tasarım fiziksel bir restorasyona dönüştürülür. Bu iki aşama arasındaki uyum ve veri bütünlüğü nihai restorasyonun başarısını belirleyen en kritik faktörlerden biridir. Özellikle dijital veri kaybı, çözünürlük düşüşü veya yazılım-üretim uyumsuzluğu gibi problemler restorasyonun marjinal uyumu ve oklüzal doğruluğu üzerinde doğrudan etkili olabilir. Bu nedenle CAD ve CAM süreçlerinin bir bütün olarak ele alınması ve sistemler arası entegrasyonun doğru sağlanması büyük önem taşır.

CAD aşamasında kullanılan yazılımlar yalnızca bir çizim aracı değil, aynı zamanda ileri düzey analiz platformlarıdır. Bu yazılımlar diş morfolojisi kütüphaneleri, biyomekanik simülasyonlar ve estetik analiz araçları ile donatılmıştır. Hekimler restorasyonun kalınlığını, kontak noktalarını ve oklüzal ilişkilerini mikron düzeyinde kontrol edebilir. Bunun yanı sıra modern CAD yazılımları restorasyon tasarımını kolaylaştıran yarı otomatik ve tam otomatik algoritmalar içerir. Bu algoritmalar preparasyon sınırlarını algılayarak önerilen bir restorasyon formu oluşturur ve hekimin bu form üzerinde düzenleme yapmasına olanak tanır.

CAD aşamasının bir diğer önemli özelliği restorasyonun fonksiyonel analizine imkan tanımasıdır. Sanal artikülörler sayesinde çene hareketleri simüle edilebilir ve restorasyonun bu hareketler sırasında göstereceği davranış önceden analiz edilebilir. Bu durum özellikle oklüzal interferansların önlenmesi ve restorasyonun uzun dönem stabilitesinin sağlanması açısından kritik bir avantaj sunar. Ayrıca temas noktalarının dijital olarak ayarlanabilmesi klinik düzeltme ihtiyacını önemli ölçüde azaltır.

Estetik açıdan değerlendirildiğinde CAD sistemleri diş formu, yüz oranları ve komşu dişlerle olan uyumu analiz edebilen araçlar sunar. Bu sayede restorasyon yalnızca fonksiyonel değil

aynı zamanda doğal diş estetiğine uygun şekilde tasarlanabilir. Özellikle anterior bölgede yapılan restorasyonlarda simetri ve yüz estetiği ile uyum CAD yazılımları sayesinde daha öngörülebilir hale gelmiştir.

CAM aşamasında ise üretim teknolojileri devreye girer. Eksiltmeli üretim teknikleri (milling) yüksek hassasiyetli restorasyonlar üretirken; eklemeli üretim teknikleri (3D printing) kompleks geometrilerin ve hafif yapıların oluşturulmasına olanak tanır. Eksiltmeli üretimde prefabrike bloklardan materyal eksiltilerek restorasyon elde edilir. Bu yöntem özellikle homojen yapıya sahip materyallerin işlenmesinde yüksek doğruluk ve yüzey kalitesi sunar. Ancak materyal israfı ve takım aşınması gibi dezavantajları da bulunmaktadır.

Eklemeli üretim teknikleri ise materyalin katman katman eklenmesi prensibine dayanır. Bu yöntem özellikle kompleks iç yapılar ve hafif tasarımlar için avantaj sağlar. Ayrıca materyal kullanımının daha verimli olması bu yöntemin önemli bir avantajıdır. Bununla birlikte yüzey kalitesi ve mekanik dayanım açısından bazı sınırlılıklar bulunabilir ve bu nedenle genellikle tamamlayıcı işlemler gerektirir.

Özellikle 5 eksenli CNC cihazları karmaşık alt kesitlerin işlenmesinde önemli avantajlar sunar. Bu cihazlar restorasyonun farklı açılardan işlenmesine olanak tanıyarak daha hassas ve detaylı üretim sağlar. 3 ve 4 eksenli sistemlere kıyasla daha yüksek maliyetli olmalarına rağmen, sundukları üretim kalitesi nedeniyle ileri düzey laboratuvarlarda tercih edilmektedir.

CAD/CAM sistemlerinin temel prensipleri yalnızca tasarım ve üretim aşamaları ile sınırlı değildir; aynı zamanda bu iki aşama arasındaki veri transferi ve iş akışı yönetimini de kapsar. Dijital verilerin doğru formatta (örneğin STL, OBJ) aktarılması üretim doğruluğu açısından kritik öneme sahiptir. Ayrıca sistemler arası uyumluluk özellikle farklı üreticilere ait cihazların birlikte kullanıldığı durumlarda dikkat edilmesi gereken bir faktördür.

Sonuç olarak CAD/CAM sistemlerinin temel prensipleri dijital veri elde etme, tasarım, analiz ve üretim süreçlerinin entegre bir şekilde yürütülmesine dayanır. Bu süreçlerin her birinin doğru yönetilmesi restorasyonun hem estetik hem de fonksiyonel başarısını belirleyen temel unsurlardır. Dijital iş akışının sağladığı kontrol ve öngörülebilirlik modern protetik diş hekimliğinde bu sistemleri vazgeçilmez hale getirmiştir.

### **3. DİJİTAL ÖLÇÜ VE VERİ ELDE ETME**

#### **3.1. İntraoral Tarayıcıların Çalışma Prensipleri ve Teknolojik Altyapısı**

İntraoral tarayıcılar dijital diş hekimliğinin temelini oluşturan veri elde etme araçlarıdır ve optik ölçüm teknolojilerine dayanır. Bu sistemler genellikle yapılandırılmış ışık, lazer triangülasyonu veya konfokal görüntüleme prensiplerini kullanarak yüzey geometrisini yakalar. Tarayıcıdan elde edilen ham veriler nokta bulutu (point cloud) şeklinde olup daha sonra üç boyutlu mesh modeline dönüştürülür (Joda et al., 2017).

Bu teknolojik altyapının en önemli avantajlarından biri veri yoğunluğunun kontrol edilebilir olmasıdır. Yüksek çözünürlüklü taramalar restorasyonun marjinal uyumunu doğrudan etkileyen mikrometrik detayların yakalanmasını sağlar. Ancak veri yoğunluğunun artması işlem süresini ve yazılım yükünü arttırabileceğinden, klinik uygulamada optimum denge büyük önem taşır.

Tarama stratejisi de veri kalitesini belirleyen önemli bir faktördür. Sistematik bir tarama yolu izlenmemesi durumunda veri boşlukları oluşabilir ve bu durum restorasyon uyumunu olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle operatör deneyimi dijital ölçünün başarısında kritik bir rol oynar.

### **3.2. Konvansiyonel ve Dijital Ölçülerin Klinik Karşılaştırması**

Konvansiyonel ölçü yöntemleri uzun yıllar boyunca “altın standart” olarak kabul edilmiştir. Özellikle polivinilsiloksan (PVS) materyaller yüksek doğruluk sunmasına rağmen, ölçü alma sürecindeki teknik hatalar ve materyal deformasyonları kaçınılmazdır (Janeva et al., 2018). Ölçünün ağızdan çıkarılması, dezenfeksiyonu ve model dökümü gibi süreçler, hata zincirinin uzamasına neden olur.

Dijital ölçü sistemleri ise bu zinciri kırarak doğrudan veri üretimi sağlar. Özellikle tek kron ve kısa köprülerde dijital ölçülerin doğruluğunun daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Seelbach et al., 2013; Suganna et al., 2022). Bununla birlikte tam ark taramalarda veri birleştirme hataları (stitching errors) hala çözülmesi gereken bir problemdir (Ender & Mehl, 2015; Baroudi & Ibraheem, 2015).

Klinik açıdan değerlendirildiğinde dijital ölçü sistemleri yalnızca doğruluk açısından değil, aynı zamanda hasta deneyimi açısından da belirgin üstünlük sağlar. Özellikle refleksi güçlü hastalarda ve pediatrik vakalarda dijital ölçü tercih edilmesi tedavi sürecini kolaylaştırır.

### **3.3. Dijital Veri Yönetimi ve Klinik Entegrasyon**

Dijital ölçü sistemlerinin sunduğu en önemli avantajlardan biri verilerin depolanabilir ve yeniden kullanılabilir olmasıdır. Bu durum tedavi planlamasında uzun dönemli takip imkânı sunar. Ayrıca dijital veriler farklı yazılımlar ve cihazlar arasında kolaylıkla transfer edilebilir, bu da multidisipliner çalışmalarda önemli bir avantaj sağlar.

Bununla birlikte veri güvenliği ve standardizasyonu da önemli bir konudur. Farklı sistemler arasında uyumsuzluk yaşanması veri kaybına veya hatalı üretime neden olabilir. Bu nedenle açık veri formatlarının (örneğin STL) kullanımı klinik uygulamada önem kazanmaktadır.

## **4. CAD AŞAMASI: PROTEZ TASARIMI**

### **4.1. Dijital Tasarım Sürecinin Biyomekanik Temelleri**

CAD aşaması yalnızca estetik bir tasarım süreci değil, aynı zamanda biyomekanik prensiplerin uygulandığı çok boyutlu bir mühendislik sürecidir. Bu aşamada oluşturulan dijital model restorasyonun ağız içindeki fonksiyonel davranışını doğrudan belirler. Restorasyonun kalınlığı, destek yapısı, materyal dağılımı ve oklüzal yüklerin iletim şekli bu aşamada planlanır (Miyazaki et al., 2009). Bu nedenle CAD tasarımı yalnızca geometrik bir modelleme değil, aynı zamanda kuvvetlerin yönlendirilmesi ve stres dağılımının optimize edilmesi sürecidir.

Özellikle seramik restorasyonlarda biyomekanik planlama kritik önem taşır. İnce kesitli bölgelerde oluşabilecek stres konsantrasyonları mikroyapısal çatlakların oluşmasına ve zamanla kırılmalara neden olabilir. Bu nedenle restorasyon kalınlığının homojen dağılımı keskin köşe ve açılarının minimize edilmesi ve destek dokular ile uyumlu bir tasarım oluşturulması gereklidir. CAD yazılımları bu noktada kullanıcıya rehberlik eden uyarı

sistemleri sunar. Minimum kalınlık limitleri kritik bölgelerde renk kodları ile gösterilerek hekimin olası riskleri erken aşamada fark etmesini sağlar.

Yazılımlar bu biyomekanik analizleri destekleyen araçlar sunar. Örneğin minimum kalınlık uyarıları ve temas analizleri restorasyonun klinik dayanıklılığını artırmaya yönelik önemli geri bildirimler sağlar. Bunun ötesinde bazı gelişmiş sistemlerde sanal stres dağılım analizleri yapılabilmekte ve yük altında restorasyonun nasıl davranacağı öngörülebilmektedir. Bu tür simülasyonlar özellikle implant üstü protezler ve geniş açıklıklı köprülerde büyük önem taşır.

Oklüzal ilişkilerin doğru şekilde tasarlanması biyomekanik başarının bir diğer önemli bileşenidir. CAD ortamında statik ve dinamik oklüzyon analizleri yapılabilir ve bu analizler sayesinde erken temaslar ve interferanslar elimine edilebilir. Böylece restorasyon ağız içindeki fonksiyonel hareketlere uyum sağlayacak şekilde optimize edilir. Bu durum yalnızca restorasyonun ömrünü uzatmakla kalmaz, aynı zamanda karşıt dişler ve temporomandibular eklem üzerindeki olası olumsuz etkileri de azaltır.

#### **4.2. Estetik Planlama ve Dijital Gülüş Tasarımı**

Modern CAD sistemleri yalnızca fonksiyonel değil aynı zamanda ileri düzey estetik planlama araçları da sunar. Günümüzde protetik tedavinin başarısı yalnızca mekanik dayanıklılıkla değil aynı zamanda doğal diş estetiğinin ne ölçüde taklit edilebildiği ile de değerlendirilmektedir. Bu bağlamda dijital gülüş tasarımı (digital smile design) CAD aşamasının vazgeçilmez bir bileşeni haline gelmiştir.

Diş formu, boyut oranları, gingival konturlar ve yüz simetrisi gibi parametreler dijital ortamda analiz edilebilir. CAD yazılımları hastanın yüz fotoğrafları ile intraoral taramaları birleştirerek restorasyonun yüz estetiği ile uyumunu değerlendirme imkânı sunar. Bu sayede restorasyon yalnızca dişler arası uyum açısından değil aynı zamanda dudak hattı, gülüş hattı ve yüz oranları ile de bütüncül olarak planlanabilir.

“Smile design” konsepti CAD yazılımlarının gelişmesiyle birlikte daha sistematik hale gelmiştir. Hekim, farklı tasarım alternatiflerini hastaya dijital olarak sunabilir ve tedavi planını hasta ile birlikte şekillendirebilir. Bu durum hasta beklentilerinin daha iyi anlaşılmasını ve tedavi memnuniyetinin artmasını sağlar.

Mirroring teknolojisi sayesinde karşıt diş referans alınarak simetri sağlanabilir (Takaichi et al., 2022). Bu durum özellikle ön bölge restorasyonlarda estetik başarının anahtarıdır. Bunun yanı sıra diş kütüphaneleri (tooth libraries), doğal diş morfolojisine uygun hazır formlar sunarak tasarım sürecini hızlandırır. Ancak bu hazır formların hastaya özgü olarak modifiye edilmesi doğal görünüm açısından kritik önem taşır.

Renk ve translusensi planlaması da CAD sürecinin önemli bir parçasıdır. Her ne kadar nihai renklendirme CAM sonrası işlemlerle yapılsa da tasarım aşamasında materyal kalınlığı ve ışık geçirgenliği gibi faktörler estetik sonucu doğrudan etkiler. Bu nedenle CAD aşamasında yapılan estetik planlama restorasyonun final görünümünü belirleyen temel unsurlardan biridir.

#### **4.3. Kullanıcı Etkileşimi ve Yapay Zeka Destekli Tasarım**

Günümüzde CAD yazılımları giderek daha kullanıcı dostu hale gelmektedir. Gelişmiş arayüzler ve otomatikleştirilmiş tasarım araçları kullanıcıların daha kısa sürede ve daha yüksek

doğrulukla restorasyon tasarlamasına olanak tanır. Bu durum özellikle dijital sistemlere yeni adapte olan hekimler için öğrenme sürecini kolaylaştırmaktadır.

Yapay zeka destekli otomatik tasarım önerileri hekimin iş yükünü azaltırken aynı zamanda standart bir kalite sunar. Bu sistemler geniş veri tabanları ve algoritmalar kullanarak preparasyon tipine uygun restorasyon tasarımları oluşturur. Örneğin sistem preparasyon sınırlarını algılar, uygun diş formunu önerir ve oklüzal temasları otomatik olarak optimize eder. Bu sayede tasarım süresi önemli ölçüde kısılır.

Bununla birlikte manuel müdahale imkânının korunması klinik kontrol açısından kritik önem taşır. Yapay zeka tarafından oluşturulan tasarımlar her ne kadar yüksek doğruluk sunsa da her klinik vaka kendine özgü özellikler taşır. Bu nedenle hekimin biyolojik, fonksiyonel ve estetik parametreleri dikkate alarak tasarımı gerektiğinde modifiye etmesi gereklidir.

Kullanıcı etkileşimi CAD sürecinin başarısında belirleyici bir faktördür. Hekimin yazılımı etkin kullanabilmesi tarama verisini doğru yorumlayabilmesi ve tasarım araçlarını bilinçli şekilde kullanabilmesi, restorasyon kalitesini doğrudan etkiler. Bu nedenle dijital diş hekimliğinde eğitim ve deneyim teknolojik altyapı kadar önemlidir.

Sonuç olarak CAD aşaması dijital diş hekimliğinin en kritik ve en fazla klinik karar içeren basamağıdır. Bu aşamada yapılan doğru planlama ve tasarım restorasyonun hem estetik hem de fonksiyonel başarısını belirleyen temel unsurdur. Dijital araçların sunduğu avantajlar doğru klinik yaklaşım ile birleştiğinde yüksek başarı oranlarına ulaşılması kaçınılmazdır.

## **5. CAM AŞAMASI: ÜRETİM TEKNİKLERİ VE MATERYALLER**

### **5.1. Üretim Teknolojilerinin Karşılaştırmalı Analizi**

Milling (kazıma) ve 3D printing (eklemeli üretim), CAD/CAM sistemlerinin iki temel üretim yaklaşımını oluşturur. Bu iki yöntem, yalnızca üretim prensibi açısından değil aynı zamanda klinik kullanım alanları, maliyet yapısı ve restorasyon performansı açısından da önemli farklılıklar gösterir. Milling yöntemi yüksek hassasiyet ve yüzey kalitesi sunarken, materyal israfı dezavantajına sahiptir (Lambert et al., 2017). 3D printing ise daha kompleks geometrilerin üretimini mümkün kılar ve materyal kullanımını optimize eder (Anadioti et al., 2020).

Subtraktif üretim olarak tanımlanan milling yöntemi prefabrike bloklardan materyalin kontrollü bir şekilde uzaklaştırılması prensibine dayanır. Bu bloklar endüstriyel koşullarda yüksek basınç ve sıcaklık altında üretildiğinden homojen bir mikroyapıya sahiptir. Bu durum restorasyonların mekanik dayanıklılığını artıran önemli bir faktördür. Milling sistemlerinde kullanılan frezlerin çapı ve hareket kabiliyeti restorasyonun detay seviyesini belirler. Özellikle 5 eksenli sistemler karmaşık anatomik yapıların ve alt kesitlerin işlenmesinde büyük avantaj sağlar.

Bununla birlikte milling yönteminin bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Özellikle materyal kaybı (waste) oranı yüksektir ve bu durum maliyet açısından dezavantaj oluşturabilir. Ayrıca frez aşınması üretim doğruluğunu zamanla etkileyebilir ve düzenli bakım gerektirir. Keskin iç açılar ve ince detaylar frez geometrisi nedeniyle her zaman tam olarak üretilemeyebilir.

Additif üretim olarak tanımlanan 3D printing ise materyalin katman katman eklenmesi prensibi ile çalışır. Bu yöntem özellikle kompleks geometrilerin ve iç yapıları boş veya kafes şeklinde olan restorasyonların üretiminde büyük avantaj sağlar. Ayrıca materyal kullanımının daha

verimli olması ekonomik açıdan önemli bir üstünlük sunar. Bununla birlikte yüzey kalitesi genellikle milling yöntemine göre daha düşüktür ve çoğu zaman ek bitim işlemleri gerektirir.

3D printing teknolojileri kendi içinde de farklı yöntemlere ayrılır (örneğin SLA, DLP, SLM gibi). Her bir yöntemin çözünürlük, hız ve mekanik dayanım açısından farklı özellikleri vardır. Özellikle metal altyapıların üretiminde kullanılan selektif lazer eritme (SLM) teknolojisi dental alanda önemli bir gelişme olarak kabul edilmektedir.

Bu iki yöntemin seçimi klinik ihtiyaçlara ve kullanılan materyale bağlıdır. Örneğin zirkonya restorasyonlar genellikle milling ile üretilirken geçici restorasyonlar ve model üretimi 3D printing ile yapılabilir. Klinik pratikte sıklıkla hibrit bir yaklaşım benimsenmekte yani farklı üretim teknikleri aynı iş akışı içinde birlikte kullanılmaktadır.

## 5.2. Üretim Doğruluğu, Yüzey Kalitesi ve Üretim Sonrası Süreçler

CAM aşamasında yalnızca üretim yöntemi değil üretim sonrası işlemler (post-processing) de restorasyonun nihai kalitesini belirleyen önemli faktörlerdir. Milling sonrası restorasyonlar genellikle sinterleme, kristalizasyon ve polisaj işlemlerine tabi tutulur. Bu işlemler materyalin mekanik özelliklerini artırırken estetik görünümünü de iyileştirir.

Zirkonya restorasyonlarda sinterleme süreci materyalin yoğunluğunu artırarak nihai dayanıklılığını belirler. Bu süreçte oluşabilecek hacimsel değişimler CAD aşamasında yazılım tarafından kompensasyon ile dengelenir. Lityum disilikat restorasyonlarda ise kristalizasyon işlemi materyalin final mukavemetine ulaşmasını sağlar.

3D printing sonrası ise genellikle yıkama, UV kütleme ve yüzey düzeltme işlemleri gereklidir. Bu işlemler restorasyonun mekanik stabilitesini ve biyouyumluluğunu artırır. Post-processing aşamasının doğru uygulanmaması restorasyonun klinik performansını olumsuz etkileyebilir.

## 5.3. Materyal Bilimi Perspektifinden Değerlendirme

Zirkonya dönüşüm sertleşmesi mekanizması sayesinde yüksek kırılma direnci sunar (Garvie et al., 1975). Bu mekanizma çatlak oluşumu sırasında faz dönüşümü ile enerji absorbe edilmesini sağlar ve çatlak ilerlemesini durdurur. Bu özellik zirkonyayı özellikle posterior bölgede yüksek yük taşıyan restorasyonlar için ideal bir materyal haline getirir (Leitão et al., 2022).

Lityum disilikat ise estetik ve dayanıklılığın dengeli kombinasyonu ile ön plana çıkar (Marchesi et al., 2021). Işık geçirgenliği ve translusensi özellikleri sayesinde doğal diş yapısına oldukça yakın bir görünüm sunar. Bu nedenle anterior restorasyonlarda sıklıkla tercih edilir. Bununla birlikte zirkonyaya göre daha düşük kırılma direnci kullanım alanını sınırlayan bir faktördür.

PEEK ve hibrit seramikler,biyomekanik uyum açısından alternatif materyaller olarak dikkat çekmektedir (Rexhepi et al., 2023). PEEK'in elastik modülünün kemiğe yakın olması implant üstü restorasyonlarda stres dağılımını olumlu yönde etkiler. Hibrit seramikler ise hem seramik hem polimer özelliklerini bir arada sunarak darbe emici özellik kazandırır.

PMMA gibi materyaller ise genellikle geçici restorasyonlarda kullanılmasına rağmen dijital üretim sayesinde daha homojen ve dayanıklı hale gelmiştir. Bu durum uzun süreli geçici restorasyonlarda bile güvenli kullanım imkânı sunmaktadır.

#### **5.4. Materyal Seçimi ve Klinik Karar Süreci**

Materyal seçimi yalnızca mekanik özelliklere değil, aynı zamanda estetik beklentilere, biyolojik uyuma ve fonksiyonel gereksinimlere göre yapılmalıdır. Posterior bölgede yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan restorasyonlarda yüksek dayanıklılık ön planda iken ön bölgede estetik parametreler daha belirleyicidir.

Ayrıca hastaya özgü faktörler de materyal seçiminde önemli rol oynar. Bruksizm, oklüzal kuvvetler, periodontal durum ve estetik beklentiler, karar sürecini etkileyen başlıca faktörlerdir. Örneğin bruksizm hastalarında yüksek dayanıklılığa sahip materyaller tercih edilirken estetik bölgede daha translüsent materyaller ön plana çıkar.

Materyal seçimi aynı zamanda üretim yöntemi ile de doğrudan ilişkilidir. Her materyal her üretim tekniği ile uyumlu değildir. Bu nedenle CAD/CAM sistemlerinin sunduğu materyal ve üretim seçeneklerinin birlikte değerlendirilmesi gereklidir.

#### **5.5. Klinik Performans ve Uzun Dönem Dayanıklılık**

CAM aşamasında kullanılan üretim teknikleri ve materyaller restorasyonun uzun dönem klinik performansını belirleyen en önemli faktörlerdendir. Homojen yapı, düşük porozite ve yüksek yüzey kalitesi, restorasyonun dayanıklılığını artıran temel özelliklerdir.

Dijital üretim teknikleri sayesinde elde edilen standardizasyon restorasyonların tekrarlanabilir kalitede üretilmesini sağlar. Bu durum klinik başarı oranlarının artmasına katkıda bulunur. Bununla birlikte uygun materyal seçimi ve doğru üretim protokolü uygulanmadığında en gelişmiş sistemler dahi istenilen sonucu veremeyebilir.

### **6. PROTETİK UYGULAMALARDA CAD/CAM**

#### **6.1. Restorasyon Tiplerine Göre Klinik Yaklaşım**

CAD/CAM sistemleri farklı restorasyon tiplerinde farklı avantajlar sunar ve bu avantajlar, uygulanacak tedavi türüne göre değişkenlik gösterir. Tek kron restorasyonlarında yüksek doğruluk, hızlı üretim ve minimal hata payı ön plana çıkarken implant üstü protezlerde kişiye özel tasarım ve pasif uyum sağlama yeteneği daha belirleyici hale gelir (Rexhepi et al., 2023).

Tek kron uygulamalarında dijital iş akışı preparasyon sonrası elde edilen verinin doğrudan tasarım ve üretim aşamasına aktarılmasını sağlar. Bu durum ara basamakların ortadan kaldırılması sayesinde hem zaman kazancı sağlar hem de ölçüden kaynaklı hataları minimize eder. Özellikle marjinal uyumun kritik olduğu bu restorasyon tipinde CAD/CAM sistemlerinin sağladığı mikron düzeyinde hassasiyet klinik başarıyı doğrudan etkiler.

Köprü restorasyonlarında ise açıklık uzunluğu ve destek dişlerin konumu dijital tasarımın karmaşıklığını artırır. CAD yazılımları bu tür vakalarda bağlantı bölgelerinin kalınlığını ve stres dağılımını optimize ederek kırılma riskini azaltmaya yardımcı olur. Bu durum özellikle uzun gövdeye sahip restorasyonlarda biyomekanik açıdan önemli bir avantaj sağlar.

İmplant üstü protezlerde CAD/CAM sistemlerinin en önemli katkısı kişiye özel abutment tasarımına olanak tanımasıdır. Standart prefabrik abutmentlere kıyasla, hastaya özel tasarlanan abutmentler daha iyi bir emerjans profili ve yumuşak doku desteği sağlar. Bu durum hem estetik

sonucu iyileştirir hem de peri-implant sağlığın korunmasına katkıda bulunur (Rexhepi et al., 2023). Ayrıca pasif uyumun daha iyi sağlanması implant üzerine binen stresin dengeli dağılımını destekler.

Tam protezlerde dijital iş akışı geleneksel yöntemlere kıyasla önemli avantajlar sunar. Randevu sayısının azalması ve ölçü süreçlerinin kısalması özellikle ileri yaş hastalarda tedavi sürecini daha konforlu hale getirir (Janeva et al., 2018). Bunun yanı sıra dijital olarak üretilen protez kaidelerinin daha homojen yapıda olması doku uyumunu ve retansiyonu artırır. Hastanın proteze adaptasyon süresi genellikle daha kısa olmakta ve fonksiyonel sonuçlar daha hızlı elde edilmektedir.

Lamina veneer uygulamalarında ise CAD/CAM sistemleri minimal invaziv preparasyonların hassas şekilde değerlendirilmesine olanak tanır. İnce restorasyonların tasarımında kalınlık kontrolü büyük önem taşır ve dijital sistemler bu kontrolü yüksek doğrulukla sağlar. Bu durum hem estetik hem de biyomekanik başarıyı artırır.

## **6.2. Klinik İş Akışı ve Zaman Yönetimi**

Dijital sistemler klinik iş akışını önemli ölçüde optimize eder. Ölçü alma, tasarım ve üretim süreçlerinin entegre olması, tedavi süresini kısaltır ve klinik verimliliği artırır. Geleneksel yöntemlerde günler veya haftalar sürebilen süreçler dijital sistemler sayesinde saatler içinde tamamlanabilir.

Özellikle chairside sistemler tek seansta restorasyon yapılabilmesine olanak tanıyarak modern diş hekimliğinde önemli bir avantaj sunar. Bu sistemlerde hasta aynı randevu içinde ölçü alınması, tasarım yapılması ve restorasyonun ağız içine uygulanması süreçlerini tamamlayabilir. Bu durum hem hasta memnuniyetini artırır hem de klinik zaman yönetimini optimize eder.

Dijital iş akışının bir diğer avantajı ekip içi iletişimin kolaylaşmasıdır. Hekim ve laboratuvar teknisyeni arasında veri paylaşımı anlık olarak gerçekleştirilebilir ve tasarım süreci üzerinde birlikte çalışılabilir. Bu durum özellikle kompleks vakalarda hata riskini azaltır ve daha kontrollü bir üretim süreci sağlar.

Bununla birlikte dijital sistemlerin etkin kullanımı doğru planlama ve organizasyon gerektirir. Tarama kalitesi, tasarım doğruluğu ve üretim sürecinin koordinasyonu, iş akışının başarısını belirleyen temel faktörlerdir. Bu nedenle dijital sistemlerin sunduğu hız avantajının yanında süreç kontrolünün dikkatli şekilde yönetilmesi gereklidir.

## **7. AVANTAJ VE DEZAVANTAJLAR**

### **7.1. CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları**

CAD/CAM sistemleri modern protetik diş hekimliğinde hem klinik hem de laboratuvar süreçlerini optimize eden önemli avantajlar sunar. Bu avantajların başında yüksek hassasiyet ve tekrarlanabilirlik gelmektedir. Dijital iş akışı sayesinde ölçüden üretime kadar olan süreçte manuel müdahale azalır ve bu durum hata payını önemli ölçüde düşürür (Janeva et al., 2018). Özellikle marjinal uyumun kritik olduğu restorasyonlarda bu hassasiyet klinik başarının temel belirleyicilerinden biridir.

Bir diğer önemli avantaj ise zaman yönetiminde sağlanan iyileşmedir. Dijital sistemler sayesinde ölçü alma, tasarım ve üretim süreçleri hızlanmakta, bazı durumlarda tek seansta restorasyon uygulanabilmektedir. Bu durum hem klinik verimliliği artırır hem de hastaların tedavi sürecine uyumunu kolaylaştırır. Özellikle yoğun kliniklerde zaman tasarrufu önemli bir operasyonel avantaj sağlar.

Dijital arşivleme imkânı CAD/CAM sistemlerinin uzun vadeli faydalarından biridir. Hastaya ait dijital veriler saklanabilir ve gerektiğinde restorasyon yeniden üretilebilir. Bu durum özellikle protez kaybı veya kırılması gibi durumlarda zaman ve maliyet açısından önemli bir kolaylık sağlar (Suganna et al., 2022).

Ayrıca CAD/CAM sistemleri ileri teknoloji materyallerin kullanımını mümkün kılar. Zirkonya ve lityum disilikat gibi materyallerin hassas şekilde işlenebilmesi estetik ve dayanıklılık açısından üstün restorasyonların elde edilmesini sağlar. Bu da hasta memnuniyetini doğrudan artıran bir faktördür.

## **7.2. Sınırlılıklar ve Klinik Zorluklar**

CAD/CAM sistemlerinin sunduğu avantajlara rağmen bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Bunların başında yüksek başlangıç maliyeti gelir. Tarayıcılar yazılımlar ve üretim cihazları önemli bir yatırım gerektirir ve bu durum özellikle küçük ölçekli klinikler için ekonomik bir engel oluşturabilir (Rexhepi et al., 2023).

Bir diğer önemli dezavantaj öğrenme eğrisidir. Dijital sistemlerin etkin kullanımı belirli bir eğitim ve deneyim gerektirir. Tarama tekniklerinin doğru uygulanmaması veya tasarım hataları restorasyon kalitesini olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle operatör deneyimi dijital iş akışının başarısında kritik bir rol oynar.

Teknolojik bağımlılık da göz ardı edilmemesi gereken bir faktördür. Yazılım güncellemeleri, cihaz bakımları ve sistem uyumluluğu gibi konular, sürecin kesintisiz ilerlemesi için önemlidir. Ayrıca farklı üreticilere ait sistemlerin birlikte kullanıldığı durumlarda veri uyumsuzlukları ortaya çıkabilir.

Bununla birlikte dijital sistemler her klinik durum için ideal çözüm olmayabilir. Özellikle tam ark taramalarda veya kompleks anatomik yapılarda veri doğruluğu bazı durumlarda sınırlı olabilir. Bu nedenle vaka seçimi ve uygun tekniklerin belirlenmesi başarılı sonuçlar elde edilmesi açısından önem taşır.

## **8. KLİNİK BAŞARI VE UYUM**

### **8.1. Marjinal Uyumun Klinik Önemi**

Marjinal uyum protetik restorasyonların başarısını belirleyen en temel kriterlerden biridir. Restorasyon ile diş preparasyonu arasındaki marjinal boşluğun minimal olması sekonder çürük oluşumunu ve periodontal komplikasyonları önlemede kritik rol oynar. CAD/CAM sistemleri üretim hassasiyetleri sayesinde genellikle klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde marjinal uyum sağlar (Rexhepi et al., 2023).

Dijital iş akışı ölçüden üretime kadar olan süreçte hata kaynaklarını minimize ederek daha stabil sonuçlar elde edilmesini mümkün kılar. Özellikle geleneksel yöntemlerde görülen alçı

genleşmesi mum büzülmesi gibi değişkenler ortadan kalktığı için marjinal uyum daha öngörülebilir hale gelir. Bununla birlikte marjinal uyum yalnızca üretim teknolojisine değil preparasyon kalitesine ve tasarım doğruluğuna da bağlıdır.

## 8.2. Klinik Başarı Oranları ve Etkileyen Faktörler

CAD/CAM restorasyonlarının klinik başarı oranları incelendiğinde yüksek sağkalım oranları dikkat çekmektedir (Ling & Huang, 2026). Bu başarı hem materyal kalitesine hem de dijital üretim tekniklerinin sağladığı hassasiyete bağlıdır. Özellikle monolitik restorasyonlar katmanlı sistemlere göre daha az kırılma riski göstererek uzun dönem başarıyı artırmaktadır.

Ancak klinik başarı yalnızca kullanılan sistem ve materyale bağlı değildir. Hasta faktörleri de önemli rol oynar. Bruksizm yüksek oklüzal kuvvetler ve ağız hijyeni gibi faktörler, restorasyonun ömrünü doğrudan etkileyebilir (Leitão et al., 2022). Bu nedenle tedavi planlamasında hasta alışkanlıklarının dikkate alınması gereklidir.

Bunun yanı sıra hekimin deneyimi ve dijital sistemleri kullanma becerisi de klinik başarı üzerinde belirleyici bir etkidir. Tarama doğruluğu, tasarım kalitesi ve uygun materyal seçimi, restorasyonun performansını doğrudan etkiler.

## 8.3. Uzun Dönem Performans ve Komplikasyonlar

CAD/CAM restorasyonlarının uzun dönem performansı genellikle başarılı olmakla birlikte bazı komplikasyonlar görülebilir. Bu komplikasyonlar arasında marjinal açılma, materyal kırılması ve estetik kayıplar yer alır. Bu tür problemlerin çoğu yanlış materyal seçimi veya hatalı tasarım ile ilişkilidir.

Dijital sistemlerin sunduğu avantajlardan biri de restorasyonların yeniden üretilebilir olmasıdır. Aynı dijital veriler kullanılarak restorasyonun yeniden yapılabilmesi, komplikasyon yönetiminde önemli bir kolaylık sağlar.

## 9. GELECEK PERSPEKTİFLER

Dijital diş hekimliği teknolojik gelişmeler ile birlikte hızla evrilmeye devam etmektedir. CAD/CAM sistemlerinin geleceği yapay zeka, otomasyon ve ileri üretim teknolojilerinin entegrasyonu ile şekillenecektir. Yapay zeka destekli yazılımlar restorasyon tasarımını daha hızlı ve daha doğru hale getirerek klinik süreci önemli ölçüde kolaylaştıracaktır (Suganna et al., 2022).

Gelecekte hasta verilerinin analiz edilerek otomatik tasarım önerileri sunan sistemlerin yaygınlaşması beklenmektedir. Bu durum tedavi süreçlerini daha standart hale getirirken aynı zamanda bireyselleştirilmiş çözümlerin geliştirilmesine de olanak tanıyacaktır.

Tam dijital iş akışlarının yaygınlaşması ile birlikte fiziksel modellerin kullanımı giderek azalacaktır. “Model-free dentistry” yaklaşımı, özellikle hızlı üretim ve veri yönetimi açısından önemli avantajlar sunmaktadır (Joda et al., 2017). Ayrıca chairside sistemlerin gelişmesi ile tek seanslık tedavilerin daha yaygın hale gelmesi beklenmektedir.

Bunun yanı sıra yeni nesil materyallerin geliştirilmesi, CAD/CAM sistemlerinin kullanım alanını genişletecektir. Daha dayanıklı, daha estetik ve biyolojik olarak daha uyumlu materyaller, gelecekte protetik tedavilerin başarısını daha da artıracaktır.

## 10. SONUÇ

CAD/CAM teknolojisi, protetik diş tedavisinde yalnızca bir üretim yöntemi değil aynı zamanda klinik yaklaşımı kökten değiştiren bir dönüşüm sürecini temsil etmektedir. Geleneksel yöntemlerin sağladığı temel prensipler geçerliliğini korumakla birlikte dijital teknolojilerin sunduğu hız, hassasiyet ve standardizasyon, modern diş hekimliğinde yeni bir paradigma oluşturmuştur.

Bu teknolojilerin en önemli katkılarından biri tedavi süreçlerinin daha öngörülebilir hale gelmesidir. Dijital iş akışı sayesinde ölçü alma, tasarım ve üretim süreçleri entegre bir şekilde yürütülmekte ve hata kaynakları önemli ölçüde azaltılmaktadır. Bu durum hem klinik başarı oranlarını artırmakta hem de hasta memnuniyetini olumlu yönde etkilemektedir.

CAD/CAM sistemleri yalnızca teknik bir gelişim değil, aynı zamanda diş hekimliğinde düşünme ve planlama biçiminin değişimini de temsil eder. Hekimler dijital ortamda restorasyonu henüz üretim aşamasına geçmeden analiz edebilmekte ve gerekli düzenlemeleri yapabilmektedir. Bu yaklaşım tedavi sürecini daha kontrollü ve bilimsel hale getirmektedir.

Bununla birlikte CAD/CAM teknolojilerinin etkin kullanımı yalnızca teknolojik altyapıya sahip olmakla sınırlı değildir. Hekimin bilgi düzeyi, dijital sistemlere adaptasyonu ve doğru klinik karar verme yetisi, elde edilecek sonucun kalitesini belirleyen temel unsurlardır. Yanlış materyal seçimi veya hatalı tasarım en gelişmiş sistemlerde dahi başarısız sonuçlara yol açabilir.

Gelecekte CAD/CAM sistemlerinin daha da gelişmesi ile birlikte yapay zeka destekli tasarım, tam dijital iş akışları ve ileri materyal teknolojileri, protetik diş tedavisinde daha da yaygın hale gelecektir. Bu gelişmeler tedavi süreçlerini daha hızlı, daha hassas ve daha bireyselleştirilmiş hale getirecektir.

Sonuç olarak CAD/CAM teknolojisi protetik diş tedavisinde vazgeçilmez bir araç haline gelmiş olup, doğru planlama ve uygulama ile hem fonksiyonel hem de estetik açıdan üstün sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır. Bu sistemlerin bilinçli ve etkin kullanımı, modern diş hekimliğinde sürdürülebilir klinik başarının anahtarıdır.

## KAYNAKÇA

- AlHelal, A., AlRumaih, H. S., Kattadiyil, M. T., Baba, N. Z., & Goodacre, C. J. (2016). Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 233-238. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.08.007>
- Almufleh, B., Emami, E., Alageel, O., de Melo, F., Seng, F., Caron, E., ... & Tamimi, F. (2018). Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: A crossover pilot clinical trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 560-567.
- Anadioti, E., Musharbash, L., Blatz, M. B., Papavasiliou, G., & Kamposiora, P. (2020). 3D printed complete removable dental prostheses: A narrative review. *BMC Oral Health*, 20(1), 343. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01328-8>
- Andersson, M., & Oden, A. (1993). A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59-64.
- Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., & Bergmann, B. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 187-193.
- Arnold, C., Hey, J., Schweyen, R., & Setz, J. M. (2018). Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 586-592.
- Baroudi, K., & Ibraheem, S. N. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: A review of the literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96-104.
- Batisse, C., Nicolas, E., & Veyrone, J. L. (2014). The complete digital workflow in fixed prosthodontics: A systematic review. *BMC Oral Health*, 17, 124.
- Batson, E. R., Cooper, L. F., Duqum, I., & Mendonça, G. (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 770-777.
- Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gernet, W., Edelhoff, D., Guh, J. F., & Naumann, M. (2010). Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence International*, 41(8), 631-637.
- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 15(5), 451-456.
- Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*, 22(1), 29-36.
- Bosch, G., Ender, A., & Mehl, A. (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1425-1431.

- Chen, J., Ahmad, R., Suenaga, H., Li, W., Sasaki, K., Swain, M., ... & Li, Q. (2015). Shape optimization for additive manufacturing of removable partial dentures—A new paradigm for prosthetic CAD/CAM. *PLoS One*, *10*(7), e0132552.
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., & Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research*, *23*(1), 45-61.
- Duret, F., & Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, *1*(2), 150-154.
- Ender, A., & Mehl, A. (2015). In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence International*, *46*(1), 9-17.
- Euán, R., Figueras-Álvarez, O., Cabratosa-Termes, J., & Oliver-Parra, R. (2014). Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: Influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(2), 155-162.
- Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D., & Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: A two-year report. *The Journal of the American Dental Association*, *141*(Suppl 2), 10S-14S.
- Garvie, R. C., Hannink, R. H., & Pascoe, R. T. (1975). Ceramic steel? *Nature*, *258*(5537), 703-704. <https://doi.org/10.1038/258703a0>
- Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Baba, N. Z., & Kattadiyil, M. T. (2016). Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(2), 249-256. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.02.001>
- Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: Comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*, *23*(5), 434-442.
- Hansen, T. L., Schriwer, C., Øilo, M., & Gjengedal, H. (2018). Monolithic zirconia crowns in the aesthetic zone in heavy grinders with severe tooth wear – An observational case-series. *Journal of Dentistry*, *72*, 14-20.
- Janeva, N. M., Kovacevska, G., Elencevski, S., Panchevska, S., Mijoska, A., & Lazarevska, B. (2018). Advantages of CAD/CAM versus conventional complete dentures - A review. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, *6*(8), 1498-1502. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2018.308>
- Joda, T., Zarone, F., & Ferrari, M. (2017). The complete digital workflow in fixed prosthodontics: A systematic review. *BMC Oral Health*, *17*(1), 124. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0415-0>

- Kajima, Y., Takaichi, A., Nakamoto, T., Kimura, T., Yogo, Y., Ashida, M., ... & Hanawa, T. (2016). Fatigue strength of Co–Cr–Mo alloy clasps prepared by selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 59, 446-458.
- Katsoulis, J., Mericske-Stern, R., Rotkina, L., Zbären, C., Enkling, N., & Blatz, M. B. (2014). Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 25(2), 165-174.
- Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486-495. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.6.486>
- Leitão, C. I. M. B., Fernandes, G. V. O., Azevedo, L. P. P., Araújo, F. M., Donato, H., & Correia, A. R. M. (2022). Clinical performance of monolithic CAD/CAM tooth-supported zirconia restorations: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(3), 374-384. [https://doi.org/10.2186/jpr.JPR\\_D\\_21\\_00081](https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_21_00081)
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-216. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2014.07.003>
- Ling, X., & Huang, L. (2026). Survival rates of CAD/CAM ceramic dental restorations: A meta-analysis. *Medicine*, 105(4), e47221. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000047221>
- Marchesi, G., Camurri Piloni, A., Nicolin, V., Turco, G., & Di Lenarda, R. (2021). Chairside CAD/CAM materials: Current trends of clinical uses. *Biology*, 10(11), 1170. <https://doi.org/10.3390/biology10111170>
- Miyazaki, T., & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(Suppl 1), 97-106. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x>
- 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. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.44>
- Mörmann, W. H., Brandestini, M., Lutz, F., & Barbakow, F. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, 20(5), 329-339.
- Nakamura, K., Harada, A., Kanno, T., Inagaki, R., Niwano, Y., Milleding, P., ... & Örtorp, A. (2015). The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 47, 49-56.
- Rexhepi, I., Santilli, M., D'Addazio, G., Tafuri, G., Manciocchi, E., Caputi, S., & Sinjari, B. (2023). Clinical applications and mechanical properties of CAD-CAM materials in restorative and prosthetic dentistry: A systematic review. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(8), 431. <https://doi.org/10.3390/jfb14080431>

- Saeed, F., Muhammad, N., Khan, A. S., Sharif, F., Rahim, A., Ahmad, P., & Irfan, M. (2020). Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. *Materials Science & Engineering C*, *106*, 110167. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.110167>
- Saponaro, P. C., Yilmaz, B., Heshmati, R. H., & McGlumphy, E. A. (2016). Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: A cross-sectional study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(3), 431-435.
- Steinmassl, P. A., Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Grunert, I., & Laimer, J. (2017). Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clinical Oral Investigations*, *21*(5), 1697-1705. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1961-6>
- Suganna, M., Kausher, H., Ahmed, S. T., Alharbi, H. S., Alsubaie, B. F., Aruna, D. S., ... & Ali, A. B. M. R. (2022). Contemporary evidence of CAD-CAM in dentistry: A systematic review. *Cureus*, *14*(11), e31687. <https://doi.org/10.7759/cureus.31687>
- Takaichi, A., Fueki, K., Murakami, N., Ueno, T., Inamochi, Y., Wada, J., Arai, Y., & Wakabayashi, N. (2022). A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *Journal of Prosthodontic Research*, *66*(1), 53-67. [https://doi.org/10.2186/jpr.JPR\\_D\\_20\\_00117](https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_20_00117)
- Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Augthun, M., & Spiekermann, H. (2001). Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: A laboratory study. *International Journal of Prosthodontics*, *14*(3), 231-238.
- Wiedhahn, K., Kerschbaum, T., & Fasbinder, D. F. (2005). Clinical long-term results with 617 Cerec veneers: A nine-year report. *International Journal of Computerized Dentistry*, *8*(3), 233-246.
- 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. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-14-10>



# BÖLÜM 5

---

## DİŞ HEKİMLİĞİNDE ERGONOMİ VE MESLEK HASTALIKLARI

*Güliden AYTEN<sup>1</sup>, Sabiha Zelal BAŞKAN ÜLKÜ<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Araştırma Görevlisi Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi [gldnaytnn@gmail.com](mailto:gldnaytnn@gmail.com)

<sup>2</sup> Prof. Dr., Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi [zelal\\_baskan@hotmail.com](mailto:zelal_baskan@hotmail.com)

## Ergonomi Kavramı ve Kapsamı

Ergonomi, kökenini Yunanca "ergo" (iş) ve "nomos" (yasa) kelimelerinden alan ve en temel ifadeyle "iş bilimi" anlamına gelen multidisipliner bir alandır. İnsanı anatomik, antropometrik, fizyolojik, psikolojik ve sosyolojik açılardan bütüncül bir yaklaşımla ele alarak, çalışma koşullarını insan doğasına en uygun hale getirmeyi amaçlar. (Kırzioğlu, 2013)

Bu bilim dalı kendi içinde üç temel kategoriye ayrılabilir; fiziksel, psikolojik ve sosyolojik.

\* Fiziksel Ergonomi, Çalışma postürleri, kas ve iskelet sistemi rahatsızlıkları, materyal taşıma şekilleri , tekrar eden hareketler, iş yeri düzeni ile genel iş sağlığı ve güvenliğini kapsar. (Kırzioğlu, 2013)

\* Psikolojik Ergonomi, İnsan ve sistem uyumunu sağlamak adına algı, bellek, muhakeme ve motor yanıtlar gibi mental süreçleri inceler ve karar mekanizmaları, zihinsel iş yükü, performans, iş stresi ve insan ve bilgisayar etkileşimi gibi konulara odaklanır. (Sunar & Apak 2023)

\* Sosyolojik Ergonomi, Kurumsal politikalar ve süreç yönetimlerini de içine alarak sosyoteknik sistemlerin en uygun hale getirilmesiyle ilgilenir.

**En yalın ifadeyle ergonomi;** mantıklı, konforlu çalışma stratejileri geliştirmek ve "çalışanın iş ortamına uydurulması yerine, iş ortamının çalışana göre dizayn edilmesi" felsefesini hayata geçirmektir. (Sunar & Apak 2023)

## Diş Hekimliği Pratiğinde Ergonominin Yeri

Diş hekimliği uygulamalarında ergonominin temel hedefi; hekim, asistan ve hasta üçgenindeki fiziksel ve zihinsel stresi en aza indirmek, mekan ve zaman verimliliğini en üst düzeye çıkarmak ve mesleki kas ve iskelet sistemi hastalıklarının önüne geçmektir.

## Doğru Oturma Pozisyonu (Nötr Postür)

Bir diş hekiminin klinikteki zamanının büyük çoğunluğu kendi çalışma taburesinde geçer; bu nedenle bu ekipman, hareket kabiliyetini ve hastaya erişimi en üst düzeye çıkaracak şekilde tasarlanmış olmalıdır. "Tek tip" bir dizayn her hekime uygun olamayacağından, sandalyenin hekimin bireysel vücut ölçülerine göre kişiselleştirilebilmesi şarttır. İdeal bir hekim taburesi; beş tekerlekli sağlam bir tabana, dikişsiz bir döşemeye, yüksekliği ayarlanabilir bir gövdeye ve tercihe göre kol desteklerine sahip olmalıdır. Oturma yüzeyinin düz olması yerine, eyer formunda olması anatomik açıdan çok daha avantajlıdır. (Kırzioğlu & Yetiş. 2013)

Sürdürülebilir bir sağlık için en uygun olan "nötr oturma pozisyonu" dur; bu mükemmel oturuşta omurga dikliğini korur ve vücudun ağırlık merkezi tabureye eşit olarak dağılır. Hekimin ayak tabanları sandalyenin alt tabanına veya yere düz basmalı, bacaklar pelvise binen yükü dengelemek için hafifçe iki yana açılmalı, kalçalar yere paralel konumlanmalı ve hekimin taburesinin ön kısmı, hastanın ağız boşluğuyla paralellik içinde hizalanmalıdır. (Şenel, 2007)

Sandalyenin kolçakları karın hizasında ayarlanmalı ve hekimin öne doğru esnemesi gerektiğinde destek noktası olarak kullanılmalıdır. Bu durumda yaklaşık 105-125 derecelik bir açıyla olacak şekilde kalçalar diz seviyesinden biraz daha yukarıda konumlanmalı, dirsekler gövdeye yakın tutulmalı ve ön kollar yere paralel uzanmalıdır. Hekimin hastaya doğru boşuna eğilmesini önlemek için, hastanın başı hekimin dirsek hizasına ayarlanmalıdır; ayrıca baş ve boyun öne eğimi 20 dereceyi aşmamalıdır ki bu konuda büyütme sistemlerinden destek alınması oldukça faydalıdır. Nötr postürün korunması için en ideal çalışma açıları, saat kadranına göre 9-11 ve 12 pozisyonlarıdır. (Kırzioğlu& Yetiş. 2013)

### **Klinik Optimizasyonu, Hasta Üniti ve Ekipman Yönetimi**

Kullanılan hareketli alet dolabı, kalça seviyesinin biraz üzerinde ve hekim yakınında olacak şekilde konumlandırılmalı; hekimin tüm klinik manipülasyonları bu alan içinde gerçekleşmelidir. İdeal ergonomik çalışma alanı, hekimin gövdesini merkez alan yaklaşık 50 santimetre yarıçaplı hayali bir daire gibi düşünülmeli ve rutinde en sık ihtiyaç duyulan aletler bu alana yerleştirilmelidir. Tedavi edilen hastanın uzaysal konumu da kritiktir; hastanın başı ve ayakları aynı düzlemde hizalanmalı ve eğer hasta dik pozisyonda tedavi ediliyorsa, hekim boynunu veya sırtını bükmekten kesinlikle kaçınmalıdır. Alt çene sağ lingual veya üst çene sol bukkal gibi görüşün zor olduğu alanlarda çalışırken, hekim yanlış şekillerde çalışmak yerine daima "indirekt görüş" tekniğini kullanmalıdır.

Ergonomik bir dental ünit stabil olmalı; hekimin hasta tedavisini rahat bir biçimde yapacak şekilde yaklaşabilmesini ve dizlerini üniten altına yerleştirebilmesi için ince profilli bir sırtlığa ve küçük, ayarlanabilir bir baş desteğine sahip olmalıdır. (Kırzioğlu& Yetiş. 2013) Özellikle saat 9 ve 11 yönündeki çalışmalar için üniten omuz kısımları dar tasarlanmalı, yükseklik ayarı ellerden bağımsız şekilde yapılabilir. Dental ünit boyutu hekim hasta arkasına geçip rahatça çalışacak biçimde mekana uygun seçilmelidir. Ayak pedalı hekime yakın konumlandırılmalı ve kullanım esnasında diz açısı 90-100 derece arasında tutulmalıdır; aksi takdirde vücut ağırlığı tek bir yöne kayarak omurgada asimetric basınca ve bunun sonucunda da bel ağrılarına yol açar. Kas yorgunluğunu önlemek için, gün içinde pedalı kumanda eden ayak 2-3 defa değiştirilerek dinlendirilmelidir. (Kırzioğlu& Yetiş. 2013)

Klinik iş akışında hekim ve asistanın senkronize olarak uyguladığı "dört elli çalışma yöntemi", alet alışverişini doğrudan hale getirerek ciddi bir zaman ve efor tasarrufu sağlar. Kullanılan el aletleri, uygulanan kuvveti azaltacak ve el-bilek nötr postürünü koruyacak tasarıma sahip olmalıdır. İdeal el aletleri; içi boş veya rezin saplı, yuvarlak formlu, kavramayı kolaylaştıran tırtıklı ve yumuşak yüzeyli olmalıdır. Kesici kenarlı aletler kaliteli adi çelikten üretilmelidir. Dental başlıklar hafif, dengeli ve tercihen kablosuz olmalı; yeterli güç sunarken entegre ışık kaynağı barındırmalıdır. Kablolü sistemlerde ise hortumların esnek ve hafif olması, cihazın kolay kullanılıp pratik şekilde bakımının yapılabilmesi elzemdir. (Gupta vd, 2014)

### **Fiziksel ve Zihinsel Sağlık: Molalar, Egzersiz ve Stres Yönetimi**

Statik kas kontraksiyonlarının (kasılmalarının) yarattığı yıkıcı etkileri kırmak adına, diş hekimleri operasyonlar sırasında sıklıkla ara vermelidir. Çalışma rutininde sadece oturmak yerine, bazen ayakta da çalışmak, hep aynı kas gruplarına yüklenmek yerine farklı kas gruplarını aktive eder. Ayakta dururken ağırlığın verildiği ayağın sık sık deęiŐtirilmesi, tek bir bel kası grubunun aşırı kasılmasını engeller, bel sağlığı için ehemmiyet taşır. Ayrıca, hekimin hastanın başı etrafındaki çalışma açısını değiştirmesi, uygulanan kuvvetin farklı kas bölgelerine dağıtılmasını sağlar. (Kırzıoğlu & Yetiş. 2013)

Kas-iskelet sağlığını korumak için esneme hareketlerinin günlük bir rutin haline getirilmesi büyük önem taşır. Sıkça tekrarlanan geriye doğru esneme hareketi, kas-iskelet sistemi hastalıklarına ve ağrılarına neden olan kas dengesizliklerini ve postür bozukluklarını önler. Çalışma pozisyonunuz ne olursa olsun, kısa molalarda yapılan esneme egzersizleri; iskemi, kas asimetrisi, tetik nokta oluşumu, eklem hipomobilitesi (hareket kısıtlılığı), sinir basısı ve disk dejenerasyonu gibi patolojilerin ortaya çıkmasını engeller.

Hekimler, kas güçlendirme programlarına başlamadan önce mutlaka tıbbi kontrolden geçmelidir. Sırt ve gövde stabilizasyonunu sağlamak için genellikle bir pilates topu kullanımı dahi yeterli olabilmektedir. Haftada 3-4 kez, yaklaşık 20 dakika süreyle yapılacak aerobik egzersizler, dokuların yeterince beslenememesi ve oksijensiz kalması gibi kas-iskelet rahatsızlıklarının temel nedenlerini ortadan kaldırmada oldukça etkilidir. (Kırzıoğlu & Yetiş. 2013) Vücut ağırlığının kontrol altında tutulması da kritiktir; zira alınan her 5 kilogramlık ekstra kilonun, bel bölgesine tam 50 kilogramlık ilave bir yük olarak yansıdağı bilinmektedir.

Diş hekimliği, doğası gereği son derece stresli bir meslektir ve bu inkar edilemez bir gerçektir. Uzun alıŐma saatleri, zorlu hasta koşulları ve potansiyel tehlikeli hastalıklarla sürekli olarak yüz yüze olma durumu, hekimlerin zihinsel ve fiziksel sağlığının yanı sıra sundukları hizmetin kalitesini de olumsuz etkiler. Diş hekimliğinin diğer birçok meslekten daha stresli olduğu; bu durumun kardiyovasküler hastalıklar, alkol/ilaç bağımlılığı, boŐanma ve hatta artan intihar giriŐimleriyle ilişkili olabileceği bilimsel çalıŐmalarla ortaya konmuŐtur. Myers ve Myers'in 2441 diş hekimiyle yaptığı bir araŐtırmada, en majör stres kaynağının "randevu programının gerisinde kalmak" olduğu saptanmıŐ; ayrıca 18 yaş altı çocuğu olan hekimlerin maddi ve ailevi yükümlülüklerden kaynaklı çok daha fazla stres yaŐadıęı belirlenmiŐtir. (Şenel, 2007) Uyku yetersizliği, egzersiz eksikliği, kötü beslenme (programın gerisinde kalıp hastaları yetiŐtirmeye çalışırken yemeyi erteleme durumları) ile alkol ve sigara kullanımı gibi faktörlerle perçinlenen iş stresi; sinirlilik, gerginlik, moral bozukluğu, baş ağrısı, uykusuzluk ve sebepsiz yorgunluk gibi rahatsızlıkları tetikler. (Şenel, 2007) Bedensel yansıma olarak stres, özellikle trapezius kasında ağrılı kontraksiyonlara zemin hazırlar. Bu kas gerginliklerini ve genel stresi bertaraf etmek amacıyla; derin nefes egzersizleri, progresif gevşeme, masaj terapisi, aerobik, meditasyon ve yoga gibi çeşitli stres yönetimi teknikleri uygulanmalıdır.

## **Diş Hekimliğinde Karşılaşılan Meslek Hastalıkları**

Diş hekimliği pratiği; keskin bir görme, iyi bir işitme, derinlik algısı, ince psikomotor beceriler, uzun süreli bedensel dayanıklılık, sürekli zihinsel odaklanma, doğru karar alabilme ve güçlü iletişim ile idari yetenekler gerektirir. (Şenel, 2007) Fiziksel ve zihinsel olarak bu denli titiz çalışma koşulları, zaman içinde hekimlerin bütüncül sağlığını tehlikeye atabilmektedir. Risk faktörleri spektrumu oldukça geniştir: Gözleri, kulakları, el ve parmakları etkileyen durumlar; kan veya solunum yoluyla bulaşan sistemik enfeksiyonlar; alerjiler; kas-iskelet sistemi sendromları; toksisite ve kronik iş stresi bu tehlikelerin başında gelir. Diş hekimleri, bedensel ve ruhsal sağlıklarını proaktif şekilde korumalı ve bir sorun hissettiklerinde ertelemekten gerekli önlemleri almalıdırlar. Bu mesleki riskler doğru analiz edilerek dikkate alınıp gerekli tedbirler doğrultusunda hareket edildiği takdirde diş hekimliği aslında oldukça güvenli bir meslektir.

### **1. Enfeksiyon Faktörleri ve Bulaş Riskleri**

Aerosoller ve dental aletler aracılığıyla yayılabilecek patojenler, diş hekimleri ve sağlık personeli için büyük bir endişe kaynağıdır. Çapraz enfeksiyon riski taşıyan AIDS, viral hepatitler, tüberküloz ve sifiliz gibi hastalıkların ilk belirtilerinin genellikle ağız içinde görülür ve bu da bu konunun önemini artırır. Diş hekimlerinin bu hastalıklar hakkında yetkin olup ileri düzey bilgiye sahip olması ve bu sayede lezyonların erken teşhisini ve klinik ortamında bulaşma riskinin minimuma indirilmesini sağlar.

\* Viral Hepatitler: Karaciğere özel bir ilgisi (afinitesi) olan bir grup virüsün yol açtığı enfeksiyonları tanımlar. Bilinen en az altı farklı hepatit virüsü mevcuttur. Hepatit A ve E, genellikle sonradan tam iyileşmenin görüldüğü minör enfeksiyonlar iken; Hepatit B, C, D ve G virüsleri kronik komplikasyonlara ve ciddi hastalıklara sebep olabilmektedir. Hepatit B aşısı, HBV ve HDV' den korunmak için son derece etkili bir kalkandır; ancak maalesef HCV (Hepatit C) için henüz bir aşı bulunmamaktadır. Bu yüzden, hastadan hastaya veya hastadan hekime kan yoluyla geçişi engellemenin en etkili yolu evrensel izolasyon tedbirlerini son derece titiz bir şekilde uygulamaktır. Olası bir iğne batması ve enfekte kesici ve sivri bir aletle yaralanma durumunda ise derhal "iğne batma protokolü" uygulanmalıdır. (Şenel, 2007)

\* Tüberküloz (TB): Mycobacterium tuberculosis bakterisinin neden olduğu ve hava yoluyla yayılan ciddi bir enfeksiyondur. Basil, akciğerlerde canlı fakat inaktif formda kalabilir ve ancak kişinin immün (bağışıklık) sistemi çöktüğünde aktif enfeksiyona dönüşür. Enfekte olan birçok kişide aktif hastalık gelişmez ve bu bireyler hastalığı bulaştırmazlar. Ancak, enfekte bir bireyde gelecekte aktif hastalığın gelişme riskinin her zaman olduğu bilinciyle hareket etmek büyük önem taşır. Dental personelin taranmasında her yıl uygulanan tüberkülin deri testleri de son derece önemli ve kulak ardı edilmemesi gereken bir diğer konudur. Serokonversiyon saptanan (testi pozitif dönen) personele, aktif hastalığın gelişmesini önlemek amacıyla genellikle 6 ay boyunca koruyucu izoniazid tedavisi tavsiye edilir. (Şenel, 2007) Aktif TB hastalarının acil

olmayan tüm diş tedavileri kesinlikle ertelenmelidir. Ancak geçmişte aktif hastalık geçirmiş ve antitüberküloz tedavisini tam olarak tamamlamış semptomsuz hastalara rutin diş tedavisi uygulanabilir. Tüberkülin testi pozitif olan fakat aktif hastalığı olup olmadığı bilinmeyen kişilere ise, durumları netleşene dek yalnızca acil müdahaleler yapılmalı veya koruyucu ilaç tedavilerini bitirmeleri beklenmelidir. Deri testi yapılmamış ancak risk faktörü taşıyan hastalara, potansiyel enfekteymiş gibi büyük bir titizlikle yaklaşılmalıdır. TB riskini en aza indirmek için klinikte aerosol oluşumu mümkün olduğunca azaltılmalıdır. (Şenel, 2007) Bu bağlamda hastaya uygun pozisyon verilmeli, mutlak izolasyon için "rubber dam" kullanılarak, yüksek hızlı başlıkların ve ultrasonik cihazların kullanımı sınırlandırılmalıdır. Rutin dental maskeler tüberkülozun hava yoluyla yayılımını engellemede yetersizdir. Acil travma veya hayatı tehdit eden durumlarda hekimler, TB bulaşmasına karşı etkili özel maskeler kullanarak sürekli havalandırması olan hastane koşullarında çalışmalıdır. Aktif tüberküloz tedavisi gören hekimler ise, tedavileri tamamlandıktan ve arka arkaya alınan üç tükürük yayması testi negatif geldikten sonra klinik çalışmalarına dönebilirler.

\* AIDS: HIV pozitif bireylerde bağışıklığın düşmesiyle ağızda gelişen ilk bulgulardan biri olan moniliyazis (mantar) enfeksiyonu, sıklıkla bir diş hekimi tarafından teşhis edilir. Bu tablolara bir de histoplazmoz gibi fırsatçı enfeksiyonlar, Herpes simpleks lezyonları ile Kaposi sarkomu ve non-Hodgkin lenfoma gibi kötü huylu neoplazmlar eşlik edebilir. Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA), genel koruyucu enfeksiyon tedbirlerini uygulayan kliniklerde HIV bulaşma riskinin bulunmayacağını belirtmiştir. (Şenel, 2007)

\* Herpes Simpleks: Akut ataklar halinde ya da ağız ve dudak çevresinde rekürren lezyonlar şeklinde görülen viral bulaşıcı bir hastalıktır. Bulaşma, virüsün doğrudan temas yoluyla deriye veya mukoza zarlarına geçmesiyle olur. Veziküller (içi sıvı dolu) döküntüler yoğun virüs partikülleri içerir ve hastalarla diş hekimleri arasındaki çapraz bulaşmanın bu yolla olduğu kanıtlanmıştır. Veziküllerin patladığı ilk 24 saat, viral yükün ve bulaşma riskinin zirve yaptığı en tehlikeli zamandır. Bu sebeple acil durumlar haricinde, herpes lezyonları tamamen iyileşene kadar diş tedavileri ertelenmelidir.

\* Sifiliz: Diş hekimleri, frengi olarak da bilinen sifilizin farklı aşamalarındaki ağız içi (oral) belirtilerini çok iyi tanımalıdır. Özellikle sifilitik ülserlerin yüzeyi ve sekonder sifilizin mukozal plakları ("patch"leri) yüksek derecede bulaşıcılık gösterir. Anamnezinde kan veya tükürük içeren iğne batması yaralanması olan, ellerinde ya da parmaklarında kronik iyileşmeyen ülserler bulunan şüpheli hastaların muayenesinde daha da dikkatli olunmalıdır. (Şenel, 2007)

## 2. Kas-İskelet Sistemi Rahatsızlıkları

Diş hekimlerinin nötr postüre ve ergonomik çalışma koşullarına dikkat etmediğinde en yaygın olarak karşılaştıkları ve çalışma hayatlarını etkileyerek erken emeklilik sebepleri arasında ilk sırada yer edinecek düzeyde önemlidir. (Gupta vd, 2014)

\* Karpal Tünel Sendromu: El bileğinden geçen medyan sinirin sıkışması sonucu ortaya çıkan periferik bir nöropatidir; genellikle dominant elde görülse de sıklıkla çift taraflı (bilateral) hale gelir. Nedenleri arasında bilek travmaları, romatoid artrit ve diyabet gibi sistemik hastalıklar, hamilelik veya menopoz kaynaklı hormonal değişimler ve tekrarlayan aşırı kullanım (mesleki zorlanma) bulunur. (Şenel, 2007) Diş hekimliği gibi küçük el aletleriyle çalışılan mesleklerde, bileğin doğal (nötral) açısını korumak oldukça zordur. Bilek bükülüyken alet kullanmak karpal tünel içindeki basıncı artırarak sinirde iskemiye (kanlanma bozukluğuna) yol açar. Korunmak için; tekrarlayan bükülme ve açılmalardan kaçınılmalı, mesai öncesi bilek/parmak ısınma hareketleri yapılmalı, çalışırken dinlenmeye vakit ayrılmalı, el aletleri çok sıkı tutulmamalı ve parmakların uygunsuz pozisyonlarını engellemek adına 360° dönebilen fiberoptik aletler kullanılmalıdır. (Şenel, 2007) (Gupta vd, 2014)

\* Bel ve Sırt Ağrıları: Yatar koltuktaki hastaya müdahale ederken sürekli öne doğru eğilmek ve bu haldeyken ayağa kalkmaya çalışmak, diş hekimlerinde bel ve sırt ağrılarının temel nedenidir. Omurganın doğal olmayan şekilde bükülmesi faset eklem yüzeylerini büyük ölçüde zorlar; uzun süreli gerilme (distraksiyon) inflamasyona yol açar ve bel çukurunun (lumbar lordoz) düzgün konumlanmasını bozar. Uzun süre kifotik (eğik) oturmak intervertebral diskler üzerinde büyük bir baskı oluşturur; dıştaki annulus fibrosus dokusunun posterior longitudinal bağa baskı yapması ve içteki nucleus pulposus'un arkaya doğru fıtıklaşması (kayması) sonucunda sinir kökleri sıkışır. (Çevik vd. 2024) Bu mekanik travma, alt kolda hissizlik ve kuvvet kaybına yol açabileceği gibi, alt lomber bölgede çok sık rastlanan disk fıtıklarına zemin hazırlar. Bu riski en aza indirmek için vücut uzun süre aynı pozisyonda kilitli tutulmamalı, sıklıkla pozisyon değiştirilmeli, bel germe egzersizleri önemsenerken bu egzersizlere rutin klinik hayatında yer verilmeli, ergonomik duruş alışkanlık haline getirilmeli ve ideal vücut ağırlığı korunmalıdır. (Çevik vd. 2024)

\* Vibrasyon Sendromu: Klinikte kullanılan aletlerin (mikromotor, aeratör) ürettiği mekanik titreşim (vibrasyon), makine ucu aracılığıyla ele ve oradan tüm vücuda iletilerek üst ekstremitelerde vasküler, osteoartiküler ve sinir sistemi hasarlarına neden olabilir. Yüksek frekanslı bu titreşimlere uzun süre maruz kalınması sonucu "Vibrasyon Sendromu" adı verilen hastalık gelişebilir; bu durum soğuğa karşı aşırı hassasiyet ve parmaklarda soluklaşma ile karakterize Reynaud Fenomeni (beyaz parmak sendromu) şeklinde kendini gösterir. Hastalığın şiddeti; altta yatan sistemik hastalıklar, üst ekstremitelere yaralanmaları, alkol ve sigara kullanımı ile hızla kötüleşebilir. Titreşimin zararlı etkileri 5 ila 1400Hz aralığında gözlenirse de, özellikle 16 Hz'in altındaki düşük frekanslar dokular için çok daha yıkıcıdır. Korunma stratejisi olarak;

aletlerin dengeli çalışması sağlanmalı, hareketli parçaların çarpması engellenerek titreşim/gürültü azaltılmalı, çalışma sırasında düzenli molalar verilmeli ve hekimin kolları ile elleri düzenli olarak vasküler, sinirsel ve kemik sağlığı açısından kontrolden geçirilmelidir.

### 3. Görme ve İşitme Problemleri

Eski dolguların sökülmesi, taşkın dolgu materyallerinin alınması, parlatma işlemleri veya çene kemiği cerrahisi sırasında sıçrayan partiküller, hekimin gözleri için ciddi bir yaralanma riski doğurur. Vakaların çoğunda konjonktival kese veya korneaya isabet eden bu yabancı maddeler; göz küresinde ağrıya, sulanmaya ve yoğun kızarıklığa neden olur. Sıçrayan parçanın daha derine saplanması ise korneada perforasyona ve lenste kalıcı hasarlara yol açabilir. Dış hekimliğinde tedavi amaçlı kullanılan düşük ve orta yoğunluktaki lazer sistemlerinden en çok etkilenen organlar da gözler ve deridir. Oluşabilecek doku hasarı, deriye veya göze ulaşan lazer ışığının yoğunluğuna doğrudan bağlıdır. Yalnızca cihazdan çıkan direkt ışınlar değil, yayılan ve yansıyan ışın demetleri de göz için tehlikelidir. Gözün merceği (lens) bu yansıyan ışınları toplayıp odaklayarak optik yoğunluğu artırır ve hasar riskini katlar. Bu tehlikeden korunmak için hekimler yüksek kaliteli, güvenli ve profesyonel cihazları tercih etmeli, optik donanımların kalitesine özen göstermelidir. Ayrıca ameliyat sırasında ortamda bulunan hekim, hasta ve asistan dahil herkes, gözleri radyasyondan korumak için uygun koruyucu gözlükleri takmak zorundadır. Benzer bir tehlike kaynağı olan ışıkla sertleşen dolgu ünitelerinde (polimerizasyon cihazları) zararlı ışıkları filtreleyen sistemler bulunsa da, hekimler yayılan direkt ve indirekt mavi ışıktan korunmak için ek önlemler almalıdır. Cihazın ışık ucuna doğrudan bakılmamalı, işlemler güvenli bir mesafeden yapılmalı ve 500 nm dalga boyunun altındaki ışığı absorbe eden (emen) özel koruyucu gözlükler kullanılmalıdır. Kür cihazlarının ideal ışık yoğunluğu  $300 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ 'nin üzerinde olmalı,  $200\text{--}300 \mu\text{W}/\text{cm}^2$  arasındaki değerlerde cihazın uygulama süresi uzatılmalı;  $200 \mu\text{W}/\text{cm}^2$ 'nin altındaki zayıf yoğunluklar ise hem etkisiz hem de dokulara zararlı olabileceğinden kesinlikle kullanılmamalıdır.

Dış hekimlerindeki işitme kaybının baş sorumlusu, bilhassa yüksek hızlı türbinlerin (aeratörlerin) ürettiği yüksek frekanslı sürekli ve tiz gürültüdür. Gün boyu ortalama 80–90 dB seviyelerinde seyreden bu akustik travma, zaman içinde kalıcı işitme hasarına zemin hazırlar. Bu ciddi riski azaltmak için döner aletlerin düzenli rulman bakımları yapılmalı, klinik ortamında sesi emen akustik tavan ve elastik zemin materyalleri kullanılmalı, kompresör gibi majör gürültü kaynakları çalışma alanından uzağa izole edilmelidir. Ayrıca kişisel koruma sağlamak adına kulak tıkacı veya koruyucu kulaklık kullanımı hekimlere tavsiye edilir. (Başak&Başak, 2018)

### 4. Perkütan Yaralanmalar, Alerjiler ve Varis

Hekimler çalışma esnasında frezler, anestezi enjektörleri ve sütür iğneleri gibi kesici-delici aletler yüzünden sütür-perkütan yaralanmalarına sıklıkla maruz kalırlar; nitekim araştırmalar en sık yaralanmaya sebep olan aletin dental sond (muayene aleti) olduğunu göstermiştir. Bu kazaları engellemek için muayene ve tedavi sırasında azami dikkat gösterilmeli, ayrıca işlem

öncesinde hastalar, yaşayabilecekleri ağrı veya korku refleksine bağlı ani hareketler konusunda uyarılarak olası kazalar önlenmelidir.

Diş hekimliğinde kullanılan çeşitli kimyasal materyaller hem hastalarda hem de hekimlerde ciddi alerjik reaksiyonlara neden olabilir; bu tablo genellikle temas eden cilt bölgelerinde "kontakt dermatit" (özellikle el dermatiti) olarak karşımıza çıkar. Bu sebeple tedaviye başlamadan önce hastanın ve hekimin materyallere karşı duyarlılığı sorgulanmalı, gerek duyulursa spesifik alerji testleri yapılmalıdır. Çok yaygın görülen lateks alerjisi olan bireylerin bulunduğu ortamlarda, nitril veya vinil yapıdaki eldivenler tercih edilmelidir. Ayrıca ağız içine yerleştirilen metal alaşımlar lokal alerjik ve toksik reaksiyonları tetikleyebilirken; amalgamın içindeki cıva ve bileşiklerinin sinir sistemi üzerinde çok daha yıkıcı, zararlı etkileri vardır. Cıva içeren materyallerin dikkatsizce manipülasyonu, ortamdaki toksik cıva buharının artmasına ve büyük bir risk oluşmasına neden olur. Özellikle eski amalgam dolguların sökümü sırasında çok yoğun cıva buharı açığa çıktığından, bu işlem mutlaka güçlü bir cerrahi aspirasyon, bol su soğutması ve bariyerli maske eşliğinde son derece güvenli bir şekilde yapılmalıdır.

Bacaklardaki yüzeysel toplardamarların düzensiz şekilde genişlemesi ve kapakçık yetmezliği ile kıvrımlar oluşturması durumuna varis denir. Hareketsiz kalmak, uzun saatler boyunca aynı pozisyonda oturmak veya ayakta dikilmek, venöz kapakçıkların tam olarak kapanmasını engelleyerek kanın bacaklarda göllenmesine yol açar. Diş hekimlerinin benimsediği statik çalışma postürlerine bağlı olarak, özellikle alt ekstremitelerde varis ve türevi damar (vasküler) hastalıkları gelişme riski oldukça yüksektir. Venöz sağlığı korumak için uzun süreli hareketsiz oturulmamalı veya ayakta kalınmamalı, dengeli bir diyet uygulanmalı ve düzenli spor rutinleri oluşturulmalıdır. Kan dolaşımını destekleyen yürüyüş, yüzme ve bisiklet gibi süreklilik arz eden sporlar çok faydalı iken; aniden durma ve sıçrama gibi hareketler gerektiren futbol, basketbol gibi sporlar damarlar için sakıncalıdır. Günlük yaşantıda 5 santimetreden daha yüksek topuklu ayakkabılar tercih edilmemeli, istirahat ederken bacaklar yaklaşık 15 cm yükseklikte bir yastıkla desteklenmeli, damar sağlığı için sigara kesinlikle içilmemeli, bacaklara soğuk suyla damar büzücü duş yapılmalı ve uzman hekim önerisiyle basınçlı varis çorabı kullanılmalıdır.

## 5. Radyasyonun Zararları ve Korunma Prensipleri

Kliniğin radyasyon güvenliği, tüm personelin farkındalığına bağlı kolektif bir süreçtir. Unutulmamalıdır ki, röntgen işlemi sırasında hastayı korumak için alınan her türlü önlem, saçılan ışınları azaltarak doğrudan hekimin de korunmasını sağlar. Hekim, ortamdaki sekonder ışımaldan aldığı dozun hastanın aldığı ana dozla orantılı olduğunu bilmeli, bu yüzden her zaman koruyucu önlemlerini almalı ve tanıya net bir fayda sağlamayacak gereksiz radyolojik tetkikler istemekten kaçınmalıdır. Röntgen çekimi sırasında hekim mutlaka kurşun bariyerli bir önlük giymeli, kurşun paravanın veya radyasyon geçirmeyen duvarın arkasında durmalı ve kliniğin röntgen odaları uluslararası standartlara uygun şekilde izole bir biçimde dizayn edilmelidir. (Başak&Başak, 2018) İyonizan X-ışınlarının zararlı biyolojik etkilerinden korunmanın üç temel kuralı vardır: Işın kaynağına mümkün olduğunca uzak mesafede durmak (en az 180–200 cm), kaynak etrafında gereğinden fazla vakit geçirmemek ve kaynak ile hekimin bedeni arasında mutlaka koruyucu bir zırh (engel) bulundurmaktır. Dokulara penetrasyonu (nüfuz

etmesi) son derece yüksek olan X ve Gama ışınlarını durdurmak için kurşun levhalar veya kalın beton zırhlar kullanılmalıdır. Eğer ortamda arkasına geçilecek fiziksel bir engel yoksa, hekim saçılan radyasyondan en az etkilenecek Şekilde, merkezi ışın demetiyle 135° açı yapacak bir pozisyonda durmalıdır. Son olarak, mesleki yaşam boyunca alınan kümülatif dozları ölçebilmek için personelin mutlaka dozimetre kullanması ve hekimlerin periyodik tıbbi kontrollerden (kan sayımı vb.) geçmesi Şarttır.

## KAYNAKÇA

1. Kırzioğlu, Z., Yetiş, C. Ç. (2013). Diş hekimliği kliniklerinde ergonomik düzenlemeler. Bölüm 1: Diş hekimliğinde ergonominin gelişimi ve ergonomik olmayan çalışmalar sonucu oluşan muskuloskeletal bozukluklar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 414–420.
2. Şenel, B. (2007). Diş hekimleri için risk taşıyan hastalıklar ve diş hekimlerinin mesleki rahatsızlıkları. *Gülhane Tıp Dergisi*, 49, 204–212
3. Başak, S. S., Başak, S. (2018). Diş hekimlerini etkileyebilecek fiziksel risk etmenleri. *Gümüşhane Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 7(1), 184–192.
4. Gupta, A., Bhat, M., Mohammed, T., Bansal, N., & Gupta, G. (2014) Ergonomics in dentistry. *Journal of International Clinical Pediatric Dentistry*
5. Kırzioğlu, Z., & Yetiş, C. Ç. (2013). Diş hekimliği kliniklerinde ergonomik düzenlemeler Bölüm 2: Diş hekimliğinde ergonomik risk faktörleri, farkındalık ve alınacak önlemler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 421–429.
6. Çiçek, H., & Çağdaş, A. (2020). Ergonomik faktörlerin çalışan performansına olan etkileri. *OHS Academy İş Sağlığı ve Güvenliği Akademi Dergisi*, 3(2). <https://doi.org/10.38213/ohsacademy.733730>
7. Sunar, A., & Apak, A. (2023). Ergonomi-insan faktörleri ve diş hekimliğindeki önemi. *Journal of Kocaeli Health and Technology University*, 1(2), 24-39
8. Çevik Taşdemir, D., Koçak, H. S., & Akın, G. C. (2024). İş sağlığında ergonomi: Sağlık çalışanlarının kas iskelet sistemi rahatsızlıkları üzerindeki etkileri ve yaşam kalitesi ilişkisi. *Ergonomi*, 7(2), 197–205. <https://doi.org/10.33439/ergonomi.1423649>
9. Düşüngülü, F., Tengilimoğlu, D., & Öztürk, Z. (2014). Çalışma ortamlarının ergonomik tasarımının akademik personel üzerindeki verimliliğine etkisi: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi örneği. *Electronic Journal of Vocational Colleges*, Aralık 2014.