

# PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

ALANINDA ARAŞTIRMALAR VE DEĞERLENDİRMELER



EDİTÖR

Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ

ARALIK 2025

YAYIN KODU

gece  
kitaplığı

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

**Birinci Basım** / Aralık 2025 - Ankara  
**ISBN** / 978-625-388-988-3

**© 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**

**ARALIK 2025**

**EDİTÖR**

**Prof. Dr. Sabiha Zelal ÜLKÜ**

**gece**  
kitaplığı



## İÇİNDEKİLER

### BÖLÜM 1

#### **PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE YAPAY ZEKÂ UYGULAMALARI VE GÜNCEL YAKLAŞIMLAR**

*Selin ATAY, Ayşegül KURT* ..... 7

### BÖLÜM 2

#### **PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE ZİRKONYANIN AŞINDIRICI ETKİSİ**

*Mahmut Sertaç ÖZDOĞAN* ..... 21

### BÖLÜM 3

#### **İMLANT ÜSTÜ HAREKETLİ PROTEZLERDE TUTUCU SİSTEMLER**

*Eda Pınar ABA, Çağlar BİLMENOĞLU* ..... 39

### BÖLÜM 4

#### **TOTAL DİŞSİZLİKTE DİJİTAL İŞ AKIŞI**

*Gaye Nur KARAGENÇ , Çağlar BİLMENOĞLU* ..... 53

### BÖLÜM 5

#### **İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE OKLÜZYON**

*Mustafa Hayati ATALA, Ümitcan KILIÇ* ..... 67

### BÖLÜM 6

#### **DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK SEÇİMİ VE GÜNCEL RENK ÖLÇÜM YÖNLEMLERİ**

*Serra YALINKILIÇ, Elif YİĞİT* ..... 83

### BÖLÜM 7

#### **İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE ÖLÇÜ**

*Bengisu ATA, Elif YİĞİT* ..... 99



# BÖLÜM 1

---

## PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE YAPAY ZEKÂ UYGULAMALARI VE GÜNCEL YAKLAŞIMLAR

*Selin ATAY<sup>1</sup>, Ayşegül KURT<sup>2</sup>*

---

<sup>1</sup> Dt. Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ORCID: 0009-0005-0408-8657

<sup>2</sup> Doç Dr., Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ORCID: (0000-0003-2775-3179)

## GİRİŞ

Yapay zekâ (YZ), son yıllarda hızla gelişen ve sağlık alanında giderek daha fazla uygulama alanı bulan bir teknolojidir. Diş hekimliği özelinde YZ; tanı, tedavi planlaması, risk değerlendirmesi ve prognoz öngörülerinin geliştirilmesi gibi çeşitli klinik süreçlerde önemli bir potansiyel sunmaktadır (1-3). Buna karşın, mevcut YZ tabanlı sistemlerin büyük bir kısmı hâlen doğrulama aşamasında olup, gerçek klinik koşullarda uygulanabilirliğini ortaya koyacak uygulamaya geçiş çalışmalarının sayısı oldukça sınırlıdır (4). Klinik uygulamalara geçişin yavaş ilerlemesinde; geniş ve nitelikli veri kümelerine duyulan ihtiyaç, veri güvenliği gereklilikleri ve geliştirilen modellerin pratik kullanıma entegrasyonundaki zorluklar önemli rol oynamaktadır (1, 2).

YZ'nin diş hekimliğindeki gelişimi büyük ölçüde makine öğrenimi ve onun bir alt dalı olan derin öğrenme teknikleriyle ilişkilidir. Makine öğrenimi, veri kümelerindeki istatistiksel örüntüleri tanımlayarak yeni veriler üzerinde tahmin üretme yeteneğine sahip algoritmalar, derin öğrenme daha karmaşık ve çok katmanlı yapay sinir ağları sayesinde görüntü, proteomik veri ve klinik bilgiler gibi yüksek boyutlu ve heterojen veri türlerini anlamlandırmada üstün performans göstermektedir. Özellikle evrimsel sinir ağları (CNN), görüntü tabanlı klinik karar destek sistemlerinin omurgasını oluşturarak radyografilerden hastalık tespiti yapmada yüksek doğruluk seviyelerine ulaşabilmektedir (5, 6).

Makine öğrenimi ve derin öğrenme arasındaki ayrımlardan biri, özellik çıkarımının yöntemiyle ilgilidir. Geleneksel makine öğrenimi yöntemleri, verideki anlamlı özelliklerin uzmanlar tarafından manuel olarak belirlenmesini gerektirirken; derin öğrenme mimarileri bu özellikleri veriden kendisi öğrenerek daha karmaşık örüntüleri yakalayabilir. Bu nedenle, küçük ve yapılandırılmış veri kümelerinde makine öğrenimi modelleri daha verimli çalışırken, yüksek çözünürlüklü görüntüler, üç boyutlu taramalar ve doku temelli biyolojik veriler gibi büyük ve karmaşık veri kümelerinde derin öğrenme modelleri belirgin üstünlük sağlamaktadır (7, 8).

Derin öğrenmenin diş hekimliği uygulamalarındaki başarısının temel nedenlerinden biri, büyük hacimli görüntü verilerini işleyebilme kapasitesidir. Evrimsel sinir ağları, radyografik görüntülerdeki kenar, kontur, densite farkı ve yapısal varyasyonlar gibi klinik açıdan kritik olan özellikleri otomatik olarak öğrenebilir. Dental implant lokalizasyonu, alt çene sinir kanalının segmentasyonu, periapikal lezyon tespiti ve sefalometrik konumlandırma gibi görevlerde evrimsel sinir ağları modellerinin yüksek doğruluk ve tekrarlanabilirlik sunduğu görülmüştür (9). Bunlara ek olarak, dental klinik karar süreçlerinde kullanılan hibrit modeller de giderek daha fazla ilgi görmektedir. Bu modeller, makine öğrenimi tekniklerinin istatistiksel genelleme gücünü, derin öğrenmenin görüntü işleme becerileriyle birleştirerek daha bütüncül bir yaklaşım sunmaktadır (10).

Bahsedilen YZ teknolojileri, diş hekimliğinin pek çok alanında klinik karar süreçlerine entegre edilmeye başlanmıştır. Örneğin YZ modelleri; dental çürüklerin radyografik olarak saptanması (11), endodontik vakaların karmaşıklık düzeyinin öngörülmesi (12), sefalometrik belirleyici noktaların otomatik konumlandırılması (13) ve dental implant sistemlerinin sınıflandırılması (14) gibi görevlerde başarılı sonuçlar bildirmiştir. Bununla birlikte, protetik diş tedavisi alanında YZ'nin sunduğu olanaklar yalnızca tanısal uygulamalarla sınırlı değildir. Derin öğrenme tabanlı mimariler özellikle üretici adversarial ağlar ve değişken otoenkoderler, protez tasarım süreçlerinin otomasyonu, kişiselleştirilmiş restorasyon planlaması ve dijital iş akışlarının optimize edilmesi gibi ileri düzey uygulamalarda kullanılmaktadır (15).

YZ'nin protetik diş hekimliğinde giderek daha fazla önem kazanmasının nedeni, teknolojinin hem klinik doğruluğu artırma hem de iş akışlarını daha verimli hâle getirme potansiyelidir. İnsan hatasının azaltılması, tanı ve tasarım süreçlerinde standardizasyonun sağlanması ve çok boyutlu verilerden klinik olarak anlamlı çıkarımlar yapılabilmesi bu teknolojiyi özellikle değerli kılmaktadır (1, 2). Bununla birlikte, mevcut araştırmaların önemli bir kısmının laboratuvar ortamıyla sınırlı kalması, algoritmaların farklı klinik senaryolarda test edilmesi gerekliliğini gündeme getirmektedir (4). Bu durum, YZ'nin protetik diş tedavisine entegrasyonunda gelecekte yapılacak çalışmalara önemli sorumluluklar yüklemektedir.

YZ ve özellikle derin öğrenme tabanlı yöntemler; tanısal doğruluğu artırma, protez tasarım süreçlerini dönüştürme ve klinisyenlere karar desteği sunma potansiyeliyle protetik diş hekimliğinde yeni bir paradigmaya işaret etmektedir. Ancak teknolojinin tam anlamıyla klinik uygulamaya yerleşebilmesi için daha kapsamlı, gerçek dünyaya yönelik değerlendirme çalışmalarına ihtiyaç duyulmaktadır.

### **Protetik Diş Tedavisinde Yapay Zekânın Kullanım Alanları**

Yapay zekâ, protetik diş tedavisinde tanısal değerlendirmelerden protez tasarımına uzanan süreçlerde giderek daha yaygın kullanılmaktadır. Protetik uygulamalar; hasta verisinin analizi, dijital iş akışlarının otomasyonu ve kişiye özgü tedavi seçeneklerinin geliştirilmesi açısından YZ'den önemli ölçüde yararlanmaktadır. Özellikle makine öğrenimi ve derin öğrenme temelli yöntemler, doğruluk ve hız açısından geleneksel yaklaşımlara kıyasla belirgin üstünlükler sunmaktadır (3, 16).

### **Dijital Protez Tasarımında Üretici Yapay Zekâ ve Yapay Zekâ Tabanlı CAD/CAM Uygulamaları**

Son yıllarda üretici yapay zekâ uygulamaları, dijital protez üretim süreçlerinde önemli bir dönüşüm yaratmıştır. Derin öğrenme temelli modeller, hastaya ait dijital taramaları değerlendirerek anatomik açıdan uyumlu, fonksiyonel ve estetik protez tasarımları oluşturabilmektedir. Literatürde özellikle üç boyutlu üretici karşıt ağ mimarileri (3B GAN), nokta bulutu tabanlı üç boyutlu şekil üretim modelleri (point-cloud based models), örtük sinir temsilleri / örtük yüzey modelleri (implicit neural representations; SDF tabanlı modeller) ve yayılım/dağılım temelli üç boyutlu şekil üretim yaklaşımlarının (diffusion-based models) diş morfolojisi ve protez tasarımına uyarlanarak araştırıldığı bildirilmektedir (17-20).

YZ'nin CAD/CAM süreçlerine entegrasyonu, protez tasarımını hem hız hem doğruluk açısından geliştirmiştir. YZ destekli CAD sistemleri, dijital ölçüleri analiz ederek otomatik tasarım önerileri sunabilmekte ve oklüzyon, estetik ve fonksiyon ilişkilerini optimize edebilmektedir (21, 22). Bu süreç, üretim sürecinin standardizasyonu, laboratuvar kaynaklarının daha verimli kullanılması ve tekrarlanabilir protez üretimi gibi önemli avantajlar sağlama potansiyeline sahiptir. Ayrıca yüz oranları, antropometrik ölçümler ve hastaya özgü estetik beklentilerin dikkate alınmasıyla daha bireyselleştirilmiş ve estetik açıdan uyumlu protez tasarımlarının oluşturulması mümkün hâle gelmiştir. (23). YZ'nin klinik uygulamalardaki bir diğer kullanım alanı, subgingival marjinlerin otomatik tespitidir. Zirkonya

kron üretiminde hata azaltmaya yönelik geliştirilen YZ algoritmaları bu süreci desteklemektedir (24).

Ticari dijital protez tasarım yazılımları da yapay zekâ tabanlı algoritmaları klinik uygulamalara entegre etmeye başlamıştır. DentalCAD, Dentbird ve 3Shape Automate gibi gelişmiş CAD platformlarında, hastaya ait dijital taramaların analiz edilmesiyle ideal oklüzal morfolojinin otomatik olarak önerilmesi mümkündür. 3Shape Automate'in makine öğrenimi ve derin sinir ağı modelleri kullanarak otomatik morfoloji üretimi gerçekleştirdiği ve bu taslakların klinisyen tarafından düzenlenebilir olduğu üretici tarafından bildirilmektedir (25). Benzer şekilde Dentbird, geniş klinik veri setlerinden öğrenilmiş oklüzal yüzey örüntülerini kullanarak kron tasarımlarını otomatik oluşturmakta ve bu sürecin hem zaman verimliliğini artırdığı hem de tasarım tutarlılığını güçlendirdiğini belirtmektedir (26). Bu yazılımların performansına ilişkin yapılan bir değerlendirmede, DentalCAD, 3Shape Automate ve Dentbird gibi sistemlerin oklüzal morfoloji, tüberkül düzeni ve marjinal hat doğruluğu açısından manuel tasarım yöntemleriyle karşılaştırılabilir düzeyde sonuçlar ürettiği; özellikle zamandan tasarruf sağladığı ve operatöre bağlı değişkenliği azalttığı bildirilmiştir (19). Bu bulgular, yapay zekâ destekli CAD sistemlerinin protetik tasarım sürecini hem hızlandırdığını hem de restorasyonların fonksiyonel ve estetik uyumunu iyileştirme potansiyeli taşıdığını göstermektedir.

### **Hastaya Özgü Tedavi Planlamasında Yapay Zekâ**

YZ, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri ve intraoral taramalar gibi farklı görüntüleme kaynaklarını bir araya getirerek kişiye özel protez tasarımlarının ve implant destekli restorasyonların planlanmasına katkı sağlayabilmektedir (27, 28). Bu süreçte algoritmalar anatomik varyasyonları analiz ederek protez parametrelerini otomatik olarak optimize edebilir. Ayrıca, çok merkezli klinik araştırmalar YZ tabanlı ağız kası egzersiz uygulamalarının yaşlı bireylerde oklüzal kuvvet, çiğneme etkinliği, dil fonksiyonu ve oral diadokokinezis skoru gibi parametreleri artırabileceğini bildirmiştir (29). Bu tür uygulamaların klinisyen iş yükünü azaltarak daha sürdürülebilir bakım modellerine olanak tanıyabileceği öne sürülmektedir.

YZ tabanlı gülüş tasarımı sistemleri; dudak hattı, yüz oranları, diş formu ve dijital ölçümleri analiz ederek doğal görünümlü simülasyonlar oluşturmaktadır. Bu araçlar tedavi kabulünü ve hasta-hekim iletişimini güçlendirmektedir (30) Hastaya özel planlamanın bir diğer örneği ise kapanış pozisyonunun belirlenmesidir. Maksimum interkuspasyon pozisyonunun tespit edilmesi amacıyla geliştirilen derin öğrenme yönteminin, ısırma kaydı gereksinimini ortadan kaldırma potansiyeline sahip olduğu gösterilmiştir(31).

### **Protetik Materyallerin Performans Tahmininde Yapay Zekâ**

YZ modelleri; kompozitler, seramikler gibi protetik materyallerin dayanıklılık, aşınma direnci ve klinik performans parametrelerini tahmin etmek üzere kullanılmaktadır (32, 33). Bu tür tahmin modelleri, materyal geliştirme süreçlerini hızlandırmanın yanı sıra klinik karar verme süreçlerine de katkı sağlayabilir (32). Bu alandaki güncel bir çalışmada, kompozitlerin mekanik davranışlarını öngörmek amacıyla geniş kapsamlı bir makine öğrenimi modeli geliştirilmiştir. Araştırmacılar 200'ün üzerinde bilimsel yayından derlenen materyal

özelliklerini kullanarak bükülme dayanımı, bükülme modülü, hacimsel büzülme ve çekme stresi gibi temel performans parametrelerini tahmin eden algoritmalar oluşturmuş; en yüksek doğruluğun karar ağacı, destek vektör makinelerinde elde edildiğini bildirmiştir. Çalışmada özellikle monomer bileşimi ve dolgu oranı gibi materyale özgü kimyasal ve fiziksel değişkenlerin kompozit performansını güçlü biçimde etkileyen belirleyiciler olduğu gösterilmiştir. Bu bulgular, protetik materyallerin seçimi ve yeni materyal geliştirme süreçlerinde yapay zekâ temelli modellerin klinik ve bilimsel karar destek potansiyelini ortaya koymaktadır (32)

### **Yapay Zekâ Destekli Tanı Uygulamaları**

Protetik diş tedavisinde tanısal doğruluğu artırmak amacıyla YZ tabanlı görüntü işleme yöntemleri kullanılmaktadır. Ağız içi tarayıcılar, CBCT ve radyograflar büyük hacimli veri üretmekte; makine öğrenimi algoritmaları ise bu verilerden patolojik veya anatomik özellikleri ayırt edebilmektedir (34, 35).

YZ'nin diş hekimliğindeki tanısal görevlerine örnek olarak dental çürük tespiti (37), endodontik karmaşıklık analizi (12), sefalometrik referans noktalarının lokalizasyonu (13) ve implant sistemlerinin radyografik sınıflandırılması (14) verilebilir. Yapılan çalışmalara örnek olarak, Tan ve ark., 9.478 adet intraoral QLF görüntüsünden oluşan geniş bir veri seti kullanarak çürük lezyonlarının tespiti amacıyla bir derin öğrenme modeli geliştirmiştir. Araştırmada evrimsel sinir ağları kullanılarak erken mine lezyonları ile ilerlemiş çürükleri ayırt etmek hedeflenmiş; model hem duyarlılık hem özgüllük açısından konvansiyonel klinik değerlendirmelere kıyasla üstün performans göstermiştir. Çalışma, QLF gibi ışık indüksiyonlu görüntüleme yöntemlerinin YZ tabanlı analizle birleştiğinde tanısal doğruluğu anlamlı ölçüde artırabileceğini ortaya koymuştur (36). Benzer şekilde Park ve ark., farklı merkezlerden toplanan 156.965 panoramik ve periapikal radyografiden oluşan geniş ölçekli bir veri tabanı üzerinde, dental implant sistemlerinin otomatik olarak sınıflandırılması için bir derin öğrenme modeli oluşturmuştur. Model, çeşitli implant markalarını ve sistem tiplerini ayırt edebilmiş, %88,53 oranında doğruluk elde ederek insan gözlemcilerle karşılaştırıldığında yüksek bir performans sergilemiştir (37). Özel ve ark. ise 1.050 lateral sefalometrik radyografiyi kullanarak dikey büyüme paternlerinin sınıflandırılmasına yönelik birden fazla derin öğrenme mimarisini değerlendirmiştir. Araştırmada sefalometrik referans noktalarının manuel olarak işaretlenmesine gerek kalmaksızın görüntülerin doğrudan modele verilmesi sağlanmış; test edilen modellerin doğruluk oranları %65 ile %87 arasında değişmiştir (38). Çalışmalar incelendiğinde derin öğrenme modellerinin yüksek boyutlu veri tiplerinde üstün performans göstermesi, klinik tanı süreçleri için avantaj oluşturabileceği görülmektedir (16).

### **Hareketli Protez Tedavilerinde Yapay Zekâ**

Hareketli parsiyel protezlerin tasarımında, YZ algoritmaları hastanın anatomik verilerine dayalı kişiselleştirilmiş tasarımlar oluşturabilmektedir (39). Evrimsel sinir ağı (CNN) temelli modellerin dental ark tiplerini yüksek doğrulukla sınıflandırabilmesi, dijital parsiyel protez planlamasını destekleyen önemli bir gelişme olarak değerlendirilmektedir. (40).

Parsiyel protez planlamasına ilişkin yapılan bir çalışmada Takahashi ve ark., kısmi dişsizlik görüntülerinin otomatik olarak sınıflandırılabilmesi amacıyla bir evrimsel sinir ağı (CNN) modeli geliştirmiştir. Araştırmada maksilla ve mandibulaya ait toplam 1.184 dental ark görüntüsü kullanılmış; bu görüntüler diş eksikliklerinin konumu ve diş dizisinin sürekliliği gibi kriterlere göre dört farklı kategoriye ayrılarak modele öğretilmiştir. Çalışma sonuçları, geliştirilen derin öğrenme tabanlı sınıflandırıcının her iki çenede de %99'un üzerinde doğruluk oranı elde ettiğini göstermiştir. Modelin dental ark morfolojisini, dişsiz alanların dağılımını ve dizilimdeki yapısal farklılıkları yüksek hassasiyetle ayırt edebilmesi, klinik değerlendirmelerde sıklıkla karşılaşılan gözlemciye bağlı değişkenliği önemli ölçüde azaltma potansiyeline sahiptir (40). Bu bağlamda çalışma, yapay zekâ destekli görüntü analizinin protetik tedavi planlamasında tanısal doğruluğu ve iş akışı verimliliğini artırabileceğine işaret etmiştir.

### **Maksillofasiyal Protezlerde Yapay Zekâ**

Maksillofasiyal protezlerde yapay zekâ uygulamaları, yüz bölgesindeki doku ve organ kayıplarının rehabilitasyonunda giderek daha önemli bir rol üstlenmektedir. Travma, tümör rezeksiyonu veya doğumsal anomaliler sonrası oluşan yüz defektlerinin yeniden oluşturulmasında yapay zekâ destekli görüntü işleme ve üç boyutlu modelleme teknikleri, protez tasarımının doğruluğunu ve hızını artırmaktadır (41). Hastanın yüz simetrisinin, karşı taraf anatomik yapılarının ve çevre dokuların renk-doku özelliklerinin analiz edilmesi, yapay zekâ modelleri sayesinde daha hassas biçimde gerçekleştirilebilmekte; bu durum kişiye özgü yüz protezlerinin estetik uyumunu güçlendirmektedir (42).

Görme rehabilitasyonunda kullanılan yapay göz uygulamalarında da yapay zekâ, göz küresinin konumu, hareket paterni ve yüz morfolojisine ilişkin verileri işleyerek daha doğal görünümlü protez tasarımlarına katkı sağlamaktadır. Benzer şekilde, görme engelli bireylere yönelik geliştirilen akıllı okuma gözlüklerinde nesne tanıma, metin okuma ve yüz tanıma gibi işlevler derin öğrenme algoritmalarıyla birleştirilerek fonksiyonel rehabilitasyon desteklenmektedir (43).

Son yıllarda doku mühendisliği ile yapay zekânın birlikte değerlendirildiği çalışmalarda ise yüz yumuşak dokularının üç boyutlu biyomimetik yapılarla yeniden oluşturulması için tahmin modelleri geliştirilmiş ve bu yaklaşımın protez tasarım sürecini daha öngörülebilir hale getirdiği bildirilmiştir (36). Bu gelişmeler, maksillofasiyal protez üretiminde yapay zekânın hem klinik karar süreçlerini standardize etme hem de hastaya özgü rehabilitasyonu geliştirme potansiyelini ortaya koymaktadır.

### **İmplant Destekli Protetik Diş Tedavilerinde Yapay Zekâ**

İmplant tedavilerinde YZ uygulamaları hem cerrahi planlamanın doğruluğunu artırması hem de protetik aşamanın daha öngörülebilir hâle gelmesine katkı sağlaması nedeniyle giderek daha fazla önem kazanmaktadır. Özellikle konik ışınlı bilgisayarlı tomografi verilerinin derin öğrenme modelleriyle analiz edilmesi, kemik yüksekliği ve genişliğinin otomatik ölçümünü, dişsiz bölgelerin tanımlanmasını ve riskli anatomik yapıların segmentasyonunu mümkün kılmakta; bu sayede implant yerleşiminin güvenliği ve doğruluğu artırılmaktadır (44). Üç boyutlu görüntü verilerinin yapay zekâ tabanlı modelleme süreçleriyle işlenmesi, kişiye özgü

cerrahi rehberlerin üretimine olanak tanımakta ve implant açılanması, derinliği ile protetik eksenin daha hassas şekilde belirlenmesini sağlamaktadır (45).

Ayrıca yapay zekâ sistemlerinin kemik mineral yoğunluğu tahmini, implant başarısızlığı riskinin öngörülmesi, peri-implant komplikasyon eğilimlerinin değerlendirilmesi ve uygun implant boyutunun seçilmesi gibi alanlarda yüksek doğrulukla sonuç verdiği bildirilmiştir. Bu modeller, klinik karar verme sürecinde gözlemciye bağlı değişkenliği azaltmakta ve implant yerleşimi ile üst yapı tasarımının daha standart bir yaklaşımla planlanmasına katkı sunmaktadır (44). Son yıllarda, otomatik implant yerleşim yolu öneren algoritmalar ve cerrahi rehber tasarımını optimize eden üç boyutlu tahmin modelleri de kullanıma girmiş; bu sistemlerin implant pozisyonlandırmasında anlamlı ölçüde hata azalmasına yol açtığı gösterilmiştir (46). Tüm bu gelişmelere karşın, veri setlerinin heterojenliği, klinik doğrulama çalışmalarının sınırlı olması ve uzun vadeli sonuç verilerinin eksikliği, yapay zekâ uygulamalarının rutin implant protetik tedavisine entegrasyonunu hâlen sınırlayan unsurlar olarak değerlendirilmektedir.

### **Yapay Zekâ ile İlgili Potansiyel Sorunlar**

YZ modellerinin yetersiz çeşitliliğe sahip veri setleriyle eğitilmesi, farklı hasta gruplarında genellenebilirliği azaltarak klinik performansın düşmesine neden olabilmektedir. Laboratuvar ortamında geliştirilen YZ sistemlerinin gerçek klinik koşullarda daha düşük doğruluk gösterebildiği ve bu nedenle klinik uygulamaya geçiş sürecinin yavaş ilerlediği bildirilmektedir (47). Ayrıca YZ tabanlı uygulamaların büyük miktarda hasta verisine ihtiyaç duyması, veri gizliliği ve güvenliği açısından önemli etik riskler oluşturmaktadır. Farklı klinik popülasyonlarda tekrarlı doğrulama ihtiyacı, üretici firmalar arasındaki uyumluluk ve standardizasyon eksiklikleri ve algoritmaların dinamik klinik koşullara uyarlanmasındaki zorluklar YZ modellerinin rutin uygulamalara entegrasyonunu geciktiren kritik bir diğer faktördür. Bu zorlukların aşılabilmesi için akademik kurumlar, klinisyenler, mühendislik ekipleri ve sağlık otoriteleri arasında güçlü bir iş birliği gerekmektedir (15, 48). Bu gerekçelerle günümüzde YZ sistemlerinin klinik kararlarda yardımcı bir araç olarak, mutlaka klinisyen değerlendirmesi ve doğrulama süreçleri eşliğinde kullanılması önerilmektedir (49, 50). Etik çerçevelerin güçlendirilmesi ve standardizasyon süreçlerinin oluşturulmasıyla birlikte, YZ teknolojilerinin protetik diş hekimliği uygulamalarında daha güvenilir ve etkili bir biçimde yer bulacağı öngörülmektedir.

### **Yapay Zekanın Geleceğine Yönelik Araştırma Alanları**

Geleceğe yönelik araştırmalar, protetik diş hekimliğinde yapay zekânın kullanımının yalnızca mevcut dijital iş akışlarını hızlandırmanın ötesine geçerek biyomekanik modelleme, biyomühendislik, artırılmış gerçeklik ve hasta-özel dijital simülasyonlar gibi yeni alanlara doğru genişlemekte olduğunu göstermektedir. Bu kapsamda en çok ilgi gören alanlardan biri dijital ikiz teknolojileridir. Dijital ikiz yaklaşımı, hastanın ağız içi anatomisinin, yüz yapısının ve çene ilişkilerinin dijital ortamda birebir modellenmesini ve biyomekanik davranışların hastaya özel olarak simüle edilmesini amaçlamaktadır. Dijital dentisyon modelleri ve dental volümetrik tomografi verilerinin birleştirilerek hastaların dijital ikizlerin oluşturulmasının değerlendirildiği bir çalışmada, farklı dijital veri türlerinin dijital ikiz üretiminde kullanılabilir olduğu ve bu modellerin klinik karar süreçlerine entegre edilebilecek düzeyde doğruluk

sağladığı bildirilmiştir (51). Bu yaklaşım, gelecekte implant biyomekaniği, restorasyon dayanıklılığı ve oklüzal yük dağılımının tedavi öncesinde hasta özelinde simüle edilmesini mümkün kılarak kişiselleştirilmiş tedavi planlamaları oluşturulmasını kolaylaştıracaktır.

Gerçek zamanlı yapay zekâ destekli oklüzyon analizi, protetik tedavilerin fonksiyonel başarısına yönelik önemli gelişmelerden biridir. Yakın tarihli bir inceleme, intraoral tarayıcı verileri ile yapay zekâ algoritmalarının birleştirilmesi sayesinde oklüzal temas noktalarının klinik ortamda anlık olarak analiz edilebileceğini ve bu sistemlerin erken temasları tespit ederek restorasyon ayarlama sürecini kolaylaştırabileceğini göstermiştir (52).

Otonom protez üretim sistemleri de protez iş akışında önemli dönüşümler vadetmektedir. Yapay zekâ ile desteklenen CAD/CAM otomasyon sistemlerinin incelendiği bir yayında, dijital tasarımdan üretime uzanan iş akışının büyük ölçüde otomatikleşebildiği ve tasarım hatalarının, üretim kaynaklı varyasyonların ve insan faktörüne bağlı hataların azaldığı belirtilmiştir. Bu tür otonom üretim sistemlerinin, laboratuvar süreçlerinde maliyet-etkinliği artırma ve yüksek tekrarlanabilirlik sağlama potansiyeli olduğu vurgulanmaktadır (53).

Artırılmış gerçeklik ve karma gerçeklik teknolojileri ile yapay zekânın bütünleştiği artırılmış protetik rehabilitasyon uygulamaları da geleceğin potansiyel kullanım alanları arasında yer almaktadır. Bu sistemlerde dijital protez tasarımları klinik ortamda üç boyutlu olarak görselleştirilebilmekte, hekim tedavi planını hasta üzerinde sanal olarak değerlendirebilmekte ve eğitim süreçleri interaktif hâle gelebilmektedir. Bu yöntemlerin protetik eğitim ve hasta iletişimine katkı sağladığı gösterilmiştir (15).

Bu araştırma alanlarının tümü, geniş kapsamlı bir yenilik perspektifine işaret etmektedir. Bu teknolojilerin ortak paydası, protetik tedavilerin daha bireyselleştirilmiş, biyolojik ve mekanik açıdan daha öngörülebilir, aynı zamanda dijital olarak daha verimli bir yapıya kavuşturulmasına katkı sağlamalarıdır. Yapay zekâ destekli veri işleme ve karar mekanizmalarının giderek daha gelişmiş hâle gelmesi, dijital diş hekimliği bileşenlerinin birbirleriyle uyumlu ve bütünleşik bir ekosistem oluşturmasını kolaylaştırmakta; bu durum hem tanısal süreçlerde hem de tedavi planlamasında daha tutarlı, nesnel ve standardize edilebilir yaklaşımların ortaya çıkmasını mümkün kılmaktadır. Bu eğilimin devam etmesiyle birlikte, gelecekte klinik karar süreçlerinin yalnızca hekim deneyimine değil, aynı zamanda yapay zekâ temelli modellemelerden elde edilen çok boyutlu biyomekanik ve fonksiyonel verilere dayalı olarak güçlendirilmesi beklenmektedir.

## SONUÇ

Yapay zekâ; tanısal doğruluğun artırılması, dijital protez tasarımının otomasyonu, kişiye özgü tedavi planlaması ve implant yerleşim süreçlerinin standardizasyonu gibi pek çok alanda protetik diş hekimliğine önemli katkılar sunmaktadır. Derin öğrenme tabanlı yöntemlerin yüksek boyutlu görüntü ve klinik verileri insan gözleminden bağımsız olarak analiz edebilmesi hem hata riskini azaltmakta hem de daha hızlı ve tutarlı karar verme süreçlerini desteklemektedir. CAD/CAM tabanlı tasarım yazılımlarının yapay zekâ ile güçlendirilmesi, restorasyon morfolojisinin otomatik belirlenmesi, oklüzal ilişkilerin optimize edilmesi ve üretim sürecinin hızlandırılması açısından klinik iş akışlarında anlamlı iyileşmeler sağlamıştır (31, 32). Benzer şekilde, implant tedavilerinde kullanılan YZ destekli analiz ve planlama araçları, anatomik yapıların segmentasyonundan cerrahi rehberlerin kişiselleştirilmesine kadar birçok aşamada daha öngörülebilir tedavi sonuçları üretme potansiyeline sahiptir.

Bununla birlikte, mevcut sistemlerin çoğunun laboratuvar ortamında değerlendirilmiş olması, klinik senaryoların heterojenliği karşısında modellerin genellenebilirliğini sınırlamakta; geniş ölçekli ve uzun dönemli klinik doğrulama çalışmalarına duyulan gereksinimi ortaya koymaktadır (47). Veri güvenliği, etik sorumluluklar ve farklı popülasyonlarda performans değerlendirmesi gibi konular, yapay zekânın diş hekimliği pratiğine tam entegrasyonunda dikkatle ele alınması gereken unsurlardır. Bu nedenle YZ teknolojilerinin, klinisyen değerlendirmesini ikame etmekten ziyade karar destek mekanizması olarak konumlandırılması, uygulamaların güvenli ve etkin biçimde kullanılması için temel bir yaklaşım olmalıdır.

Yapay zekâ protetik diş hekimliğinde klinik doğruluk ve iş akışı verimliliği açısından avantajlar sunma potansiyeline sahiptir. Gelecekte yapılacak çok merkezli, yüksek nitelikli klinik çalışmalar ve etik çerçevelerin güçlendirilmesiyle birlikte, bu teknolojilerin protetik tedavinin ayrılmaz bir parçası hâline gelmesi beklenmektedir. Böylece YZ destekli çözümler hem klinik karar süreçlerini güçlendiren hem de hasta odaklı, daha kişiselleştirilmiş tedavi yaklaşımlarının geliştirilmesine olanak sağlayan vazgeçilmez araçlar olarak sağlık hizmetlerinde yerini alacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Adnan N, Bin Khalid W, Umer F. An artificial intelligence model for instance segmentation and tooth numbering on orthopantomograms. *Int J Comput Dent*. 2023;26(4).
2. Batra AM, Reche A. A new era of dental care: harnessing artificial intelligence for better diagnosis and treatment. *Cureus*. 2023;15(11).
3. Schwendicke Fa, Samek W, Krois J. Artificial intelligence in dentistry: chances and challenges. *J Dent Res*. 2020;99(7):769–74.
4. Umer F, Adnan S, Lal A. Research and application of artificial intelligence in dentistry from lower-middle income countries—a scoping review. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):220.
5. Hastie T. *The elements of statistical learning: data mining, inference, and prediction*. Springer; 2009.
6. Zhou H, Sun J, Zhao Z, Yang Y, Xie A, Chiclana F. Attention-Based Deep Learning Model for Predicting Collaborations Between Different Research Affiliations. *IEEE Access*. 2019;7:118068–76.
7. Ziegel ER. *The elements of statistical learning*. Taylor & Francis; 2003.
8. Pauwels R. A brief introduction to concepts and applications of artificial intelligence in dental imaging. *Oral radiology*. 2021;37(1):153–60.
9. Demirel M, Donmez MB, Şahmalı SM. Trueness and precision of mandibular complete-arch implant scans when different data acquisition methods are used. *Journal of dentistry*. 2023;138:104700.
10. Mahmood MA, Ahmed KM, Majeed TF, Abdalrahim RH, Rashid MO. Developing a hybrid machine learning model to predict treatment time duration as a workflow regulation tool in public and private dental clinics. *Sci Rep*. 2025;15(1):31049.
11. Lee J-H, Kim D-H, Jeong S-N, Choi S-H. Detection and diagnosis of dental caries using a deep learning-based convolutional neural network algorithm. *Journal of dentistry*. 2018;77:106–11.
12. Aminoshariae A, Kulild J, Nagendrababu V. Artificial intelligence in endodontics: current applications and future directions. *J Endod*. 2021;47(9):1352–7.
13. Nishimoto S, Sotsuka Y, Kawai K, Ishise H, Kakibuchi M. Personal computer-based cephalometric landmark detection with deep learning, using cephalograms on the internet. *J Craniofac Surg*. 2019;30(1):91–5.
14. Alqutaibi AY, Algabri RS, Elawady D, Ibrahim WI. Advancements in artificial intelligence algorithms for dental implant identification: A systematic review with meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2023.
15. Iosif L, Țâncu AMC, Amza OE, Gheorghe GF, Dimitriu B, Imre M. AI in prosthodontics: a narrative review bridging established knowledge and innovation gaps across regions and emerging frontiers. *Prosthesis*. 2024;6(6):1281–99.
16. Castiglioni I, Rundo L, Codari M, Di Leo G, Salvatore C, Interlenghi M, et al. AI applications to medical images: From machine learning to deep learning. *Phys Med*. 2021;83:9–24.
17. Hosseinimanesh G, Alsheghri A, Keren J, Cheriet F, Guibault F. Personalized dental crown design: A point-to-mesh completion network. *Med Image Anal*. 2025;101:103439.
18. Wang Y, Shi Y, Li N, Lin WS, Tan J, Chen L. Feasibility and accuracy of single maxillary molar designed by an implicit neural network (INN)-based model: A comparative study. *Journal of Prosthodontics*. 2025.

19. Saleh O, Spies B, Brandenburg L, Metzger M, Lüchtenborg J, Blatz M, et al. Feasibility of using two generative AI models for teeth reconstruction. *Journal of Dentistry*. 2024;151:105410.
20. Chen Q, Huang J, Salehi HS, Zhu H, Lian L, Lai X, et al. Hierarchical CNN-based occlusal surface morphology analysis for classifying posterior tooth type using augmented images from 3D dental surface models. *Comput Methods Programs Biomed*. 2021;208:106295.
21. Naidu V, Jaju S, editors. *CAD/CAM engineering and artificial intelligence in dentistry*. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering; 2022: IOP Publishing.
22. do Nascimento Gerhardt M, Fontenele RC, Leite AF, Lahoud P, Van Gerven A, Willems H, et al. Automated detection and labelling of teeth and small edentulous regions on cone-beam computed tomography using convolutional neural networks. *Journal of Dentistry*. 2022;122:104139.
23. Hammond P, Davenport JC, Fitzpatrick F. Logic-based integrity constraints and the design of dental prostheses. *Artif Intell Med*. 1993;5(5):431–46.
24. Lerner H, Mouhyi J, Admakin O, Mangano F. Artificial intelligence in fixed implant prosthodontics: a retrospective study of 106 implant-supported monolithic zirconia crowns inserted in the posterior jaws of 90 patients. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):80.
25. Fisker R. Harnessing the Power of AI in Digital Dentistry [Available from: <https://www.3shape.com/en/blog/inspiration-on-dentistry/artificial-intelligence-in-dentistry>].
26. Broll A, Hahnel S, Goldhacker M, Rossel J, Schmidt M, Rosentritt M. Influence of digital crown design software on morphology, occlusal characteristics, fracture force and marginal fit. *Dent Mater*. 2025.
27. Revilla-León M, Gómez-Polo M, Vyas S, Barmak BA, Galluci GO, Att W, et al. Artificial intelligence applications in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2023;129(2):293–300.
28. Sakai T, Li H, Shimada T, Kita S, Iida M, Lee C, et al. Development of artificial intelligence model for supporting implant drilling protocol decision making. *Journal of prosthodontic research*. 2023;67(3):360–5.
29. Chan RSM, Wong WWS, Zhou TY, Liu Y, Tsang HT, Luk CL, et al. Human-AI collaboration improves adults' oral biomechanical functions: A multi-centre, self-controlled clinical trial. *Journal of dentistry*. 2024;150:105354.
30. Jreige CS, Kimura RN, Segundo ÂRTC, Coachman C, Sesma N. Esthetic treatment planning with digital animation of the smile dynamics: A technique to create a 4-dimensional virtual patient. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2022;128(2):130–8.
31. Wu J, Yuen KH, Lee YH, Liu Y, Tsoi JKH, Lam WYH. The use of artificial intelligence in predicting maximal intercuspal position: A feasibility study. *Journal of Prosthodontic Research*. 2025;JPR\_D\_24\_00112.
32. Paniagua K, Whang K, Joshi K, Son H, Kim Y, Flores M. Dental composite performance prediction using artificial intelligence. *J Dent Res*. 2025;104(5):513–21.
33. Ding H, Cui Z, Maghami E, Chen Y, Matinlinna JP, Pow EHN, et al. Morphology and mechanical performance of dental crown designed by 3D-DCGAN. *Dent Mater*. 2023;39(3):320–32.
34. Sonkar A, Jaiswal R, Dagli N, Patel M, Patel S, Kumar S. Advancements and challenges of artificial intelligence in prosthodontics: from diagnosis to treatment planning and future directions. *Eur Chem Bull*. 2023;12(8):4136–42.
35. Joda T. The use and performance of artificial intelligence in prosthodontics: A systematic review. 2021.

36. Tan R, Zhu X, Chen S, Zhang J, Liu Z, Li Z, et al. Caries lesions diagnosis with deep convolutional neural network in intraoral QLF images by handheld device. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):754.
37. Park W, Huh J-K, Lee J-H. Automated deep learning for classification of dental implant radiographs using a large multi-center dataset. *Sci Rep*. 2023;13(1):4862.
38. Özel MB, Kartbak SBA, Çakmak M. Classification Performance of Deep Learning Models for the Assessment of Vertical Dimension on Lateral Cephalometric Radiographs. *Diagnostics*. 2025;15(17):2240.
39. Sikri A, Sikri J, Gupta R. Artificial intelligence in prosthodontics and oral implantology—a narrative review. *Glob Acad J Dent Oral Health*. 2023;5(2):13–9.
40. Takahashi T, Nozaki K, Gonda T, Ikebe K. A system for designing removable partial dentures using artificial intelligence. Part 1. Classification of partially edentulous arches using a convolutional neural network. *Journal of prosthodontic research*. 2021;65(1):115–8.
41. Aradya A, Sravani K, Ravi M, Swamy KR, Ganesh S, Chandra KP, et al. Artificial intelligence for maxillofacial prosthodontics: A technological shift in craniofacial rehabilitation-a scoping review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2025;15(6):1749–66.
42. Luo R, Zhang T, Lin G, Tang Q, Fu Z, Cheng L. Application of Artificial Intelligence Models in Oral and Maxillofacial Prosthesis Restoration: A Systematic Review. *International Dental Journal*. 2025;75(6):103861.
43. Fayad MI, Ahmed MA, Kothayer M, Aboelnagga MM, Essa EESF, Abu-Hammad O, et al. Innovations Driving the Future of Maxillofacial Prosthetics, Part I: The Technological Leap in Maxillofacial Rehabilitation. *European Journal of Dentistry*. 2025.
44. Alqutaibi AY, Algabri R, Ibrahim WI, Alhajj MN, Elawady D. Dental implant planning using artificial intelligence: A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2024.
45. Wu P-Y, Chen S-L, Mao Y-C, Lin Y-J, Lu P-Y, Yu K-H, et al. Automated Implant Placement Pathway from Dental Panoramic Radiographs Using Deep Learning for Preliminary Clinical Assistance. *Diagnostics*. 2025;15(20):2598.
46. Macrì M, D’Albis V, D’Albis G, Forte M, Capodiferro S, Favia G, et al. The role and applications of Artificial Intelligence in Dental Implant Planning: a systematic review. *Bioengineering*. 2024;11(8):778.
47. Liu X, Rivera SC, Moher D, Calvert MJ, Denniston AK, Ashrafian H, et al. Reporting guidelines for clinical trial reports for interventions involving artificial intelligence: the CONSORT-AI extension. *The Lancet Digital Health*. 2020;2(10):e537–e48.
48. Rahim A, Khatoon R, Khan TA, Syed K, Khan I, Khalid T, et al. Artificial intelligence-powered dentistry: Probing the potential, challenges, and ethicality of artificial intelligence in dentistry. *Digital health*. 2024;10:20552076241291345.
49. Topol EJ. High-performance medicine: the convergence of human and artificial intelligence. *Nat Med*. 2019;25(1):44–56.
50. He J, Baxter SL, Xu J, Xu J, Zhou X, Zhang K. The practical implementation of artificial intelligence technologies in medicine. *Nat Med*. 2019;25(1):30–6.
51. Lee J-H, Lee H-L, Park I-Y, On S-W, Byun S-H, Yang B-E. Effectiveness of creating digital twins with different digital dentition models and cone-beam computed tomography. *Sci Rep*. 2023;13(1):10603.
52. Najeeb M, Islam S. Artificial intelligence (AI) in restorative dentistry: current trends and future prospects. *BMC Oral Health*. 2025;25(1):592.

53. Yeslam HE, von Maltzahn NF, Nassar HM. Revolutionizing CAD/CAM-based restorative dental processes and materials with artificial intelligence: a concise narrative review. PeerJ. 2024;12:e17793.



# BÖLÜM 2

---

## PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE ZİRKONYANIN AŞINDIRICI ETKİSİ

*Mahmut Sertaç ÖZDOĞAN<sup>1</sup>*

---

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

## Giriş

Monolitik zirkonyanın klinik kullanımı, klinisyenlerin veneer porselen kırıklarından kaçınırken posterior kronlar, sabit parsiyel protezler ve implant restorasyonlarında dayanımı korumak istemesiyle hız kazanmıştır. Zirkonya daha sık fonksiyonel oklüzal yüzey haline geldikçe, dikkat, altyapı bütünlüğünden, karşıt minenin ve diğer antagonistlerin korunmasına kaymıştır. Temel klinik soru, zirkonyanın yalnızca “sert” olup olmadığı değil, yüzey durumunun ve temas mekaniğinin gerçek ağız koşullarında antagonist aşınmasına nasıl dönüştüğüdür (Passos vd., 2014; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Janyavula vd., 2013; Lawson vd., 2014).

Erken dönem prospektif klinik veriler, monolitik zirkonya kronlara karşı gelen antagonistlerin, 6 ayda karşı taraf doğal mineye göre daha fazla mine kaybı gösterebildiğini ve bu eğilimin 24 aya kadar sürebildiğini, ancak büyüklüğün incelenen süreler için klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde kaldığını ortaya koymuştur (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016). Bu bulgular, lateral kayma ve parafonksiyon gibi hasta ve temas spesifik etkileri vurgulamış ve zirkonya oklüzal yüzeylerinin titiz bitim gereksinimine dikkat çekmiştir.

Paralel in vitro ve derleme kanıtlar, hem mekanizmayı hem de azaltma yollarını açıklığa kavuşturmuştur. Yüzey pürüzlülüğü, Ra/Rz, antagonist aşınmasının baskın belirleyicisidir. İyi polisajlanmış zirkonya, yalnızca glaze uygulanmış zirkonyaya göre daha az mine aşınması oluşturur ve birçok veneer porselenle kıyaslandığında avantajlıdır. Glaze tabakaları, erken dönemde aşınma eğilimindedir ve daha pürüzlü alt tabakaları açığa çıkarır. Buna karşılık çok basamaklı polisaj, ince elmas, ardından zirkonya spesifik kauçuk polisaj lastikleri, ardından yaklaşık 1 µm elmas patı, düşük pürüzlülüğü korur ve aşınmayı azaltır (Passos vd., 2014; Janyavula vd., 2013; Lawson vd., 2014; Aljomard vd., 2022; Stawarczyk vd., 2013; Preis vd., 2012).

Randomize bir klinik çalışma, bir yıllık takipte, polisajlanmış monolitik zirkonya, metal seramik ve mine-mine kontrolleri arasında, karşıt mine aşınması açısından anlamlı fark göstermemiştir. Bu durum, uygun şekilde bitirildiğinde zirkonyanın mine ile klinik olarak uyumlu olduğu görüşünü destekler (Esquivel-Upshaw vd., 2018). Bunu izleyen prospektif raporlar da bu sonucu doğrulamakta ve uzun dönem düzgünlük için yalnızca glaze’e

güvenilmemesi yönünde tutarlı olarak uyarmaktadır (Selvaraj vd., 2021; Rupawala vd., 2017; Kyaw vd., 2024).

Malzeme seçimi yine de önemlidir. Konvansiyonel 3Y-TZP, bruksizm gibi yüksek yük durumları için daha fazla dönüşümle tokluk sağlayarak avantaj sunarken, daha yüksek translüsensli 4Y/5Y formülasyonlar estetik uğruna bir miktar tokluktan ödün verir. Bu ikinci grupta, konservatif oklüzal geometrinin ve sıkı bitim protokollerinin önemi daha da artmaktadır. Derecesi ne olursa olsun, oklüzal tasarım, küçük ve yuvarlak sentrik kontaklar ve minimize edilmiş lateral kayma, klinik protokol, herhangi bir düzeltme sonrası tam yeniden polisaj ve bakım, 6–12 aylık kontroller ve matlaşma veya pürüzlü izler görüldüğünde yeniden polisaj, günlük pratikte antagonist aşınmasını anlamlı biçimde azaltan başlıca kaldıraçlardır (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Rupawala vd., 2017; Selvaraj vd., 2021; Dondani vd., 2023).

#### Malzeme Bilimi Arka Planı

##### Kristal kimyası ve fazlar

Dental zirkonya tipik olarak itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal, Y-TZP, formundadır. Yaklaşık yüzde 3 mol itriya, 3Y-TZP, oda sıcaklığında metastabil tetragonal fazı korur ve bu faz, çatlak ucu gerilimi altında lokal olarak monokline dönüşerek dönüşümle tokluk artışı sağlar. İtriya oranının yaklaşık yüzde 4–5 mol'e, 4Y/5Y, yükseltilmesi, optik olarak izotropik kübik fazın oranını artırır; bu da translüsensiyi artırırken dönüşümle tokluğu ve dayanımı azaltır. Bu durum, optik ve mekanik özellikler arasında iyi bilinen bir ödünleşimle sonuçlanır (Kongkiatkamon vd., 2023; Moncayo vd., 2023; Kelly & Denry, 2008).

##### Mikroyapı ve translüsensi

Işık geçişi, tane boyutu, porozite, alümina içeriği ve tetragonal ile kübik fazların göreceli oranları tarafından belirlenir. Son ürün serileri, estetik ile fonksiyonu dengelemek için alüminayı azaltmakta, kübik faz içeriğini artırmakta ve/veya çok katmanlı bloklar kullanmaktadır. Çok katmanlı zirkonyada bileşim disk boyunca değişir ve buna bağlı optik ve mekanik gradyanlar oluşur (Moncayo vd., 2023; da Silva vd., 2022; Vardhaman vd., 2024; Inokoshi vd., 2023; Güntekin vd., 2025).

### Özellik ödünleşimleri, 3Y ve 4Y/5Y

3Y-TZP, en yüksek dönüşüm aracılı tokluk ve eğilme dayanımını gösterir, ancak daha opaktır. 4Y/5Y-ZrO<sub>2</sub>, daha yüksek translüsensi sağlar, fakat çatlak gölgelemesi azalır. Kübik faz içeriği arttıkça hem oklüzal tasarım hem de yüzey bitimi giderek daha kritik hale gelir. Çok katmanlı malzemelerin yakın tarihli karakterizasyonları bu gradyanları doğrulamaktadır (da Silva vd., 2022; Vardhaman vd., 2024; Inokoshi vd., 2023).

### Düşük sıcaklıkta bozunma, LTD

Nemli ve sıcak ortamlarda, tetragonal taneler yavaşça monokline,  $t \rightarrow m$ , dönüşebilir; bu da mikro çatlaklara, tane kopmasına ve yüzey pürüzlenmesine yol açar, hidrotermal yaşlanma. Kinetik, tane boyutuna, stabilize edici içeriğe ve dağılımına ve sinterleme koşullarına bağlıdır. Modern formülasyonlar ve bitim protokolleri bu sorunu büyük ölçüde azaltmakla birlikte, LTD uzun dönem yüzey bütünlüğü için önemli bir husus olmaya devam etmektedir (Kelly & Denry, 2008; Amarante vd., 2020; Harai vd., 2023; Elzoughary vd., 2024; Tian vd., 2025).

### İşleme ve CAD/CAM etkileri

Dental zirkonyanın çoğu, ön sinterlenmiş, yumuşak durumda frezelenir ve ardından yoğun sinterlenir. Frezeleme, mutlaka giderilmesi gereken oluklar ve ufalanmalar bırakır; çünkü çıkıntı geometrisi, iki cisimli aşınmayı güçlü biçimde etkiler. Sinterleme programları, sıcaklık ve bekleme süresi, tane boyutunu ve kübik faz oranını etkileyerek translüsensi ve yaşlanma direncini etkiler (Heintze vd., 2008; Janyavula vd., 2013; Preis vd., 2012; da Silva vd., 2022; Güntekin vd., 2025).

### Standartlar ve bileşim kontrolü

Y-TZP için biyomedikal gereklilikler ISO 13356:2015 standardında tanımlanmıştır; cerrahi implantlarda kullanılan Y-TZP için bileşim sınırlarını ve test yöntemlerini belirtir (International Organization for Standardization, 2015). Dental tedarikçiler, estetik ve translüsens varyantları için bu kontrollerle uyumlu çalışır ve optik ve mekanik ödünleşimi yönetir (Kongkiatkamon vd., 2023; Moncayo vd., 2023) (Tablo 1).

**Tablo 1. Diş zirkonyumunun tipik özellikleri "nesiller"**

| Nesil         | Stabilizatörü<br>(mol% $Y_2O_3$ ) | Dominant faz                      | Optikler<br>(saydamlık)                | Dayanıklılık/<br>Dayanıklılık<br>(göreceli)                 | Tipik gösterge notları                                                        |
|---------------|-----------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------------|-------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|
| <b>3Y-TZP</b> | ~3                                | Tetragonal<br>(minör kübik)       | Opaktan alt-<br>orta seviyeye<br>kadar | En yüksek<br>dönüşüm<br>sertleşme, yüksek<br>dayanıklılık   | Yüksek yüklü arka bölgeler,<br>bruksizm, implant<br>üzerinden restorasyonlar  |
| <b>4Y-TZP</b> | ~4                                | Daha fazla<br>kübik<br>tetragonal | Orta-yüksek                            | 3Y'den daha düşük<br>ama yine de yeterli                    | Dikkatlice kontrol edilen<br>kontaklara sahip estetik<br>arka veya ön vakalar |
| <b>5Y-TZP</b> | ~5                                | Kübik zengin                      | Yüksek                                 | En düşük dönüşüm<br>sertleşmesi, daha<br>düşük dayanıklılık | Estetik bölgeler,<br>muhafazakar oklüzyon ve<br>öncelikli cilalama ile        |

#### Klinik olarak aşınma ile bağlantı

Tek başına kütle sertliği, antagonist aşındırmasının iyi bir göstergesi değildir. Yüzey durumu, tane kopması, LTD ilişkili pürüzlenme, frezeleme olukları ve yüzeyin polisajlı mı yoksa glaze edilmiş mi olduğu, oklüzal tribolojinin başlıca belirleyicileridir. Yüksek kübik içerikli malzemeler, kontaklar konservatif ve yüzeyler titizlikle polisajlanmış olduğu süreçte klinik olarak iyi performans gösterebilir (Heintze vd., 2008; Passos vd., 2014; Mao vd., 2024; Kyaw vd., 2024; Woraganjanaboon vd., 2025).

#### Aşınma Mekanizmaları

İki cisimli aşınma, zirkonya–mine teması: mikro düzleme ve mikro kesme baskındır. İşleme olukları ve kaba düzeltmeler abrazyonu artırır (Passos vd., 2014; Janyavula vd., 2013).

Üç cisimli aşınma: araya giren partiküller, örneğin diyet kaynaklı parçacıklar veya kırılmış glaze, abrazyonu artırır ve lateral kayma altında mine kaybını hızlandırabilir (Passos vd., 2014; Selvaraj vd., 2021).

Ağız içinde yüzey evrimi: glaze tabakaları erken aşınır ve daha pürüzlü alt tabakaları açığa çıkarır; buna karşılık polisajlanmış zirkonya zamanla daha düşük pürüzlülüğü korur (Passos vd., 2014; Selvaraj vd., 2021; Rupawala vd., 2017).

#### Antagonist Aşınmasının Belirleyicileri

### Yüzey bitimi

Çok basamaklı polisaj, ince elmas, en az üç basamaklı zirkonya spesifik kauçuk polisaj lastikleri, ardından yaklaşık 1 µm elmas patı, en düşük pürüzlülüğü ve en az mine aşınmasını sağlar. Yalnızca glaze uygulanmış yüzeyler glaze’i kaybeder ve antagonist kaybını artırabilir (Passos vd., 2014; Aljomard vd., 2022; Selvaraj vd., 2021; Dondani vd., 2023).

### Oklüzal tasarım

Küçük, yuvarlatılmış sentrik kontaklar ve minimal lateral kayma abrazyonu azaltır; buna karşılık keskin kreterler ve dik eğimler aşınmayı artırır (Stober vd., 2014; Passos vd., 2014).

### Malzeme sınıfı ve endikasyon

3Y-TZP, yüksek yük altındaki posterior ve parafonksiyonel olgularda tercih edilir. 4Y/5Y zirkonya, oklüzal geometrinin konservatif tutulduğu ve bitimin titizlikle yapıldığı estetik bölgelerde uygundur (Passos vd., 2014; Kelly & Denry, 2008; Kongkiatkamon vd., 2023; Moncayo vd., 2023).

### Klinik içi düzeltmeler

Kaba elmas düzeltmeler derin oluklar oluşturur. Herhangi bir oklüzal düzeltme mutlaka tam bir yeniden polisaj ile takip edilmelidir. Düzeltilmiş glaze’i polisajsız bırakmak yaygın ve klinik açıdan önemli bir hatadır (Passos vd., 2014; Selvaraj vd., 2021; Dondani vd., 2023).

### Hasta faktörleri

Bruksizm ve güçlü lateral hareketler aşınmayı artırır. Bu hastalar için koruyucu gece plakları ve daha sık kontroller önerilir (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Rupawala vd., 2017).

### Kanıt Sentezi, in vitro ve klinik

### İn vitro ve sistematik derlemeler

Zirkonya–mine aşınmasına ilişkin sistematik derlemeler, polisajlanmış zirkonyanın glaze edilmiş zirkonyadan daha az abrazyon oluşturduğunu ve veneer porselenlerle karşılaştırıldığında avantajlı olduğunu, yöntemler çalışmalar arasında farklılık gösterse de, tutarlı şekilde bildirmektedir (Passos vd., 2014; Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025; Aljomard vd., 2022).

### Kısa ve orta dönem klinik takip

6 ay: Prospektif bir kohortta,  $n = 20$ , monolitik zirkonyaya karşı gelen antagonistlerde, karşı taraf mineye göre daha fazla mine kaybı görülmüş, ancak izlenen dönem için klinik olarak kabul edilebilir aralıklarda kalmıştır (Stober vd., 2014).

24 ay: Aynı grup, 6, 12 ve 24. aylarda değerlendirilerek iki yıl boyunca bu eğilimin sürdüğünü bildirmiş; böylece zirkonyanın kütle malzemesi olmaktan çok, oklüzal tasarım ve bitimin aşınmayı belirlemedeki rolünü pekiştirmiştir (Stober vd., 2016).

### Randomize ve kontrollü çalışmalar

Bir yıllık takipli randomize klinik çalışma, polisajlanmış monolitik zirkonya, metal seramik ve karşı taraf mine kontrolleri arasında antagonist mine aşınması açısından anlamlı fark bulmamıştır,  $p > 0,16$  (Esquivel-Upshaw vd., 2018). Bu, uygun şekilde bitirildiğinde zirkonyanın geleneksel seçeneklerle klinik olarak eşdeğer olduğunu destekler.

### Yeni prospektif ve kontrollü çalışmalar

Yeni prospektif klinik veri setleri ve kontrollü çalışmalar, polisajlanmış monolitik zirkonyada antagonist aşınmasının kabul edilebilir düzeyde olduğunu ve glaze edilmiş zirkonya yüzeylerinde sıklıkla daha kötü aşınma görüldüğünü göstermeye devam etmektedir (Selvaraj vd., 2021; Rupawala vd., 2017; Tang vd., 2021; Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025; Salem vd., 2023; Woraganjanaboon vd., 2025; Mao vd., 2024; Kyaw vd., 2024; Heintze vd., 2008).

### Klinik çıkarım

Kanıtların çoğunluğu, tekniğe duyarlılığın, özellikle polisaj kalitesi, oklüzal kontaklar ve bakımın, mine aşınması sonuçlarının başlıca belirleyicisi olduğunu, zirkonyanın değişmez bir içsel özelliğinden ziyade, göstermektedir (Passos vd., 2014; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Aljomard vd., 2022; Mao vd., 2024; Kyaw vd., 2024).

### Ölçüm ve Metodoloji

#### İn vitro

Disk üstü pim cihazları ve çiğneme simülatörleri, dikey yük ve lateral hareketler, sıklıkla termal döngüyle birlikte, dikey ve hacimsel kaybı ve yüzey pürüzlülüğünü,  $Ra/Rz$ , ölçer.

Konfokal veya beyaz ışık profilometrisi ve SEM veya AFM, aşınma yüzeylerini karakterize etmek için rutin olarak kullanılır (Passos vd., 2014; Heintze vd., 2008).

#### İn vivo

Dökümlerden veya ağız içi yüzeylerden başlangıçta ve kontrol ziyaretlerinde optik veya lazer tarama yapılması ve ardından süperpozisyon ile maksimum ve ortalama kaybın, µm, kantitatif haritalarının elde edilmesi, klinik çalışmalarda standart hale gelmiştir (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Esquivel-Upshaw vd., 2018).

#### Antagonist Aşınmasını En Aza İndirmeye Yönelik Klinik Protokol

##### Malzeme seçimi ve endikasyon

#### Posterior yüksek yük olguları için temel seçim mantığı

Molarlarda, bruksizmde, implant kaynaklı restorasyonlarda ve sınırlı periodontal desteği olan hastalarda 3Y-TZP'yi tercih edin. 3Y-TZP'nin daha yüksek dönüşümle tokluğu, lateral yükler altında mekanik güvenlik payı sağlar. Klinik veriler, polisajlanmış monolitik zirkonyanın, uygun şekilde bitirildiğinde, mine aşınmasını metal seramik ve hatta mine-mine kontrollerle karşılaştırılabilir düzeyde oluşturabildiğini göstermektedir (Stober vd., 2014; Esquivel-Upshaw vd., 2018).

#### Estetik ön planda, orta yük

Translüsensinin zorunlu olduğu ve oklüzal kontakların konservatif tutulabildiği durumlarda 4Y veya 5Y zirkonya kullanın. Kübik zengin malzemelerin çatlak gölgelemesi azaldığından, geniş düzlemsel kontaklardan kaçınılmalı, küçük yuvarlak duraklar hedeflenmeli ve polisaj kalitesi mükemmel olmalıdır. Sistemik ve meta-analitik kanıtlar, antagonist sonuçlarını, kütle sertliğinden veya marka farklılıklarından çok yüzey bitiminin belirlediğini göstermektedir (Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025; Aljomard vd., 2022).

#### Karar ipuçları

Bruksizm, implantlarda azalmış proprioepsiyon veya dar periodontal destek 3Y-TZP seçimini destekler. Yüksek estetik gerektiren, kısa kayma yollarına ve kontrol edilebilir kontaklara sahip vakalar, 4Y veya 5Y zirkonyaya izin verir, yeter ki bitim titiz olsun. Tüm malzeme derecelerinde polisajlanmış zirkonya, yalnızca glaze edilmiş zirkonyadan tutarlı biçimde daha mine dostudur; bu ilişki, in vitro çalışmalarda, bir randomize klinik çalışmada ve

sistemik derlemelerde açıktır (Stober vd., 2014; Passos vd., 2014; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Aljomard vd., 2022; Selvaraj vd., 2021; Dondani vd., 2023).

#### Preparasyon ve minimal kalınlık

##### Hedefler ve sayısal aralıklar

İç hat açılarını yuvarlatılmış tutun ve mikro çatlakları başlatabilecek keskin omuzlardan kaçının. Oklüzal kalınlığı yaklaşık 0,8–1,0 mm, aksiyal kalınlığı 0,5–0,8 mm ve homojen destek sağlayacak şekilde ayarlayın. Yeterli kütle, daha sonra aşındırıcı çıkıntıları başlatabilecek kret mikro kırıklarını azaltır (Bömicke vd., 2024).

#### Gerekçe

Yeterli kalınlık ve yumuşak geçişler, frezeleme ve oklüzal düzeltmeler sırasında kenar kırıklarını en aza indirir. Bu da nihai polisajlı yüzeyin daha stabil kalmasına ve zamanla mineye karşı daha az aşındırıcı olmasına yardımcı olur (Bömicke vd., 2024).

#### Bitim iş akışı

##### Temel ilke

Her oklüzal düzeltme, tam bir klinik polisaj sekansıyla takip edilmelidir. Amaç, yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve yönlü olukları gidermektir. Birçok çalışma, daha düşük Ra değerleri ve işleme çizgilerinin ortadan kaldırılmasının, antagonist mine aşınmasındaki azalma ile ilişkili olduğunu göstermektedir. Tek başına glaze, fonksiyonun erken döneminde pürüzsüzlüğünü kaybetme eğilimindedir (Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025; Aljomard vd., 2022; Tang vd., 2021).

#### Aletler ve materyaller

Yaklaşık 30–40 µm, ince grenli elmas frezler, hafif basınç ve derin yönlü oluklardan kaçınmak için bol su soğutma (Esquivel-Upshaw vd., 2018).

Üç basamaklı zirkonya spesifik kauçuk polisaj lastikleri, kaba, orta, ince, üreticinin önerdiği rpm aralığında, aralıklı temasla kullanılmalıdır.

Yaklaşık 1 µm elmas pat ile son yüksek parlaklık polisajı, keçeli ya da yumuşak bir lastik üzerinde. Bu son geçiş, aksi halde antagonist aşınmasını artıran mikro çizikleri giderir. Kanıtlar, bu “parlatma ile parlaklık” yaklaşımının, tek başına glaze’e göre daha üstün olduğunu göstermektedir (Esquivel-Upshaw vd., 2018; Tang vd., 2021).

#### Adım adım protokol

İnce elmas frez ile, su spreyi altında minimal düzeltme yapın. Yüksek noktaları azaltın, kanal açmayın. Her düzeltme pürüzlülüğü artırır ve polisajla tersine çevrilmelidir (Esquivel-Upshaw vd., 2018).

Makro topografiyi dengelemek için kaba kauçuk polisaj lastiği ile hafif basınç uygulayın.

İşleme çizgilerini ve düzeltme çiziklerini silmek için orta grenli polisaj lastiği kullanın.

Mikro çizikleri kaldırmak ve teslimatta hedeflenen Ra’ya yaklaşmak için ince polisaj lastiği uygulayın.

Camımsı parlaklık elde etmek için yaklaşık 1 µm elmas pat ile son polisajı yapın. Klinik ve laboratuvar çalışmaları, bu bitimin, glaze yalnız yüzeylere göre daha düşük mine aşınması ile ilişkili olduğunu tutarlı biçimde göstermektedir (Tang vd., 2021; Preis vd., 2012; Stawarczyk vd., 2013).

#### Kanıt notu

Polisaj, antagonist koruması için glaze’den üstündür. Düzeltme sonrası polisaj, düzeltme sonrası glaze’den daha fazla mine aşınmasını azaltır ve polisajlanmış zirkonya, veneer porselen ve birçok glaze yüzeyden daha az abrasiftir (Esquivel-Upshaw vd., 2018; Salem vd., 2023; Stawarczyk vd., 2013; Preis vd., 2012; Rupawala vd., 2017).

#### Polisaj kalitesini nasıl doğrulamalı

Güçlü ışık altında taktıl ve görsel inceleme yapın ve yönlü çizgilerin olmamasını doğrulayın. Mevcut olduğunda, klinik profilometre veya dolaylı tarama ile polisaj kalitesini

doğrulayın. Derlemeler, yüzey dokusunu, sertlikten çok antagonist aşınmasının baskın faktörü olarak tanımlamaktadır (Bömicke vd., 2024; Mao vd., 2024; Kyaw vd., 2024).

#### Ne zaman glaze uygulanmalı

Glaze'i yalnızca karakterizasyon veya küçük estetik uyum için ince bir tabaka halinde kullanın. Glaze'e kalıcı pürüzsüz bir tabaka olarak güvenmeyin. Glaze, göreceli olarak erken aşınabilir ve antagonist aşınmasını artıran daha pürüzlü bir alt tabaka ortaya çıkarabilir. Glaze sonrası herhangi bir oklüzal modifikasyon yapılırsa, tam polisaj sekansı tekrarlanmalıdır (Esquivel-Upshaw vd., 2018; Tang vd., 2021; Stawarczyk vd., 2013; Preis vd., 2012).

#### Oklüzal yönetim

##### Amaçlar

Geniş fasetleri küçük, yuvarlak sentrik duraklarla değiştirmek, lateral kayma yollarını kısaltmak ve keskin eğimleri ortadan kaldırmak. Yol uzunluğunu ve temas geometrisini yönetmek, hem iki cisimli hem de üç cisimli abrazyon için fırsatları sınırlar (Stober vd., 2016; Passos vd., 2014; Tian vd., 2025).

##### Protokol

İnce artikülasyon filmi kullanarak küçük, iyi dağıtılmış sentrik kontakları doğrulayın, ardından ekskürsiyonlarda uzun çizgileri kısaltın. Proprioepsiyonun azaldığı bruksizimli ve implant kaynaklı restorasyonlarda, daha küçük kontaklara ve olağanüstü yüzey bitimine yönelin ve gece plağı reçete edin. Klinik çalışmalar, zirkonya polisajlandığında ve oklüzyon kontrol edildiğinde, karşıt mine aşınmasının kabul edilebilir olduğunu göstermektedir (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Esquivel-Upshaw vd., 2018).

##### Aralıklar ve görevler

6–12 ayda bir kontrol planlayın. Matlaşma, mikro kırıklar veya antagonistlerde pürüzlü izler açısından muayene edin ve gerektiğinde seçici yeniden polisaj uygulayın. 6, 12 ve 24 aylık prospektif kohortlar ve bir yıllık randomize çalışma, yüzeyler izlenip sürdürüldüğünde polisajlanmış zirkonya ile mine aşınmasının kabul edilebilir olduğunu desteklemektedir (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Bömicke vd., 2024).

## Dokümantasyon

Aşınmayı kantitatif olarak haritalamak için klinik çalışma metodolojisine uygun biçimde fotoğraflar ve periyodik ağız içi taramalarla süperpozisyon kullanın (Stober vd., 2016; Esquivel-Upshaw vd., 2018).

## Karar ağacı, hızlı seçim rehberi

### Yük profili

Yüksek yük, bruksizm, implant kaynaklı restorasyonlar, sınırlı periodontal destek, posterior bölge: 3Y-TZP seçin, küçük yuvarlatılmış duraklar tasarlayın ve üst düzey polisaj uygulayın (Stober vd., 2014; Bömicke vd., 2024).

Orta yük ve anterior veya premolar bölgelerde yüksek estetik gereksinim: kontaklar konservatif ve polisaj titiz olmak kaydıyla 4Y veya 5Y zirkonya uygundur (Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025).

### Yüzey düzeltildi mi

Evet ise: tüm polisaj sekansını tamamlayın, istenirse yalnızca karakterizasyon için ince glaze ekleyin. Daha sonra yeni düzeltmeler yapılırsa, polisajı tekrarlayın (Esquivel-Upshaw vd., 2018; Tang vd., 2021).

Hayır ise ve laboratuvar bitimi mükemmelse: kısa bir rötuş polisajı yapın ve kontakları doğrulayın.

### Takip

Parafonksiyon mevcut: 6. ayda, ardından yıllık kontroller, gerektiğinde yeniden polisaj.

Parafonksiyon yok: yıllık kontroller tipiktir, herhangi bir oklüzal değişiklik sonrası polisaj tekrarlanır (Stober vd., 2016; Passos vd., 2014).

## Klinik İçi Hızlı Rehber

### *Monolitik Zirkonya, Antagonist Aşınmasını En Aza İndirme*

### Preoperatif planlama

Malzemeyi yüke göre eşleştirin: yüksek yük altındaki posterior bölgeler ve brüksizm için 3Y-TZP'yi tercih edin; 4Y/5Y'yi, estetiğin ön planda olduğu ve oklüzal kontakların konservatif tutulabildiği durumlarda kullanın ve mükemmel polisaj kalitesini sağlayın.

Fasetler yerine kontak tasarlayın: küçük, yuvarlak sentrik duraklar, kısa kayma yolları ve keskin kretlerden kaçınacak şekilde plan yapın.

#### Diş preparasyonu

Yuvarlak iç açılar ve homojen destek sağlayın. Aşındırıcı kenar kırıklarını sınırlandırmak için oklüzal kalınlığı 0,8–1,0 mm ve aksiyal kalınlığı 0,5–0,8 mm hedefleyin (Bömicke vd., 2024).

#### Prova ve düzeltme protokolü

Yaklaşık 30–40 µm, ince grenli elmas frezler, hafif basınç ve bol su kullanın. Derin oluklardan kaçının. Her oklüzal düzeltme tam polisaj sekansı ile takip edilmelidir (Esquivel-Upshaw vd., 2018).

Düzeltilmiş glaze'i asla polisajsız bırakmayın. Glaze erken aşınabilir ve ortaya çıkan pürüzlü alt tabaka antagonist aşınmasını artırır (Esquivel-Upshaw vd., 2018; Tang vd., 2021; Stawarczyk vd., 2013; Preis vd., 2012).

#### Klinik polisaj sekansı

Kaba zirkonya kauçuk polisaj lastiği: hafif basınç, aralıklı darbeler, iyi soğutma.

Orta polisaj lastiği: işleme çizgilerini gidermek ve genel topografiyi düzleştirmek.

İnce polisaj lastiği: mikro çizikleri azaltmak ve düşük Ra'ya yaklaşmak.

Son parlaklık: keçeli veya yumuşak bir lastik üzerinde yaklaşık 1 µm elmas pat.

Birden fazla in vitro çalışma ve en az bir klinik randomize kontrollü çalışma, daha düşük antagonist mine aşınması için polisajın glaze'e üstün olduğunu desteklemektedir (Passos vd., 2014; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Aljomard vd., 2022).

#### Ne zaman glaze uygulanmalı

Karakterizasyon isteniyorsa, önce polisaj yapın, ince bir glaze uygulayın, ardından sonraki herhangi bir oklüzal düzeltmeden sonra yeniden polisaj yapın. Glaze tek başına uzun dönem pürüzsüzlük için güvenilecek bir yöntem olmamalıdır (Esquivel-Upshaw vd., 2018; Tang vd., 2021).

#### oklüzal yönetim

İnce artikülasyon filmi ile küçük, yuvarlatılmış sentrik durakları doğrulayın. Uzun lateral çizgileri kısaltın ve keskin eğimleri giderin.

Parafonksiyonlu veya implant kaynaklı restorasyonlara sahip hastalarda, daha küçük kontaklara, titiz polisaja yönelin ve gece plağı reçete edin (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Rupawala vd., 2017).

#### Bakım ve dokümantasyon

6–12 ayda bir kontrol planlayın. Antagonistlerde matlaşma, mikro kırıklar veya pürüzlü izleri kontrol edin ve gerektiğinde seçici yeniden polisaj yapın (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Bömicke vd., 2024).

Aşınmayı zaman içinde haritalamak için fotoğraflar veya taramalar kullanmayı düşünün. Klinik kohortlar ve randomize veriler, yüzeyler polisajlanıp oklüzyon kontrol edildiğinde mine aşınmasının kabul edilebilir olduğunu desteklemektedir (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025; Aljomard vd., 2022).

#### Antagonist arayüzü, hedef pürüzlülük ve kanıt

##### Antagonist arayüzü – Teslimatta pratik Ra hedefi – Tercih edilen bitim – Kanıt özetleri

#### Mineye karşı polisajlanmış monolitik zirkonya

Hedef  $\leq 0,2\text{--}0,5\ \mu\text{m}$ . Yaklaşık  $1\ \mu\text{m}$  elmas pat ile çok basamaklı polisaj. Polisajlanmış zirkonya, glaze zirkonyaya göre daha düşük mine aşınması oluşturur ve klinik çalışmalar ile sistematik derlemelerde geleneksel seçeneklerle iyi karşılaştırılır (Stober vd., 2014; Stober vd., 2016; Passos vd., 2014; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Tang vd., 2021; Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025; Aljomard vd., 2022; Selvaraj vd., 2021; Dondani vd., 2023).

#### Mineye karşı yalnız glaze zirkonya

Başlangıçta sıklıkla pürüzsüz, glaze kaybı sonrası pürüzlenme riski. Yalnız glaze yüzeylerden kaçının; glaze renk için kullanılıyorsa ince tutun ve herhangi bir düzeltme sonrası yeniden polisaj yapın. Glaze erken aşınır ve daha pürüzlü alt tabakaları açığa çıkarır; polisajlı zirkonyaya göre daha yüksek antagonist aşınması ile ilişkilidir (Esquivel-Upshaw vd., 2018; Tang vd., 2021; Stawarczyk vd., 2013; Preis vd., 2012; Rupawala vd., 2017; Zenunaj vd., 2025).

#### Düzeltilmiş, polisajsız zirkonya

Çoğunlukla  $> 0,5-1,0 \mu\text{m}$  ve yönlü oluklu. Asla polisajsız bırakmayın; tam polisaj sekansını tamamlayın. Düzeltme olukları iki cisimli abrazyonu artırır. Polisaj, in vitro ve in vivo çalışmalarda mine aşınmasını azaltır (Passos vd., 2014; Esquivel-Upshaw vd., 2018; Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025; Aljomard vd., 2022; Selvaraj vd., 2021; Dondani vd., 2023).

#### Lityum disilikat antagonistleri ve zirkonya

Her iki yüzey de iyi polisajlı tutulmalıdır. Her iki materyal için de düzeltme sonrası polisaj tercih edilir. Zirkonyaya karşı mine aşınması, polisaj sonrası azalır; glaze lityum disilikatta da glaze kaybına ilişkin benzer endişeler vardır (Esquivel-Upshaw vd., 2018; Salem vd., 2023; Rupawala vd., 2017; Mao vd., 2024).

#### Genel klinik içi hatırlatma

Daha düşük Ra, daha az oluk, daha kısa kayma yolları. Antagonist koruması için polisaj, glaze'den üstündür. Sistemik derlemeler ve meta-analizler, yüzey dokusunun antagonist aşınmasında belirleyici olduğunu doğrulamaktadır (Passos vd., 2014; Bömicke vd., 2024; Zenunaj vd., 2025; Aljomard vd., 2022).

#### SONUÇ

Zirkonya ile antagonist aşınması, yüksek derecede tekniğe bağımlıdır. Zirkonya titizlikle polisajlandığında ve uygun oklüzal tasarım ile uygun bakım ile birleştirildiğinde, monolitik zirkonya kontrollü klinik ortamlarda metal seramik ve hatta mine-mine kontaklarla karşılaştırılabilir mine aşınması üretir. Yalnız glaze yüzeyler ve pürüzlü, yetersiz polisajlanmış düzeltmeler, başlıca değiştirilebilir risk faktörleridir ve bunlardan kaçınılmalıdır

KAYNAKÇA

- Aljomard, Y. R. M., Altunok, E. Ç., & Kara, H. B. (2022). Enamel wear against monolithic zirconia restorations: A meta-analysis and systematic review of in vitro studies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(3), 473–489.
- Amarante, J. E. V., et al. (2020). Effect of hydrothermal aging on dental zirconia with different yttria levels. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 104, 103640.
- Bömicke, W., et al. (2024). Prospective clinical study of enamel wear caused by monolithic zirconia versus natural antagonists. *BMC Oral Health*, 24, 106.
- da Silva, A. O., et al. (2022). Translucency and mechanical behavior of partially stabilized zirconia. *Scientific Reports*, 12, Article 000000.
- Dondani, J. R., Pardeshi, V., Gangurde, A., Shaikh, A., Mahule, A., & Deval, P. (2023). Comparative evaluation of wear of natural enamel antagonist against glazed and polished monolithic zirconia crowns: An in vivo study. *International Journal of Prosthodontics*, 36(3), 273–281.
- Elzoughary, A. A., et al. (2024). Hydrothermal aging: Optical consequences in zirconia. *Journal of Prosthetic Dental Medicine*, 000, 000–000.
- Esquivel-Upshaw, J. F., et al. (2018). Randomized clinical study of wear of enamel antagonists against polished monolithic zirconia crowns. *Journal of Dentistry*, 72, 42–47.
- Güntekin, N., et al. (2025). Mechanical and optical properties after high-speed and repeated sintering of multilayer zirconias. *Materials*, 000, 000–000.
- Harai, T., et al. (2023). Low-temperature degradation of Y-TZP: Mechanisms and mitigation. *Dental Materials*, 000, 000–000.
- Heintze, S. D., Cavalleri, A., Forjanic, M., Zellweger, G., & Rousson, V. (2008). Wear of ceramic and antagonist: A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dental Materials*, 24(4), 433–449.
- International Organization for Standardization. (2015). ISO 13356:2015. Implants for surgery: Ceramic materials based on Y-TZP (requirements and test methods). ISO.
- Inokoshi, M., et al. (2023). Layer characteristics in strength-gradient multilayered yttria-stabilized zirconia. *Journal of the American Ceramic Society*, 000, 000–000.
- Janyavula, S., Lawson, N. C., Syklawer, S., McLaren, E. A., & Burgess, J. O. (2013). The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 22–29.
- Kelly, J. R., & Denry, I. L. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dental Materials*, 24(3), 289–298.

- Kongkiatkamon, S., et al. (2023). Current classification of zirconia in dentistry. *Journal of Dental Sciences*, 000, 000–000.
- Kyaw, O., et al. (2024). Tribological aspects of enamel wear caused by zirconia and lithium disilicate antagonists: Influencing factors and mechanisms. *Journal of Prosthodontic Research*, 68(4), in press.
- Lawson, N. C., Janyavula, S., Syklawer, S., McLaren, E. A., & Burgess, J. O. (2014). Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing, and glazing. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1586–1591.
- Mao, Z., et al. (2024). Antagonist enamel tooth wear produced by different dental ceramic systems: Systematic review and network meta-analysis of controlled clinical trials. *Journal of Prosthodontic Research*, 68(3), in press.
- Moncayo, A. M. A., et al. (2023). State of the art of different zirconia materials and their applications in dentistry. *Materials*, 000, 000–000.
- Passos, S. P., Torrealba, Y., Major, P., Linke, B., Flores-Mir, C., & Nychka, J. A. (2014). In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: A systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 23(8), 593–601.
- Preis, V., Behr, M., Handel, G., Schneider-Feyrer, S., Hahnel, S., & Rosentritt, M. (2012). Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 10, 13–22.
- Rupawala, A., Musani, I., Madan, A., Tewary, S., Al Attar, Y., & Kheur, M. (2017). A study on the wear of enamel caused by monolithic zirconia and other modern restorative materials: An in vitro study. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(4), 270–277.
- Salem, R., et al. (2023). Randomized controlled clinical trial of wear characteristics: Lithium silicate vs monolithic zirconia crowns (1-year). *Journal of Osseointegration*, 15(3), 181–189.
- Selvaraj, U., et al. (2021). Evaluation of the wear of glazed and polished zirconia crowns opposing natural enamel: 1-year clinical results. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 126, 52–57.
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Schmutz, F., Trottmann, A., Roos, M., & Hämmerle, C. H. F. (2013). Two-body wear of monolithic, veneered, and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(1), 102–112.
- Stober, T., Bermejo, J. L., Rammelsberg, P., & Schmitter, M. (2014). Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41(4), 314–322. <https://doi.org/10.1111/joor.12139>
- Stober, T., Bermejo, J. L., Rammelsberg, P., & Schmitter, M. (2016). Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 43(9), 621–629. <https://doi.org/10.1111/joor.12409>

- Tang, Z., et al. (2021). Quantitative analysis on the wear of monolithic zirconia. *BMC Oral Health*, 21, 98.
- Tian, J., et al. (2025). Surface treatments and resistance to low-temperature degradation in dental zirconia. *Materials*, 000, 000–000.
- Vardhaman, S., et al. (2024). Optical and mechanical properties of multi-transition zirconia. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 000, 000–000.
- Woraganjanaboon, P., et al. (2025). Two-year clinical trial of enamel wear opposing 5Y-TZP and lithium disilicate crowns. *Journal of Dentistry*, 000, in press.
- Zenunaj, G., et al. (2025). Enamel wear caused by glazed monolithic zirconia antagonists after three months. *Annali di Stomatologia*, 5(1), 48–55.

# BÖLÜM 3

---

## İMLANT ÜSTÜ HAREKETLİ PROTEZLERDE TUTUCU SİSTEMLER

*Eda Pınar ABA<sup>1</sup>, Çağlar BİLMENOĞLU<sup>2</sup>*

---

<sup>1</sup> Araştırma Görevlisi, Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID: 0009-0004-8776-5627

<sup>2</sup> Doç. Dr., Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID: 0000-0002-2580-9899

## GİRİŞ

Tam dişsizlik vakalarının protetik rehabilitasyonunda, implant üstü hareketli protezler, geleneksel tam protezlere kıyasla belirgin fonksiyonel ve biyomekanik avantajlar sunması nedeniyle öngörülebilir bir tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. Özellikle iki veya daha fazla implant ile desteklenen alt çene hareketli protez uygulamalarının yüksek hasta memnuniyeti, üstün stabilite ve gelişmiş çiğneme etkinliği sağladığı, literatürde doğrulanmıştır (Sadowsky, 2001; Thomason ve ark., 2012). Klinisyenin vakaya özgü protetik gereksinimlere en uygun tutucu ataşmanı seçmesi bu tedavilerin başarısını artıran kritik bir unsurdur. Ancak güncel araştırmalar, tutucu sistem seçiminin yalnızca protezin retansiyonu ve stabilitesi üzerinde değil, aynı zamanda implant çevresi sert ve yumuşak dokuların uzun dönem sağlığı üzerinde de doğrudan belirleyici etkileri olduğunu ortaya koymaktadır (Aldhohrah ve ark., 2021).

## TUTUCU SİSTEMLERİN GENEL SINIFLANDIRILMASI VE SEÇİM KRİTERLERİ

İmplant üstü hareketli protezlerde en sık kullanılan başlıca tutucu sistemler; top başlı, locator, bar ve mıknatıs ataşmanlardır (Lavery ve ark., 2017). Bu sistemler retatif kuvvet düzeyleri, stres dağılım mekanizmaları, bakım gereksinimleri ve peri-implant dokular üzerindeki biyomekanik etkileri açısından farklılık göstermektedir (Elsyad ve ark., 2020; Mirchandani ve ark., 2021).

Bu tutucu sistemler, implantlar arası bağlantının rijitliğine göre genel olarak iki ana gruba ayrılır:

**1. Non-Splinted (Bağımsız) Sistemler:** Top başlı, locator ve mıknatıs ataşmanları içerir. Bu sistemler, proteze bir miktar reziliens ve fizyolojik hareket imkanı sunmaktadır.

**2. Splinted (Bar Tipi) Sistemler:** İmplantlar arasında rijit bir bar bağlantısı oluşturarak oklüzal yüklerin daha geniş bir alana yayılmasını sağlamaktadır.

Tutucu sistem seçimi; kemiğin kalitesi, implant pozisyonu, interoklüzal mesafe, hastanın el becerisi ve protetik beklentileri gibi çok yönlü klinik değişkenlere göre hastaya özgü olarak yapılmalıdır (Mirchandani ve ark., 2021). Literatür, retansiyon düzeyi arttıkça implantlara aktarılan stresin de artma eğiliminde olduğunu gösterdiğinden (Yang ve ark., 2011), klinik kararlar yalnızca tutuculuğu değil, uzun dönem biyomekanik davranışı ve peri-implant sağlığı da dikkate alarak verilmelidir (Elsyad ve ark., 2020). Güncel çalışmalar, yüksek hasta memnuniyeti, bakım kolaylığı ve düşük komplikasyon oranları nedeniyle locator ve top başlı ataşmanların alt çene hareketli protezlerde ilk tercih olarak öne çıktığını göstermektedir (Brandt ve ark., 2021; de Albuquerque ve ark., 2019).

## NON-SPLINTED (BAĞIMSIZ) TUTUCU SİSTEMLER

Bağımsız sistemler, implantlar arasında herhangi bir mekanik bağlantı içermeyip, retansiyonu her implant üzerine yerleştirilen bağımsız tutucu elemanlar aracılığıyla sağlamaktadır.

## Top Başlı (O-Ring) Ataşmanlar

Top başlı ataşmanlar, genellikle küresel erkek parça (patris) ve buna uyumlu elastomer O-ring yuvasından (matris) oluşan basit, ekonomik ve yaygın sistemlerdir. Elastomer parça, proteze hafif reziliensli bir hareket imkânı sunarak çiğneme sırasında streslerin daha dengeli dağılmasına yardımcı olmaktadır. Bu sistemlerin avantajları arasında yüksek primer retansiyon, kolay hijyen ve yüksek hasta memnuniyeti yer almaktadır (Sadowsky, 2001).

Bununla birlikte, implantların paralel olmadığı durumlarda erkek parça üzerine binen lateral kuvvetler artmakta ve bu durum O-ring deformasyonuna veya ataşman kırığına neden olabilmektedir. Düzenli bakım ve O-ring değişimi, sistemin en önemli dezavantajı olarak kabul edilmektedir (Winkler ve ark., 2002).

## Locator Ataşmanlar

Locator sistemleri, özellikle sınırlı dikey boyuta sahip vakalarda avantaj sağlayan self-aligning (kendi kendine hizalama) mekanizması ile karakterize edilir. Bu sistemler, implantlar arası 30–40°'ye varan açısall sapmaları tolere edebilmektedir (Tallarico ve ark., 2023). Retansiyon, renk kodlu plastik matrisler aracılığıyla sağlanır ve farklı retansiyon seviyeleri mevcuttur. Retansiyonun kolay ayarlanabilir olması ve hijyenin rahat sağlanması, özellikle ileri yaş ve el becerisi düşük bireylerde önemli avantajlar sunmaktadır. Literatürde locator, hasta konforu ve adaptasyon süresi açısından en başarılı sistemlerden biri olarak değerlendirilmektedir (Sadowsky, 2001; Thomason ve ark., 2012). Ancak plastik parçaların daha hızlı deformasyon gösterdiği ve top başlı sistemlere kıyasla daha sık bakım gerektirdiği bildirilmiştir (Alsabeeha ve ark., 2011).

## Mıknatıs Ataşmanlar

Mıknatıs sistemler; düşük dikey boyut, kolay konumlandırma ve lateral kuvvetlerin minimal iletimi avantajlarını sunmaktadır. Bu sistemler protezin dikey yönde stabil olmasını sağlasa da lateral kuvvetlere karşı zayıf kalmaktadır (Sadowsky, 2001). Zamanla mıknatıs ataşmanın tutuculuğunun azalması, korozyon ve retansiyonun diğer bağımsız sistemlere göre düşük olması gibi dezavantajlar nedeniyle kullanımı sınırlıdır (Lavery ve ark., 2017; Mirchandani et al., 2021). Mıknatıs ataşmanlar, daha çok ileri yaş ve motor becerisi zayıf hastalarda alternatif bir seçenek olarak değerlendirilmektedir.

## SPLINTED (BAR TİPİ) TUTUCU SİSTEMLER

Bar ataşmanlar, implant üstü hareketli protezlerde iki veya daha fazla implantın rijit bir bar aracılığıyla birbirine bağlandığı ve protezin bu bara klipsler, rider'lar veya manşonlar aracılığıyla tutunduğu birbirine bağımlı sistemlerdir.

### Bar Tipleri

Bar ataşmanlar, klinik gereksinime göre farklı tasarımlara sahiptir:

- **Hader Bar:** Tutucu grubunda bulunan tek parça barın menteşe hareketini sağlayan yarı hassas tutuculardır. Eğik yüzeyli özel profili sayesinde klipslerin güvenli tutunmasını sağlar

ve yüksek retansiyon sunarak alt çene implant üstü hareketli protezlerde sıkça tercih edilir (El-Sayed ve ark., 2022).

- **Dolder Bar:** Oval tipi, çiğneme sırasında protezin dikey yönde minimal hareketine izin vererek stres kırıcı etki gösterir; paralel tipi ise daha rijit bir bağlantı sağlar (Tokuhisa ve ark., 2003).

## **Biyomekanik Özellikler**

Bar sistemlerinin temel amacı, implantlar arası yük dağılımını optimize etmek, protez stabilitesini artırmak ve implantlara gelen lateral kuvvetleri azaltmaktır (Cehreli ve ark., 2010). Bar, implantlar arasında bir köprü oluşturarak kuvvet paylaşımı sağlamakta, rotasyonel hareketleri azaltmakta ve tek implant üzerine aşırı yük binmesini engellemektedir (Cehreli ve ark., 2010; Tokuhisa ve ark., 2003). Bu sistemler, en yüksek stabiliteyi sunan implant üstü hareketli protez sistemi olarak kabul edilir. Bar sistemleri, özellikle yumuşak doku desteğinin zayıf olduğu üst çene gibi bölgelerde başarı oranını artırıp protezin rotasyonel devrilme momentini minimal düzeyde tutmaktadır (Feine ve ark., 2002). Ayrıca, bar yapısının implantları bağlaması, uzun ark formuna sahip hastalarda protez hareketini belirgin şekilde azaltmaktadır.

Dezavantajları ise bar altındaki boşluklar nedeniyle hijyen açısından en zor sistem olarak değerlendirilmekte olup, plak birikimine ve mukozal inflamasyona açıktır (Cehreli ve ark., 2010). Üretim maliyetleri diğer sistemlere göre daha yüksektir. Dişi parçalar zamanla aşınmakta ve periyodik olarak değiştirilmesi gerekmektedir (Elsyad ve ark., 2022).

## **TUTUCU ATAŞMAN SEÇİMİNİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER**

### **İnteroklüzal Mesafe**

İmplant üstü hareketli protezlerin tasarımında interoklüzal mesafe, seçilecek tutucu sistemin biyomekanik davranışını, retansiyon düzeyini ve protezin uzun dönem başarısını belirleyen kritik bir parametredir. İnteroklüzal mesafe; ataşmanın yüksekliği, matris-patris kombinasyonunun çalışma mesafesi, akrilik kalınlığı ve yapay dişlerin konumlanması için gerekli toplam dikey alanı ifade etmektedir. Yetersiz interoklüzal mesafenin hem mekanik komplikasyonları artırdığı hem de tutucu sistemin optimal çalışmasını engellediği bildirilmiştir (Burns ve Unger, 2022).

İnteroklüzal mesafe yalnızca mekanik tasarımı değil, biyomekanik stres transferini de etkilemektedir. Yeterli mesafe sağlanamadığında retansiyon kuvveti arttıkça implant boyun bölgesine daha fazla stres aktarıldığı ve bu durumun peri-implant kemik kaybını hızlandırabileceği raporlanmıştır (Frantz ve ark., 2023). Bu nedenle interoklüzal mesafenin kaydı, implant açıları ve protezin dönme ekseninin analiz edildiği kapsamlı bir protetik değerlendirme ile birlikte yapılmalıdır.

Klinik açıdan interoklüzal mesafenin değerlendirilmesi tanı modeli oluşturma ve radyografik cerrahi kılavuzların kombinasyonu ile yapılmalıdır (Sadowsky,2001). Yetersiz interoklüzal mesafe durumunda üç temel çözüm önerilmektedir: daha düşük profilli tutucu sistem seçimi, implant pozisyonunun dijital planlama ile optimize edilmesi ve bar tasarımının inceltilmesi

yerine bağımsız sisteme geçilmesi (Burns ve Unger, 2022). Sonuç olarak interoklüzal mesafe, implant üstü hareketli protez uygulamalarında sistem seçiminin merkezinde yer almaktadır. Yetersiz dikey mesafe varlığında düşük profilli bağımsız sistemler daha öngörülebilir sonuç verirken, yeterli mesafe sağlanan vakalarda bar sistemleri fonksiyonel stabilite ve yük dağılımı açısından avantaj sağlayabilmektedir (Mericke-Stern, 1998; Sadowsky, 2001).

### **Bağımsız Sistemlerde İnteroklüzal Mesafe**

Bağımsız sistemlerde interoklüzal mesafe genellikle daha düşüktür. Top başlı ataşmanlar ortalama 10–12 mm interoklüzal mesafe ile güvenli biçimde kullanılabilen ve bu nedenle özellikle alt çene ön bölgede kemik seviyesi düşük hastalarda tercih edilmektedir (Cehreli ve ark., 2010). Locator sistemleri ise düşük profilli tasarımları sayesinde yaklaşık 8–10 mm interoklüzal mesafe ile çalışabilmektedir (Lee ve Sohn, 2020). OT-Equator sistemi 2.1–2.5 mm ultra-düşük profili ile sınırlı dikey mesafenin bulunduğu vakalarda önemli avantaj sağlamaktadır (Tallarico ve ark., 2023). Locator R-Tx gibi yeni nesil sistemlerin implantların açısına toleransı yüksekken düşük profil yapıyı koruması, bu sistemleri restoratif açıdan daha esnek hâle getirmektedir (Lee ve Sohn, 2020).

### **Barlı Sistemlerde İnteroklüzal Mesafe**

Bar sistemleri ataşman, bar gövdesi ve klips kombinasyonundan oluştuğu için daha fazla interoklüzal mesafe gerektirmektedir. Bar tutuculu hareketli protezler için güvenli mesafenin 13–15 mm altında olmaması gerektiği, aksi durumda kırık riski, hijyen problemi ve stabilite kaybının arttığı bildirilmektedir (Sadowsky ve Caputo, 2000). Bar yüksekliğinin azaltılması protez tabanının zayıflamasına ve klips tutuculuğunun erken kaybına yol açabilmektedir (Tallarico ve ark., 2023).

### **İmplant Sayısı, Dağılımı ve Konumlandırmanın Tutucu Sistem Performansına Etkisi**

İmplant üstü hareketli protezlerde tutucu sistemlerin performansı yalnızca ataşman türüne değil, aynı zamanda implant sayısı, ön arka yük dağılımı ve yerleştirilme açısına doğrudan bağlıdır. Klinik araştırmalar, hareketli protezlerin başarısının belirleyicilerinden birinin implantların doğru konumlandırması olduğunu göstermektedir (Liao ve ark., 2024; Roccuzzo ve ark., 2012).

### **İmplant Sayısının Etkisi**

Alt çenede iki implant ile desteklenen hareketli protezlerde, McGill ve York konsensüs raporlarında tam dişsiz mandibula için "ilk tedavi alternatifi" olarak kabul edilmektedir (Feine ve ark., 2002). İki implant, özellikle top başlı ve Locator gibi bağımsız sistemlerde yeterli tutuculuk ve stabilite sağlamaktadır (Thomason ve ark., 2012). Bununla birlikte, üç veya dört implant kullanımı özellikle üst çenede tutuculuğu ve yük dağılımını klinik olarak anlamlı şekilde artırabilmektedir (Roccuzzo ve ark., 2012).

İki implantlı tasarım yeterli tutuculuk ve daha az komplikasyon seviyesi sunarken, üç veya dört implantlı tasarımlar daha dengeli yük paylaşımı ve daha az matris deformasyonu sağlamaktadır. Dörtten fazla implant kullanımı ise genellikle hareketli protez yerine sabit protez planlanmaktadır.

Üst çenede kemik kalitesinin alt çeneye kıyasla daha düşük olması ve palatal yumuşak doku hareketliliği nedeniyle, iki implantlı hareketli protezlerin başarı oranı alt çeneye göre daha düşüktür. Bu nedenle üst çene hareketli protezlerde en az dört implant ve bar tasarım önerilmektedir (Roccuzzo ve ark., 2012).

### **Ön Arka Yönlü İmplant Yerleşim Etkisi**

İmplantların birbirine çok yakın veya çok uzak konumlandırılması ataşmanın biyomekaniğini değiştirmektedir. Fazla yakın yerleştirilen implantlarda retansiyon azalabilmekte ve prostetik bileşenler arasındaki paralellik bozulabilmektedir. Uzak yerleştirilen implantlarda ise protezin rotasyon eksenini artmakta ve bu durum matrislerin daha hızlı aşınmasına yol açabilmektedir (Mirchandani ve ark., 2021).

Sonlu elemanlar analiz çalışmalarında geniş ön arka yayılımının hem mukozal destek hem de implant yük dağılımını dengelediği bildirilmiştir (Liao ve ark., 2024). Bu nedenle alt çenede implantların interforaminal bölgede, kanin veya birinci premolar bölgelerine yerleştirilmesi önerilmektedir.

### **İmplant Açısının Etkisi**

İmplant açısı, özellikle barlı sistemlerde retansiyon ve stres dağılımını doğrudan etkileyen kritik bir faktördür. Paralel implantlar daha öngörülebilir retansiyon sağlarken, 10–20° sapmalar Locator gibi self-aligning(kendi kendini hizalama) sistemlerde tolere edilebilmektedir. Ancak 30° ve üzeri açılı implantlarda geleneksel top başlı ataşmanlarda retansiyon kaybı ve matris deformasyonu belirgin şekilde artmaktadır (Sultana ve ark., 2017).

Paralelligi iyi olmayan implantlarda hareketli proteze tek taraflı yüklenme eğilimi göstermektedir. Bu durum matrislerde erken yorgunluk, insert kırılması ve retansiyon düşüşü ile ilişkilendirilmiştir (Frantz ve ark., 2023). Açılanma arttıkça peri-implant kemikte stres artışı gözlenmekte ve bar sistemleri açılanma kaynaklı yük dengesizliklerini kısmen kompanse edebilmektedir (Liao ve ark., 2024).

Alt çenede iki implant ile paralel konumlandırma, bağımsız tutucu sistemler için genellikle yeterli performans sağlamaktadır. Üst çenede ise yumuşak doku hareketi ve daha zayıf kemik kalitesi nedeniyle üç veya dört implant ile bar tasarımları tercih edilmektedir (Feine ve ark., 2002; Sadowsky, 2001; Mericske-Stern, 1998).

## **YENİ NESİL VE GELİŞEN TUTUCU SİSTEMLER**

İmplant üstü hareketli protezlerde tutucu sistemlerin gelişimi, geleneksel mekanik çözümlerden, daha dayanıklı, daha az bakım gerektiren ve dijital olarak üretilen modern tasarımlara doğru ilerlemektedir.

### **PEEK–PEKK Tabanlı Tutucular**

Poliarileterketon (PAEK) grubu polimerler (PEEK ve PEKK), yüksek aşınma direnci, düşük özgül ağırlık ve biyouyumluluk özellikleriyle hareketli protez matris materyali olarak öne

çıkmiştir. Bu materyaller, yüksek elastik modül sayesinde metal matrise göre daha kontrollü tutuculuk sağlamakta ve aşınma direncinin yüksek olması uzun dönemde bakım ihtiyacını azaltmaktadır (Frantz ve ark., 2023). Tallarico ve arkadaşları (2023) tarafından yapılan çalışmada, PEKK matrislerin retansiyon kaybı oranının plastik matrislere kıyasla daha yavaş olduğu ve uzun dönem testler sonunda klinik kabul edilebilir tutuculuğu koruduğu bildirilmiştir. PEEK temelli tutucuların, plastik matrislere göre daha yüksek primer retansiyon ve uzun dönem stabilitesi sunduğu raporlanmıştır (Nassar ve Abdelaziz, 2022). Ayrıca sonlu elemanlar analiz çalışmaları, PEEK tabanlı tutucuların yük aktarımını implant boyun bölgesine daha az ileterek stres dağılımını iyileştirdiğini göstermiştir (Frantz ve ark., 2023).

### **Dijital Üretim Teknikleri ve 3B Baskı**

CAD/CAM sistemleri, hem bar hem de tutucu bileşenlerin mikron düzeyinde hassas uyumla üretilmesini sağlamıştır. Son yıllarda yaygınlaşmıştır. Üretim hassasiyeti yüksektir; bu, mekanik komplikasyonları (vida gevşemesi, kırık) azaltmakta ve adaptasyonu arttırmaktadır (Alqutaibi ve ark., 2023).

Dijital üretimin getirdiği avantajlar; aşınmanın azalması, tekrarlanabilirliğin matris insertlerinin aynı retansiyon değerleriyle yeniden üretilmesi ve komplikasyon oranlarının geleneksel döküm sistemlere kıyasla daha düşük olmasıdır (El-Sayed ve ark., 2022). Son yıllarda 3B baskı ile matris üretimi mümkün hâle gelmiştir. 3B baskı, düşük maliyet, hızlı prototipleme ve hastaya özel geometrilerin oluşturulması sayesinde, özellikle aşırı açılı implantlarda retansiyon yüzeylerinin optimize edilebilmesine olanak tanımaktadır. Kostunov ve arkadaşları (2023), 3B baskı ile üretilen matrislerin retansiyon performansının klasik plastik insertlere benzer olduğunu bildirmiştir.

### **Açılı İmplantlara Toleranslı Tasarımlar**

İleri kemik rezorpsiyonu olan ve implantların paralel yerleştirilemediği vakalarda, açılı implantlara toleranslı sistemler kritik öneme sahiptir. Yeni nesil tasarımlar, 40°–60°'ye kadar implant açılanmasını tolere eden matrix-patrix tasarımları ve esnek polimer matrisler sayesinde self-aligning(kendi kendine hizalama) mekanizmayı desteklemektedir (Cehreli ve ark., 2010; Schneider ve ark., 2016; Rutkunas ve ark., 2017).

- **Locator R-Tx Sistemi:** Klasik locatorun güncellenmiş versiyonu olan R-Tx, implantlar arasında 60°'ye kadar toplam açılanma farkını tolere edebilen önemli bir gelişmedir. Titanyum-nitrid (TiN) kaplı matrisler aşınmaya karşı daha yüksek direnç gösterir ve kendi kendini hizalama mekanizması sayesinde hasta protezini daha rahat takıp çıkarabilmektedir (Lee ve ark., 2023).

- **OT-Equator Sistemi:** Minimal profil tasarımı (2.1–2.5 mm) olan bu sistem, 30–60° arası implant açılanmalarında stabil retansiyon sağlayabildiği için özellikle interoklüzal mesafesi düşük ve belirgin posterior kemik rezorpsiyonu olan vakalarda tercih edilmektedir (Tallarico ve ark., 2023).

## Tutucu Sistemlerde Kullanılan Polimerlerin Rolü

Tutucu sistemlerin uzun dönem performansı, matris materyalinin aşınma direnci, elastikiyet modülü ve deformasyon eğilimi ile doğrudan ilişkilidir (Mirchandani ve ark., 2021).

- **Naylon ve Zytel:** Locator tipi tutucularda en yaygın kullanılan polimerlerdir. Yüksek elastikiyetleri sayesinde kendi kendini hizalama davranışını desteklese de zamanla belirgin deformasyon göstererek sık değişim gerektirir (Mirchandani ve ark., 2021).
- **POM (Polyoxymethylene):** Yüksek elastikiyet modülü sayesinde bar kliplerinde sıkça kullanılır. Literatüre göre POM klipler, metal kliplere kıyasla daha az retansiyon kaybı gösterir ve stabilite sunar (Alsabeeha ve ark., 2011; Mirchandani ve ark., 2021).
- **PEEK/PEKK:** Yarı kristalin polimerler olup, yüksek aşınma direnci, boyutsal stabilite ve yük taşıma kapasitesi sunmaktadır (Abdelaziz ve ark., 2020; Najeeb ve ark., 2016). PEEK temelli tutucuların retansiyon kaybının naylon matrislere göre daha sınırlı olduğu bildirilmiştir (Nassar ve Abdelaziz, 2022).

## Retansiyon, Stres Dağılımı ve Mekanik

Kapsamlı Sonlu Eleman Analizi (FEA) çalışmaları, retansiyon kuvveti arttıkça implant boynu ve kortikal kemik bölgesine aktarılan streslerin de aynı oranda yükseldiğini göstermektedir (Idzior-Haufa ve ark., 2021). Rijit bağlantı karakteri taşıyan top başlı tutucu ve bar sistemleri lateral kuvvetler altında daha yüksek stres birikimine yol açarken; locator ve equator gibi reziliensli sistemler daha düşük lateral stres değerleri sergilemektedir (Aroso ve ark., 2016). İmplant açıları, retansiyon ve stres dağılımında kritik bir faktördür. 20–40° arasındaki açılmalarda locator tarzı kendi kendini hizalayan sistemlerin retansiyon kaybını minimize ettiği, buna karşılık top başlı tutucu sistemlerde stres birikiminin belirgin yükseldiği raporlanmıştır (Sultana ve ark., 2017). Randomize kontrollü klinik çalışmalar, primer retansiyonu yüksek sistemlerin daha sık bakım gerektirdiğini, orta seviyede retansiyon sunan sistemlerin ise daha dengeli stres transferi ve daha uzun süre stabil performans gösterdiğini belirtmektedir (de Albuquerque ve ark., 2019).

## İmplant Çevresi Doku Sağlığı

Tutucu sistem tipi, implant çevresi dokuların biyolojik yanıtını ve marjinal kemik kaybını doğrudan etkiler. Bar sistemleri, bar altındaki hijyen zorluğu nedeniyle daha yüksek plak birikimi ve mukozal inflamasyon bildirilmiştir (El-Sayed ve ark., 2018). Locator ve Equator sistemleri ise, düşük profil ve kolay temizlenebilirlik sayesinde genellikle daha düşük plak skorları ile ilişkilendirilmiştir. 1–5 yıllık takip çalışmalarında Locator sistemlerdeki marjinal kemik kaybının bar sistemlerine göre daha düşük olduğu raporlanmıştır (Kostunov ve ark., 2023).

Bağımsız sistemlerde en sık görülen sorun matris deformasyonudur ve yıllık matris değişimi standart bakım protokolü olarak önerilmektedir (Cehrelı ve ark., 2010). Bar sistemlerinde ise düzenli profesyonel temizlik, yüksek periimplant mukozitis riski nedeniyle kritik önem taşımaktadır (Lee ve ark., 2023).

## Hasta Memnuniyeti

Ağız sağlığına bağlı yaşam kalitesi ölçümlerinde, tutuculuk düzeyi ve kullanım kolaylığı yüksek sistemler daha iyi sonuçlar vermektedir. Locator sistemleri, kullanım kolaylığı ve düşük profil tasarımı nedeniyle özellikle ileri yaş hastalarda yüksek memnuniyet sağlamaktadır (Kostunov ve ark., 2023). Bar sistemleri çiğneme fonksiyonu ve güven hissi açısından yüksek skorlar verse de, hijyen zorluğu memnuniyeti azaltabilmektedir (El-Sayed ve ark., 2022). Literatür, Locator ataşmanlarının ağız sağlığına bağlı yaşam kalitesi açısından en dengeli sonuçları sunduğunu, ancak bu sistemlerde gerekli olan bakım sıklığının hasta memnuniyetini önemli ölçüde etkileyebildiğini göstermektedir (Frantz ve ark., 2023).

## SONUÇ

İmplant üstü hareketli protezlerde tutucu sistem seçimi; hastanın anatomik yapısı, beklentileri, protez temizlenebilirliği ve ekonomik durumu göz önünde bulundurularak kişiselleştirilmiş, kanıta dayalı bir değerlendirme gerektirmektedir.

Gelecekte, dijital üretim teknolojilerinin (CAD/CAM, 3D baskı) ve PEEK/PEKK tabanlı ataşmanların yaygınlaşmasıyla bakım gereksinimlerinin azalması ve implantlara aktarılan stres dağılımının daha öngörülebilir hale gelmesi beklenmektedir. Ayrıca sonlu eleman analiz tabanlı bireyselleştirilmiş simülasyonlar yoluyla hastaya özel retansiyon değerlerinin belirlenmesi mümkün olacaktır (Tallarico ve ark., 2023). Kanıtlar, doğru sistem seçimi yapıldığında, implant üstü hareketli protezlerin fonksiyon ve hasta memnuniyeti açısından güvenilir ve uzun ömürlü bir çözüm sunduğunu göstermektedir.

**KAYNAKLAR**

- Abdelaziz, M. S., Fawzy, A. M., Ghali, R. M., & Nassar, H. I. (2023). Retention of different attachment systems for digitally designed mandibular implant overdenture. *Journal of Prosthodontics*, 32(2), 162–169. <https://doi.org/10.1111/jopr.13516>
- Aldhohrah, T., Mashrah, M. A., & Wang, Y. (2022). Effect of 2-implant mandibular overdenture with different attachments and loading protocols on peri-implant health and prosthetic complications: A systematic review and network meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(6), 832–844. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.05.011>
- Alghauli, M., Alqutaibi, A. Y., Wille, S., & Kern, M. (2024). 3D-printed versus conventionally milled zirconia for dental clinical applications: Trueness, precision, accuracy, biological and esthetic aspects. *Journal of Dentistry*, 144, 104925. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104925>
- Alsabeeha, N. H. M., Payne, A. G. T., De Silva, R. K., & Thomson, W. M. (2011). Mandibular single-implant overdentures: Preliminary results of a randomized controlled trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clinical Oral Implants Research*, 22(3), 330–337. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02004.x>
- Aroso, C., Silva, A. S., Ustrell, R., Mendes, J. M., Braga, A. C., Berastegui, E., & Escuin, T. (2016). Effect of abutment angulation on retention and durability of three overdenture attachment systems: An in vitro study. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 21–29. <https://doi.org/10.4047/jap.2016.8.1.21>
- Burns, D. R., & Unger, J. W. (2022). Prosthodontic parameters influencing attachment selection in implant overdentures. *Journal of Prosthodontics*, 31(4), 345–352. <https://doi.org/10.1111/jopr.13717>
- Cehreli, M. C., Karasoy, D., Kökat, A. M., Akça, K., & Eckert, S. E. (2010). Systematic review of prosthetic maintenance requirements for implant-supported overdentures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 25(1), 163–180.
- Cehreli, M. C., Karasoy, D., Kökat, A. M., Akça, K., & Eckert, S. E. (2010). A systematic review of marginal bone loss around implants retaining or supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2), 266–277. <https://doi.org/10.11607/jomi.25.2.266>
- de Albuquerque Jr., R. F., Fromentin, O., Lassauzay, C., & Pereira Saraiva, M. C. (2019). Patient satisfaction versus retention of implant overdentures with two attachment systems: A randomized trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(1), 21–31. <https://doi.org/10.1111/cid.12675>
- El-Sayed, E. K., & Elsyad, M. A. (2022). Complication rates in CAD/CAM versus conventionally cast bar attachments for maxillary implant overdentures. *Journal of Prosthodontics*, 31(6), 520–528. <https://doi.org/10.1111/jopr.13571>

- Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., Head, T., Heydecke, G., Lund, J. P., MacEntee, M., Mericske-Stern, R., Mojon, P., Morais, J. A., Naert, I., Payne, A. G. T., Penrod, J., Stoker, G. T., Tawse-Smith, A., Taylor, T. D., Thomason, J. M., Thomson, W. M., & Wismeijer, D. (2002). The McGill consensus statement on overdentures: Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*, 19(1), 3–4. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2002.00003.x>
- Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., Head, T., Lund, J. P., MacEntee, M., Mericske-Stern, R., Mojon, P., Morais, J., Naert, I., Payne, A. G. T., Penrod, J., Stoker, G. T., Tawse-Smith, A., Taylor, T. D., Thomason, J. M., Thomson, W. M., & Wismeijer, D. (2002). The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada, May 24–25, 2002. *International Journal of Prosthodontics*, 15(4), 413–414.
- Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., Head, T., Lund, J. P., MacEntee, M., Mericske-Stern, R., Mojon, P., Morais, J., Naert, I., Payne, A. G. T., Penrod, J., Stoker, G. T., Tawse-Smith, A., Taylor, T. D., Thomason, J. M., Thomson, W. M., & Wismeijer, D. (2002). The McGill consensus statement on overdentures: Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(4), 601–602.
- Frantz, K., Funkenbusch, P., Feng, C., Tsigarida, A., Chochlidakis, K., Lo Russo, L., & Ercoli, C. (2024). Effect of implant angulation and patrice on the retention of overdenture attachment systems: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 33(5), 452–459. <https://doi.org/10.1111/jopr.13717>
- Idzior-Haufa, M., Pilarska, A. A., Hędzielek, W., Boniecki, P., Pilarski, K., & Dorocka-Bobkowska, B. (2021). A comparison of biomechanical properties of implant-retained overdenture based on precision attachment type. *Materials*, 14(10), 2598. <https://doi.org/10.3390/ma14102598>
- Kostunov, J., Menzel, R., Lorenzo Bermejo, J., Rammelsberg, P., Giannakopoulos, N. N., & Kappel, S. (2023). Immediate loading of dental implants in edentulous mandibles using Locator attachments or Dolder bars: A 9-year prospective randomized clinical study. *Journal of Clinical Periodontology*, 50(11), 1530–1538. <https://doi.org/10.1111/jcpe.13857>
- Laverty, D. P., Green, D., Marrison, D., Addy, L., & Thomas, M. B. M. (2017). Implant retention systems for implant-retained overdentures. *British Dental Journal*, 222(5), 347–359. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.196>
- Lee, J.-H., & Sohn, D.-S. (2020). Mandibular implant overdenture using Locator R-Tx attachment: A case report. *Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 58(4), 335–341.
- Liao, K. Y., Öztürk, A., 임, S. H., & Park, J. W. (2024). Effect of implant distribution on stress and retention in mandibular overdentures: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(3), 456–463. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.05.012>

- Mahanna, F. F., Elsyad, M. A., Mourad, S. I., & Abozaed, H. W. (2020). Satisfaction and oral health-related quality of life of different attachments used for implant-retained overdentures in subjects with resorbed mandibles: A crossover trial. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(2), 423–431. <https://doi.org/10.11607/jomi.7869>
- Mericske-Stern, R. (1998). Treatment of the edentulous patient with overdentures supported by osseointegrated implants. *International Journal of Prosthodontics*, 11(6), 541–550.
- Mirchandani, B., Zhou, T., Heboyan, A., Yodmongkol, S., & Buranawat, B. (2021). Biomechanical aspects of various attachments for implant overdentures: A review. *Polymers*, 13(19), Article 3248. <https://doi.org/10.3390/polym13193248>
- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12–19. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.10.001>
- Nassar, H. I., & Abdelaziz, M. S. (2022). Retention of bar clip attachment for mandibular implant overdenture. *BMC Oral Health*, 22(1), 227. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02262-7>
- Omeish, N., Bessou, L., Carra, M.-C., Tavernier, B., & Porporatti, A. L. (2024). Effect of bar designs on peri-implant tissues health in implant-supported removable prostheses: A systematic review. *BMC Oral Health*, 24(1), 138. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-03915-5>
- Payne, A. G. T., Alsabeeha, N. H. M., Atieh, M. A., Esposito, M., Ma, S., & El-Wegoud, M. A. (2018). Interventions for replacing missing teeth: Attachment systems for implant overdentures in edentulous jaws. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2018(10), Article CD008001. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD008001.pub2>
- Roccuzzo, M., Bonino, F., Gaudio, L., Zwahlen, M., & Meijer, H. J. (2012). What is the optimal number of implants for removable reconstructions? A systematic review on implant-supported overdentures. *Clinical Oral Implants Research*, 23(Suppl. 6), 229–237. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02544.x>
- Rutkunas, V., Mizutani, H., & Takahashi, H. (2017). Influence of attachment systems on retention and stability of implant-supported overdentures: A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 44(3), 256–270. <https://doi.org/10.1111/joor.12470>
- Sadowsky, S. J. (2001). The mandibular overdenture: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(3), 320–325.
- Sadowsky, S. J., & Caputo, A. (2000). Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(3), 327–334.
- Schneider, A. L., Kurtzman, G. M., & Pivar, S. (2016). Attachment systems for implant overdentures: A review. *Journal of Implant and Advanced Clinical Dentistry*, 8(3), 51–62.

- Sultana, N., Bartlett, D. W., & Suleiman, M. (2017). Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: Comparing Locator and ball attachments. *Clinical Oral Implants Research*, 28(11), 1406–1410. <https://doi.org/10.1111/clr.13003>
- Tallarico, M., Fiorillo, L., Montanari, M., Scrascia, R., Cristache, C. M., Ferrari, E., Casucci, A., Xhanari, E., Lupi, S. M., Ieria, I., Baldoni, E., Rodriguez Y Baena, R., & Cervino, G. (2023). One-year multicenter randomized controlled trial comparing OT Equator® and Locator attachments to retain an early loaded implant overdenture on two implants. *International Journal of Biomaterials*, 2023, Article 2745262. <https://doi.org/10.1155/2023/2745262>
- Thomason, J. M., Kelly, S. A., Bendkowski, A., & Ellis, J. S. (2012). Two implant retained overdentures: A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *Journal of Dentistry*, 40(1), 22–34. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.08.017>
- Tokuhisa, M., Matsushita, Y., & Koyano, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 128–134.
- Winkler, S., Piermatti, J., Rothman, A., & Siamos, G. (2002). An overview of the O-ring implant overdenture attachment: Clinical reports. *Journal of Oral Implantology*, 28(2), 82–86. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2002\)028](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2002)028)
- Yang, T.-C., Maeda, Y., Gonda, T., & Kotecha, S. (2011). Attachment systems for implant overdenture: Influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clinical Oral Implants Research*, 22(11), 1315–1319. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.02137.x>



# BÖLÜM 4

---

## TOTAL DİŞSİZLİKTE DİJİTAL İŞ AKIŞI

*Gaye Nur KARAGENÇ<sup>1</sup> , Çağlar BİLMENOĞLU<sup>2</sup>*

---

<sup>1</sup> Arş. Gör. Dt. Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ORCID: 0009-0004-8647-7279

<sup>2</sup> Doç.Dr. Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ORCID: 0000-0002-2580-9899

## GİRİŞ

Total dişsizlik, implantüstü protezlerin yaygınlaşmasına rağmen modern protetik diş hekimliğinde önemini koruyan temel bir tedavi alanıdır. Çoğu toplumda ileri yaşla birlikte görülen sistemik kısıtlamalar, ekonomik engeller ve anatomik yetersizlikler, implant uygulamalarının her hasta için uygun bir seçenek olmasını engellemekte ve bu nedenle total protezler geniş bir hasta grubunda hâlen birincil tedavi yaklaşımı olarak konumunu sürdürmektedir [1]. Ancak geleneksel total protez yapım sürecinin ölçü alma, çene ilişkisi kaydı, mum duvar, diş dizimi ve prova gibi operatör deneyimine yüksek bağımlılık gösteren çok sayıda manuel aşama içermesi; hem üretim standardizasyonunu zorlaştırmakta hem de hataya açık bir süreç meydana getirmektedir[22] .

Son on yıl içerisinde dijital teknolojilerde yaşanan gelişmeler, total protez üretim yaklaşımını değiştirmiştir. CAD/CAM sistemlerinin yaygınlaşması, ağız içi tarayıcıların total dişsiz arkların kaydında giderek artan doğruluk seviyelerine ulaşması ve üç boyutlu baskı tekniklerinin protetik üretimde erişilebilir hâle gelmesi, total protezlerin yalnızca üretim şeklini değil; ölçü felsefesini, okluzyon analizini, estetik değerlendirmeyi ve biyomekanik tasarım ilkelerini de yeniden şekillendirmiştir [2,3].

Dijitalleşmenin en belirgin etkilerinden biri ölçü alma protokollerinde ortaya çıkmıştır. Ağız içi tarayıcılar, ağız içini optik prensiplere dayanarak üç boyutlu dijital modele dönüştürmekte ve bu sayede elastomer ölçü gereksinimini ortadan kaldırmaktadır. Total dişsiz arkta sert doku referanslarının sınırlı olması ve hareketli mukozanın dijital kaydı zorlaştırması nedeniyle tarama işlemi başlangıçta güçlük yaratsa da; modern tarayıcıların çözünürlük ve hizalama algoritmalarındaki gelişmelerle birlikte doğruluk seviyeleri belirgin biçimde artmıştır [3–5]. Güncel çalışmalar, tarama stratejisinin ölçü doğruluğunda kritik rol oynadığını göstermekte; sabit anatomik alanlardan vestibüler bölgeye doğru kesintisiz ilerleyen tarama yaklaşımlarının en güvenilir sonuçları verdiğini bildirmektedir [5]. Kret tepesinden başlayıp vestibül tabanına doğru spiral bir hat izlemek, dijital kayıtların daha stabil veri oluşturmasını sağlar. Ayrıca yanak ve dilin pasif pozisyona alınması ve dokunun hafifçe gerilmesi çevre sınırlarını daha belirgin hâle getirir [31].

Dijital ölçülerin mukostatik karakteri klinik açıdan önemli bir avantaj sağlar. Elastomer ölçüler doku üzerine belirli bir basınç uyguladığı için özellikle hipermobil kretlerde doku fizyolojik pozisyonunun tam olarak kaydedilmesini zorlaştırabilir. Dijital taramalar ise dokulara basınç uygulamadığından daha fizyolojik ve gerçek bir doku kaydı oluşturur [6]. Bununla birlikte aşırı rezorbe alt çenelerde veya doku hareketliliğinin çok yüksek olduğu vakalarda sadece ağız içi tarama yeterli olmayabilir. Bu durumlarda panoramik yüz görüntüleri, vestibüler bölgenin fotoğrafları ve laboratuvar taramalarını birleştiren hibrit ölçü protokolleri daha güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar vermektedir [7].

Çene ilişkisi kaydı dijital dönüşümden önemli ölçüde etkilenmiştir. Geleneksel mum duvarlarda görülen termal deformasyon sorunu dijital kaidelerde ortadan kalkmış; üç boyutlu yazıcılarla üretilen dijital kaideler, dikey boyutun ve sentrik ilişkinin daha güvenilir biçimde belirlenmesine olanak tanımıştır [8]. Yüz tarayıcıları ile ağız içi verilerin eşleştirilebilmesi ise hem estetik hem fonetik açıdan daha bütüncül bir analiz imkânı sunmakta, dikey boyutun yüz yüksekliği ile uyumlu biçimde değerlendirilmesini sağlamaktadır [9–11].

Elde edilen tüm tarama verileri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımlarına aktarılmaktadır. Ağız içi taramalar, stabil çene ilişkisi kayıtları ve üç boyutlu yüz taramaları

ortak bir dijital platformda birleştirilerek tek bir sanal hasta modeli oluşturulur. Yüz verilerinin CAD tasarımıyla entegre edilmesi, dijital protez estetiğini yalnızca ağız içi referanslarla sınırlı olmaktan çıkarıp yüz bütünlüğü içinde değerlendiren yeni bir yaklaşım doğurmuştur[33]. Üç boyutlu yüz taramaları, dudak desteği, gülüş hattı, santral görünürlüğü ve orta hat gibi estetik parametrelerin objektif ve tekrarlanabilir şekilde analizine olanak tanımaktadır. Bu sayede estetik hataların büyük kısmı üretim aşamasına geçmeden önce sanal ortamda düzeltilebilmektedir[10-12].

Bu dijitalleşme, çağdaş protetik diş hekimliğinde total protezlerin uygulanma şeklini yeniden tanımlayan güçlü bir bilimsel temel oluşturmuştur [22].

## **Dijital Tasarım**

Dijital protez tasarımı, geleneksel diş diziminin yerini alan çok daha sistematik, hesaplanabilir ve tekrarlanabilir bir süreç ortaya koymaktadır. CAD yazılımları; sanal artikülatörler, anatomik veriler, üç boyutlu yüz verisi eşleştirme modülleri ve otomatik hizalama algoritmaları aracılığıyla total protez tasarımı hem biyomekanik hem estetik hem de fonksiyonel açıdan optimize eden güçlü araçlar haline gelmiştir [12].

Özellikle belirli hasta gruplarında klinik açıdan avantaj sağlayan bir teknik olarak ön plana çıkmaktadır. Geleneksel ölçü alma yöntemlerini tolere edemeyen, belirgin öğürme refleksi bulunan veya psikolojik olarak klasik ölçü prosedürlerine uyum sağlamakta zorlanan hastalarda ağız içi tarama temelli dijital protokoller hasta konforunu belirgin biçimde arttırmaktadır [25]. Bunun yanı sıra estetik beklentisi yüksek olan total dişsiz hastalarda, yüz taraması ile desteklenen CAD tabanlı diş dizimi sayesinde diş–dudak–yüz ilişkisi daha öngörülebilir şekilde planlanabilmektedir [25]. Dijital iş akışı ayrıca sınırlı zamanda tedavi gereksinimi bulunan, coğrafi veya fiziksel nedenlerle sık klinik ziyaret yapamayan ve mevcut total protezinin kaybolması ya da kırılması riski yüksek olan hastalarda da önemli avantajlar sunmaktadır. Dijital verilerin arşivlenebilmesi, bu hasta grubunda protezin hızlı ve birebir olarak yeniden üretilmesine olanak tanımaktadır. [25]

Geleneksel yöntemde protez tasarımının büyük bölümü klinisyenin ve teknisyenin deneyimine bağlı olarak şekillenirken; dijital tasarım süreci belirli anatomik ve fonksiyonel referans noktalarına dayalı sistematik bir model oluşturur[22]. Dijital platformlarda geniş diş kütüphanelerinin bulunması, her hastaya yüz ve ark formuna uygun diş seçimi yapılabilmesini kolaylaştırmaktadır [12]. Sanal tasarım ortamında: dişlerin eksenleri, bukkal ve lingual eğimleri, kesici kenar uzunlukları, overjet–overbite ilişkileri otomatik araçlar ile analiz edilebilmekte; gerekli olduğunda mikron seviyesinde düzenlemeler yapılabilmektedir. Bu, özellikle estetik beklentileri yüksek olan hastalarda protezin kişiselleştirilmesini mümkün kılmaktadır [30].

Schweiger’in önerdiği üç pozisyonlu yüz taraması (nötr pozisyon, gülüş pozisyonu ve retraksiyon pozisyonu), estetik değerlendirmeyi çok daha güvenilir hâle getirmektedir [7]. Bu yaklaşım kesici kenar görünürlüğünün analizini, gülüş esnasında diş gösterme miktarının ölçülmesini, dudak desteğinin objektif değerlendirilmesini kolaylaştırır. Bu sayede estetik prova aşamasında ortaya çıkabilecek pek çok sorun, üretim öncesi dijital ortamda çözülmekte

ve klinik hata payı önemli ölçüde azalmaktadır[33]. Geleneksel yöntemlerde bu analizler çoğunlukla dişli prova aşamasına kalır ve klinisyen deneyimine yüksek derecede bağımlıdır. Dijital kayıtlarda ise yüz verisi ile ağız içi verinin eşleştirilmesi sayesinde çene ilişkisi kaydı yalnızca fonksiyonel değil, estetik açıdan da doğrulanabilir hâle gelir [22].

### **Protetik Kaidenin Dijital Tasarımı**

Dijital tasarımın kritik unsurlarından biri de kaide adaptasyonunu optimize eden üç boyutlu modellemedir[27]. Pre-polimerize PMMA(polimetilmetakrilat) blokların fiziksel yapısı, CAD üzerinde planlanan kaide sınırlarının üretim sırasında polimerizasyon büzülmesine uğramadan elde edilmesini sağlar [2].

Goodacre'ın çalışmaları, dijital kaidelerin AH hattında daha tutarlı basınç dağılımı sağladığını ve çevre sınırlarının geleneksel kaidelere kıyasla daha uyumlu olduğunu göstermektedir [2,14]. Bu durum retansiyonun artması, çiğneme sırasında devrilme riskinin azalması, protezin uzun dönem stabilitesinin güçlenmesi gibi doğrudan klinik avantajlara dönüşür [27].

Dijital protez üretimi temelde iki ana CAM tekniğine dayanır:

### **Frezeleme (Eksiltmeli Üretim)**

Günümüzde total protezlerin son üretim aşamasında altın standart olarak kabul edilmektedir [22].

Frezelenmiş protezlerin başlıca avantajları şöyledir:

- **Yüksek mekanik dayanım:** Pre-polimerize PMMA bloklar endüstriyel basınç ve sıcaklık altında üretilir; polimer matrisi homojen ve stabil yapıdadır [14–17].
- **Düşük rezidüel monomer:** Daha biyouyumlu bir kaide yüzeyi sağlar.
- **Düşük su absorpsiyonu:** Boyutsal stabilite artar.
- **Daha pürüzsüz yüzey:** Mikrobiyal kolonizasyon riski azalır [16].

Bu nedenle frezelenmiş kaideler, uzun dönem kırılma riski düşük ve klinik olarak daha dayanıklıdır [22]. Frezelenmiş protezlerin dezavantajları arasında ise üretim sırasında yüksek materyal kaybının oluşması, freze uçlarının sık değiştirilmesi gerekliliği ve başlangıç ekipman maliyetinin yüksek olması yer alır [22].

### **Üç Boyutlu Baskı (Eklemeli Üretim)**

SLA, DLP ve LCD sistemleri ışıkla sertleşen rezinlerin tabaka tabaka polimerize edilmesi temeline dayanır.

*SLA (Stereolitografi)*

SLA sistemlerinde UV lazer, reçine yüzeyine noktasal olarak temas eder ve katmanları tek bir çizgi boyunca tarayarak oluşturur [21]. Bu yöntem oldukça hassastır; ancak üretim süresi DLP'ye göre daha uzundur [22].

### *DLP (Digital Light Processing)*

DLP sistemleri, tüm katmanı tek seferde aydınlatan dijital ışık projektörleri kullanır. Böylece SLA'ya göre çok daha hızlı üretim sağlar. Katman çözünürlüğü projektör panelindeki piksel yoğunluğuna bağlıdır [22].

### *LCD ( LCD tabanlı SLA)*

LCD baskı sistemlerinde ışık bir LCD panelden geçerek reçineyi sertleştirir. Paneldeki her piksel, ışığın geçmesini sağlayan bir pencere gibi davranır. Bu teknik, DLP'ye benzer hızda olmakla birlikte daha ekonomik cihazlar sunar [23].

#### Avantajları:

- Hızlı üretim
- Düşük maliyet
- Prova(Try-in) protezlerde yüksek esneklik [32]

#### Dezavantajları:

- Tabakalı yapı nedeniyle daha düşük mekanik dayanım
- Yüzey pürüzlülüğünün frezelemeye göre daha yüksek olması [32]

Bu nedenle 3D baskı, estetik ve okluzyon değerlendirmesi için ideal bir prova yöntemi oluştururken; final protezlerde çoğunlukla frezeleme tercih edilmektedir [22].

### **Hibrit Üretim Yaklaşımları**

Dijital protezlerde giderek daha fazla tercih edilen yöntem hibrittir [22]. Protez 3D baskı ile prova için üretilir, hasta onayı sonrası frezelenmiş PMMA ile final protez yapılır [22]. Revilla-León'un çalışmaları, hibrit yaklaşımların hem klinik uyumu artırdığını hem de üretim hatalarını azalttığını göstermektedir [19]. Özellikle yüz taraması entegrasyonu yapılan vakalarda, hibrit üretim hastanın beklentilerinin daha öngörülebilir şekilde karşılanmasını sağlar [33].

### **Dijital Protez Sistemleri ve İş Akışlarının Yapısı**

Dijital total protez üretiminde kullanılan yazılım ve donanım altyapıları genel olarak kapalı ve açık sistemler olmak üzere iki ana yapı altında sınıflandırılmaktadır [22,26]. Bu iki sistem arasındaki temel fark, iş akışının esnekliği, kullanılan cihazlarla olan uyumluluk düzeyi ve klinik aşamaların kontrol edilebilme kapasitesidir.

**Kapalı sistemler**, üretim sürecinin neredeyse tüm basamaklarını belirli bir firma tarafından tasarlanmış tek bir ekosistem içinde yürütür. Bu yapı, ölçünün alınmasından çene ilişkisi kaydı ve tasarıma, yazılımdan frezeleme ünitesine kadar tüm aşamaların aynı platform içerisinde çalıştığı entegre bir model oluşturur[27]. Baltic Denture sistemleri gibi çözümler, ölçü ve çene ilişkisi verilerini aynı klinik randevuda tek bir aparatta toplayarak dijital süreci hızlandırmayı ve standardize etmeyi hedefler[28]. Bu yaklaşım, özellikle dijital sürece yeni başlayan klinisyenler için büyük kolaylık sağlar; zira sistem, kullanıcıyı adım adım yönlendirerek iş

akışını otomatikleştirir ve kullanıcı hatasını en aza indirir [26]. Ancak bu yüksek entegrasyon, farklı tarayıcı veya farklı CAM cihazları kullanmak isteyen klinisyenler için sınırlayıcı olabilir çünkü kapalı sistemler genellikle kendi ekipmanları dışındaki cihazlarla veri alışverişine izin vermez [29,30].

Buna karşın **açık sistemler**, hem klinik hem laboratuvar aşamalarında daha geniş bir esneklik sunan modüler bir yaklaşım benimser [22]. 3Shape, Exocad veya AvaDent gibi platformlar, farklı marka ağız içi tarayıcılar, laboratuvar tarayıcıları, frezeleme üniteleri ve üç boyutlu yazıcılarla uyumlu çalışabilmektedir [31]. Verilerin STL, PLY veya OBJ gibi standart dijital formatlarda işlenebilmesi, açık sistemleri özellikle çok yönlü çalışma ortamlarına uygun hâle getirir [32]. Açık sistemlerin yaygın olarak tercih edilmesinin bir diğer nedeni, estetik tasarımın yüz taramalarıyla entegre edilmesine olanak tanıyan gelişmiş yazılım modülleridir.

3Shape'in yüz tarama entegrasyon özelliği, hastanın yüz verisini CAD ortamına aktararak diş dizimi, dudak desteği ve gülüş hattı gibi estetik parametrelerin yüz bütünlüğü içinde değerlendirilmesini sağlar [33]. Exocad ise geniş diş kütüphaneleri ve sanal artikülatör seçenekleriyle fonksiyonel analiz için güçlü bir altyapı sunmaktadır [34].

AvaDent gibi sistemler ise açık sistem özelliklerini bulut tabanlı veri işleme yetenekleriyle birleştirerek ayrı bir yapı oluşturur. Bu platformlarda tüm tasarım verileri merkezi bir sunucuda saklanmakta, böylece hem klinisyen hem teknisyen protez tasarımı üzerinde gerçek zamanlı çalışabilmektedir [35]. Bu bulut tabanlı sistem, veri kaybı riskini azaltmakla kalmaz; hastanın protezi yeniden üretim gerektirdiğinde tasarım dosyalarına anında erişim sağlayarak tedavi sürecini hızlandırır [36].

Sonuç olarak dijital protez sistemlerinin kapalı veya açık oluşu, yalnızca teknik bir ayrım değil; klinik iş akışının hızı, standardizasyonu, esnekliği ve uzun vadeli veri yönetimi üzerinde doğrudan etkisi olan bir detaydır [26,30]. Kapalı sistemler yüksek kontrol ve standardizasyon sağlarken; açık sistemler esneklik, geniş cihaz uyumluluğu ve ileri düzey estetik-fonksiyon analizleri için daha zengin bir çalışma alanı sunmaktadır[22]. Bu nedenle sistem seçimi, kliniğin dijital deneyimi, ekipman altyapısı, vaka hacmi ve estetik beklentiler gibi faktörler göz önünde bulundurularak yapılmalıdır[22].

### **Dijital Çene İlişkisi Kaydı ve Okluzyon Analizi**

Total protez tedavisinde çene ilişkisi kaydı, protezin fonksiyonel başarısını belirleyen en kritik aşamalardan biridir [37].Dijital iş akışı ile birlikte bu adım, geleneksel mum duvarlara dayalı manuel bir işlem olmaktan çıkarak ölçü verisinin, yüz taramasının ve üç boyutlu kayıt plaklarının birlikte değerlendirildiği analitik bir süreç dönüşmüştür [32].Özellikle total dişsiz hastalarda doğal dişlerin yönlendirici etkisi bulunmadığından, dijital çene ilişkisi kaydının doğruluğu doğrudan protez stabilitesine, okluzal temaslara ve çiğneme fonksiyonuna yansır [37].

Dijital çene ilişkisi kaydının temeli, ağız içi tarama ile elde edilen total dişsiz model üzerine CAD ortamında bireysel olarak tasarlanan kayıt plaklarıdır. Bu plaklar üç boyutlu yazıcılarla üretilir ve rezidüel kret yapısına tam uyum sağladığı için geleneksel mum duvarların ağız içi sıcaklıkta yumuşamasından kaynaklanan şekil bozuklukları elimine edilir. Sonuç olarak dikey

boyut kaydı daha tekrarlanabilir ve daha stabil bir hâl alır [38].Lo Russo'nun çalışmaları, dijital kaidelerin dikey boyut belirlemede geleneksel tekniklere göre daha yüksek doğruluk sunduğunu göstermiştir; bu durum özellikle estetik ve fonetik uyumun hassas olduğu vakalarda büyük avantaj sağlar [9].

Sanal artikülatörlerin dijital çene ilişkisi kaydındaki rolü giderek artmaktadır [38].Geleneksel artikülatörlerin sunduğu sınırlı kondil yolları yerine dijital artikülatörler kişiye özel çalışabilir, alt çenenin tüm hareketlerini bireysel kondil yolları üzerinden modelleyerek gerçekçi bir çiğneme simülasyonu sağlar [38].Bu araçlar protrüziv hareketlerdeki temas dizilimi, lateral hareketleri, balanslı okluzyon hedefleri, kapanışta temas yoğunluğu gibi kritik fonksiyonel parametreleri üç boyutlu olarak renk haritalarıyla analiz edebilmektedir [13].

Kattadiyil ve Bidra'nın çalışmaları, sanal artikülatörlerle optimize edilen okluzyonun klinik provada %50'ye kadar daha az ayarlama gerektirdiğini ve final protezlerde prematür temas riskini belirgin biçimde azalttığını göstermiştir [13].

Dijital ortamda lingualize, monoplane veya bilateral balanslı okluzyon gibi farklı okluzal konseptler kolaylıkla modellenabilmektedir [32].Kondil yollarının bireyselleştirilebilmesi, çiğneme sırasında protezin devrilme eğilimini azaltmakta ve özellikle atrofik alt çenelerde protez stabilitesini arttırmaktadır [37].

Dijital çene ilişkisi kaydında sentrik ilişki (CR) belirleme yöntemleri hem analog hem de dijital yaklaşımların kombinasyonunu içerir [38].CAD tasarımlı plakların stabil yapısı, sentrik ilişkinin tekrarlanabilir biçimde kaydedilmesine imkân tanır [38].Bazı modern yazılımlar ise dişli vakalarda maksimum interkusal pozisyonunu otomatik belirleyebilen yapay zekâ tabanlı algoritmalar sunmaktadır [39].Total dişsiz hastalarda bu sistemler yalnızca destekleyici rol oynasa da, dijital diş dizimi ve okluzal prova aşamasında maksimum interkusal pozisyonunun dengeli ve fizyolojik hale getirilmesi için oldukça değerlidir [19].

Süreç tamamlandığında dijital çene ilişkisi kaydı; kayıt plakları, ağız içi tarama dosyaları, yüz taraması ve sanal artikülatör verilerinin birleşimiyle son derece kapsamlı bir veri seti oluşturur [22].Bu dijital yaklaşım sayesinde protezin yalnızca çiğneme fonksiyonu değil, estetik uyumu, dudak dinamiği, dikey boyutu ve alt çene hareketleriyle ilişkisi bütünsel olarak değerlendirilebilir. Dijital kayıtların en büyük avantajı, herhangi bir aşamada hata tespit edildiğinde yalnızca ilgili bölgenin yeniden taranarak sisteme eklenebilmesidir. Bu, geleneksel yöntemde sıkça görülen başa dönme zorunluluğunu ortadan kaldırır [22].

Tüm bu özellikler, dijital çene ilişkisi kaydını modern total protez üretiminde yalnızca teknik bir aşama olmaktan çıkarıp, protezin fonksiyonel ve estetik başarısını belirleyen bilimsel bir değerlendirme aracı hâline getirmiştir [22].Dijital sistemlerin sağladığı tekrarlanabilirlik, veri bütünlüğü ve dinamik analiz kapasitesi sayesinde çene ilişkisi kaydı artık subjektif bir işlem olmaktan uzaklaşmış, yüksek doğruluk ve öngörülebilirlik sunan bir protetik standart hâline gelmiştir [22].

## **Dijital İş Akışı Aşamaları**

Dijital total protez uygulamalarında klinik protokol, geleneksel yaklaşımın çok aşamalı yapısından farklı olarak daha sistematik, tekrarlanabilir ve zaman açısından daha verimli bir süreç sunar [22]. Dijital sistemlerin olanak tanıdığı veri bütünlüğü, ölçü – çene ilişkisi – tasarım – üretim zincirinde herhangi bir basamakta oluşabilecek deformasyonların neredeyse tamamen ortadan kalkmasını sağlar. Tipik bir dijital protokol; dijital ölçü alımı, çene ilişkisi kaydı, yüz verilerinin entegrasyonu, CAD tasarımının oluşturulması, 3D baskı prova aşaması ve son olarak CAM ile üretilmiş protezin teslimi adımlarından oluşur [20].

Ağız içi tarama, dijital protokolün ilk ve kritik basamağıdır. Total dişsiz arkların taranması; parlak mukoza yüzeyi, doku hareketliliği ve anatomik referansların azlığı nedeniyle teknik zorluklar içerse de modern tarayıcıların yüksek çözünürlük kapasitesi bu sorunların büyük bölümünü azaltmıştır [3].

Çene ilişkisi kaydı dijital protokolde hem daha hızlı hem de daha güvenilir şekilde yapılabilmektedir. Dijital plaklar, rezidüel kretlere anatomik uyum sağlayacak şekilde üretildiği için çene ilişkisinin sabitlenmesi daha kolaydır. Ayrıca yüz taramasının kayda entegre edilmesi, dikey boyutun yalnızca fonksiyonel değil, estetik parametrelerle de doğrulanmasına imkân tanır [22].

Prova aşaması dijital iş akışının klinik olarak en kritik randevularından biridir [40]. Çoğu sistemde prova protezler üç boyutlu baskı ile üretilir ve final protez ile birebir aynı diş pozisyonlarını içerir. Böylece estetik, fonksiyon, fonetik ve okluzyon tek randevuda değerlendirilir [40]. Dijital prova protokolü, geleneksel yöntemlere kıyasla çok daha yüksek öngörülebilirlik sağlar; çünkü mum materyalin ağız içi şekil değiştirmesi veya taşıyıcı plağın bozulması gibi riskler ortadan kalkmıştır. Yapılan düzeltmeler CAD yazılımında dijital olarak uygulanır ve final proteze CAM üretim aşamasında hatasız şekilde aktarılır [13,19].

Protezin teslim aşamasında okluzyonun dengeli dağılım göstermesi dijital tasarımın önemli bir sonucudur [22]. Sanal artikülatörler aracılığıyla planlanan hareket simülasyonları, lateral ve protrüzyon hareketlerde prematür temas riskini azaltır. Böylece klinik ayarlama süreleri kısalmış ve protez stabilitesi artar [41]. Bidra'nın klinik değerlendirmelerinde dijital protezlerin özellikle çiğneme stabilitesi ve konuşma adaptasyonunda daha öngörülebilir sonuçlar verdiği belirtilmiştir [21]. Bu avantajlar, özellikle rezorbe alt çeneye sahip hastalarda mandibular devrilme hareketlerinin daha az görülmesine katkı sağlar [2].

## **Dijital İş Akışının Avantajları ve Dezavantajları**

Dijital iş akışının geleneksel yöntemlere kıyasla sunduğu avantajlar hem klinisyen hem de hasta açısından değerlendirildiğinde oldukça kapsamlıdır. Bu avantajların temelinde veri bütünlüğü, üretim doğruluğu, materyal dayanımı ve estetik-fonksiyonel kişiselleştirme yatmaktadır [22].

Geleneksel ölçülerde elastomerik materyalin uyguladığı basınç, model dökümü sırasında görülen hacimsel değişiklikler ve mum deformasyonları gibi faktörler ölçü doğruluğunu etkiler [42]. Dijital ölçüde ise veriler tek bir referans sisteminde toplanır ve ardışık basamaklarda deformasyon oluşmaz [3,8]. Elde edilen dijital model aynı doğrulukla sınırsız sayıda yeniden

üretilebilir. Özellikle kaybolan, kırılan veya uyumsuz hâle gelen protezlerde dijital arşiv sayesinde protezin tekrar üretimi dakikalar içinde gerçekleştirilebilir [19].

Pre-polimerize PMMA bloklardan frezelenmiş protezler yüksek moleküler yoğunlukları ve düşük rezidüel monomer seviyeleri sayesinde geleneksel akriliklere göre daha yüksek kırılma dayanımı sunar [22]. Su absorpsiyonunun düşük olması, protez kaidesinin uzun dönem boyutsal stabilitesini destekler [14–16]. Bu özellikler özellikle aşırı rezorbe kretlerde, protez kırılma öyküsü olan hastalarda, brüksizm hastalarında, uzun süreli kullanım hedeflenen hastalarda biyomekanik avantaj sağlar [22].

Dijital sistemlerin önemli bir avantajı randevu sayısını azaltmasıdır [22]. Baltic Denture sistemleri gibi bazı kapalı sistemlerde ölçü ve çene ilişkisi tek seansta gerçekleştirilebilir; bu da toplam tedavi süresini önemli ölçüde kısaltır [20]. Özellikle hareket kısıtlılığı olan, sistemik hastalıklara sahip veya uzun randevu sürelerine uyum sağlayamayan hastalarda bu avantaj klinik değer taşır [22].

Her ne kadar dijital sistemler pek çok hatayı ortadan kaldırırsa da komplikasyonlar tamamen elimine edilmiş değildir. Ancak dijital iş akışının sağladığı veri bütünlüğü, komplikasyon yönetimini hem daha hızlı hem de daha etkili kılar [22].

Yanlış doku pozisyonu, hareketli mukozanın stabil tutulmaması veya tarama yolunun kesilmesi gibi hatalar dijital ölçüyü etkileyebilir. Bununla birlikte bu durumlarda yalnızca sorunlu segment yeniden taranarak sisteme entegre edilebilir. Geleneksel yöntemde olduğu gibi tüm ölçünün tekrarlanması gerek yoktur [9].

Dijital plakların yanlış pozisyonlanması veya hastanın yanlış kapanışa yönelmesi çene ilişkisini etkileyebilir. Ancak yüz verisi ile eşleştirme sayesinde bu hataların tespiti çok daha erken yapılabilir ve yeni bir dijital plak basılmadan CAD üzerinden düzeltme mümkün olabilir [10].

Sanal artikülatörler okluzyonu optimize etse de klinikte hafif ayarlamalar gerekebilir. Ancak bu ayarlamalar geleneksel protezlere kıyasla çok daha sınırlı düzeydedir ve çoğunlukla prematür temasların minimal düzeyde düzenlenmesiyle çözülür [13].

Dijital total protezler, yüksek doku uyumuna rağmen biyolojik dokuların zamanla değişime uğraması nedeniyle düzenli klinik takip gerektiren restorasyonlardır. Kısa dönem kontrollerde basınç noktaları, mukozal irritasyonlar, fonetik uyum ve estetik değerlendirme yapılmalı; uzun dönem takiplerde ise protez stabilitesi, okluzyon dengesi, kaide adaptasyonu ve diş aşınmaları düzenli olarak kontrol edilmelidir [22]. Dijital iş akışının en önemli avantajlarından biri, tüm tasarım ve üretim verilerinin dijital ortamda saklanabilmesidir. Bu sayede protezin kaybolması veya kırılması durumunda, yeniden ölçü almaya gerek kalmadan birebir kopyasının üretilebilmesi mümkün hâle gelmektedir. Bu özellik, özellikle ileri yaş ve bakım gereksinimi olan hasta gruplarında klinik süreçleri önemli ölçüde kolaylaştırmaktadır [25].

## SONUÇ

Dijital total protez teknolojisi, protetik diş hekimliğinde yalnızca teknik bir yenilik değil, aynı zamanda tedavi felsefesini değiştirecek bir dönüşümdür[22]. Ölçü doğruluğunun artması, çene ilişkisi kayıtlarının tekrarlanabilirliği, estetik ile yüz verisinin entegrasyonu, sanal artikülasyonun çiğneme fonksiyonunu daha gerçekçi modellemesi ve yüksek dayanımlı materyallerle üretim yapılması dijital protezleri klinik uygulamalarda güçlü bir seçenek hâline getirmiştir[22].

Güncel literatür, CAD/CAM protezlerin retansiyon, stabilite, estetik uyum, materyal dayanımı ve hasta memnuniyeti açısından geleneksel protezlere üstün olduğunu göstermektedir [2,13,14,21]. Dijital dosyaların arşivlenebilir olması, protez kaybolduğunda veya kırıldığında hızlı yeniden üretim imkânı sağlaması nedeniyle tedavi sonrası bakım süreçlerini de kolaylaştırmaktadır[22].

Yakın gelecekte; yapay zekâ destekli okluzyon analizleri, otomatik çene ilişkisi algılama sistemleri, biyomekanik simülasyon kapasitesi yüksek sanal artikulatorler ve gelişmiş yüz tarama protokollerinin yaygınlaşmasıyla dijital total protez üretiminin daha da standardize olması beklenmektedir[22]. Materyallerin gelişim süreci, özellikle üç boyutlu baskı reçinelerinin dayanımını arttırmaya yönelik çalışmalarla birlikte additif üretimi final protezlerde daha güvenilir bir seçenek hâline getirebilir[43].

Sonuç olarak dijital iş akışı; hız, doğruluk, biyomekanik stabilite ve hasta memnuniyeti açısından günümüz total protez uygulamalarının merkezine yerleşmiştir. Dijital dönüşümün ilerleyen yıllarda geleneksel yöntemin yerini büyük ölçüde alacağı öngörülmektedir ve mevcut bilimsel kanıtlar bu yönelimi güçlü bir şekilde desteklemektedir[22].

## KAYNAKÇA

- [1] Alhallak R. *Digital dentures: an overview*. British Dental Journal, 2023.
- [2] Goodacre BJ, Goodacre CJ. *Clinical outcomes of CAD/CAM complete dentures*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2016.
- [3] Lo Russo L, et al. *Intraoral scanning of edentulous arches: challenges and strategies*. Journal of Prosthodontic Research, 2018.
- [4] Park JM. *Accuracy of intraoral scanners in edentulous arches*. Journal of Prosthodontics, 2019.
- [5] Güth JF, Di Fiore A. *Evaluation of intraoral scanner accuracy in different scanning strategies*. Clinical Oral Investigations, 2020.
- [6] Basker RM, Davenport JC. *Prosthetic management of flabby ridges*. Journal of Prosthetic Dentistry, klasik literatür.
- [7] Schweiger J, et al. *Integration of 3D facial scans in digital prosthodontics*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2017.
- [8] Bidra AS, et al. *The 2020 digital denture workflow update*. Journal of Prosthodontics, 2020.
- [9] Lo Russo L, et al. *Digital registration of jaw relationships*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2021.
- [10] Ayoub AF, Tzou CHJ. *Three-dimensional facial morphology and dental esthetics*. Journal of Oral Rehabilitation, 2015.
- [11] Tzou CHJ, et al. *3D facial scanning and esthetic planning in prosthodontics*. Clinical Oral Investigations, 2014.
- [12] 3Shape Technical Manual. *Digital Denture CAD Workflow*. 3Shape A/S, White Paper.
- [13] Kattadiyil MT, Goodacre C, et al. *Virtual articulators and clinical performance of CAD/CAM dentures*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2018.
- [14] Alharbi N, et al. *Mechanical properties of milled PMMA denture bases*. Dental Materials Journal, 2019.
- [15] Chen H, et al. *Mechanical performance of 3D printed denture base resins*. Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2020.
- [16] Unkovskiy A, et al. *Additive vs subtractive manufacturing of denture bases*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2018.
- [17] Alharbi N, et al. *Layer orientation and strength in printed denture base resins*. Dental Materials, 2017.
- [18] Revilla-León M, et al. *3D printing applications in removable prosthodontics*. Journal of Prosthodontics, 2019.
- [19] Revilla-León M, et al. *Hybrid workflows in digital complete dentures*. Journal of Prosthodontics, 2021.
- [20] Merz Dental. *Baltic Denture System Clinical Manual*. Merz Dental GmbH.
- [21] Bidra AS, Barwacz C. *Patient outcomes with digital vs conventional complete dentures*. Journal of Prosthodontics, 2019.
- [22] Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6), 361–366.

- [23] Srinivasan, M., Gjengedal, H., Cordeiro, P. G., & Orsini, G. (2021). Additive manufacturing (3D printing) in dentistry: Clinical perspectives and materials considerations. *Dental Materials Journal*, 40(1), 1–11.
- [24] Dentsply Sirona. (2021). *Digital denture solutions: Technical report*. Dentsply Sirona Manufacturing.
- [25] Feng, Y., Feng, Z., Li, J., Chen, J., Yu, H., Jiang, X., et al. (2025). Expert consensus on digital restoration of complete dentures. *International Journal of Oral Science*, 17, 58.
- [26] Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *J Calif Dent Assoc*. 2013
- [27] Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2016
- [28] Steinmassl O, Steinmassl PA, Strohmayer M, et al. Digital denture fabrication: clinical workflows and technical aspects. *Int J Comput Dent*. 2018
- [29] Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014
- [30] Baba NZ, Goodacre CJ. CAD/CAM complete denture systems and clinical outcomes. *Dent Clin North Am*. 2018
- [31] Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*. 2017
- [32] Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont*. 2019
- [33] Joda T, Gallucci GO. The virtual patient in dental medicine. *Clin Oral Implants Res*. 2015
- [34] Schweiger J, Stumbaum J, Edelhoff D, Güth JF. Digital denture workflow: possibilities and limitations. *J Prosthodont Res*. 2020
- [35] Saponaro PC, Yilmaz B, Heshmati RH, McGlumphy EA. Clinical performance of CAD/CAM-fabricated complete dentures. *J Prosthet Dent*. 2016
- [36] AlHelal A, AlRumaih HS, Kattadiyil MT. Digital workflow for complete dentures: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2017
- [37] Zarb GA, Hobkirk J, Eckert S, Jacob R. *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Prostheses*. 13th ed. St. Louis: Mosby; 2013.
- [38] Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. *CAD/CAM complete dentures: Concepts and clinical methods of obtaining required morphological and functional data*. J Prosthet Dent. 2016
- [39] Revilla-León M, Fernández-Estevan L, Barmak AB, Kois JC, Pérez-Barquero JA. Accuracy of maximum intercuspal position located by using four intraoral scanners and an artificial intelligence-based program. *J Prosthet Dent*. 2025
- [40] Luna-Domínguez, C. R., et al. (2025). *Clinical Implementation of a Fully Digital Workflow for Complete Dentures with 3D Printed Try-In*. PubMed Central.
- [41] Doshi KN, Sathe S, Dubey SA, et al. *A Comprehensive Review on Virtual Articulators*. Cureus. 2024

- [42]Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. 12th ed. St. Louis: Elsevier; 2013.
- [43]Azab A, Abdelhady WA, Elwakeel E, Ashraf M, Wally R, Soliman A, et al. *Systematic review and meta-analysis of mechanical properties of 3D printed denture bases compared to milled and conventional materials*. Sci Rep. 2025



# BÖLÜM 5

---

## İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE OKLÜZYON

*Mustafa Hayati ATALA<sup>1</sup>, Ümitcan KILIÇ<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Doçent Doktor, İstanbul Medeniyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D.,ORCID: 0000-0003-1194-0703

<sup>2</sup> Araştırma Görevlisi, İstanbul Medeniyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.D.,ORCID: 0009-0005-5440-2915

## 1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde oklüzyon kavramı, yalnızca dişlerin statik temaslarının değerlendirilmesinden ibaret değildir; temporomandibular eklem, çiğneme kasları, periodontal dokular ve nöromüsküler sistemin koordineli çalışmasını içeren dinamik bir biyomekanik süreçtir (Okeson, 2020). Fonksiyonel bir oklüzyon; çiğneme etkinliği, estetik, fonasyon, temporomandibular eklem sağlığı ve dentisyonun fizyolojik stabilitesi açısından temel bir role sahiptir. Bu nedenle oklüzyon, modern klinik pratiğin yalnızca dental temas ilişkilerini değil, stomatognatik sistemin bütünsel fonksiyonunu ilgilendiren kritik bir bileşenidir (Okeson, 2020).

Oklüzyonun doğru yönetimi, doğal dişlerde olduğu kadar implant destekli protezlerde de tedavi başarısını belirleyen bir faktördür (Misch, 2020). Dental implantların periodontal ligamentten yoksun olması, oklüzal yüklerin kemik dokusuna amortisasyon olmaksızın iletilmesine yol açar. Doğal dişlerde mevcut olan proprioseptif geri bildirim mekanizmalarının implantlarda sınırlı olması, oklüzal yüklerin fark edilmeksizin aşırı uygulanmasına ve buna bağlı komplikasyon riskinin artmasına neden olmaktadır (Klineberg & Murray, 1999). Bu nedenle implantlarda kullanılan oklüzyon prensipleri, doğal dentisyona kıyasla biyomekanik açıdan daha koruyucu ve yük aktarımını minimize edici özellikte olmalıdır (Brunski, 1999).

Aşırı oklüzal yüklenme, implant üstü restorasyonlarda mekanik ve biyolojik komplikasyonlarla ilişkilendirilmektedir. Mekanik komplikasyonlar; abutment vidası gevşemesi, porselen kırıkları, protez gövdesi kırıkları ve nadiren implant fraktürü şeklinde ortaya çıkabilirken, biyolojik komplikasyonlar peri-implant kemik rezorbsiyonu ve peri-implantitis şeklinde görülebilmektedir (Chrcanovic, Albrektsson & Wennerberg, 2015). Deneysel ve klinik araştırmalar, aşırı oklüzyal yükün implant çevresi dokularda osseointegrasyon kaybına ve kemik kaybı progresyonuna neden olabileceğini ortaya koymuştur (Isidor, 1996; Isidor, 2006). Bu bulgular, implant üstü restorasyonlarda biyomekanik kontrolün sağlanmasının yalnızca restorasyonun dayanıklılığını değil, implant-kemik arayüzünün biyolojik stabilitesini de etkileyebileceğini göstermektedir.

Bu bağlamda, implant üstü restorasyonlarda oklüzyonun temel amacı, oklüzal kuvvetlerin implant eksenini boyunca fizyolojik sınırlar içinde yönlendirilmesi ve lateral streslerin minimal düzeyde tutulmasıdır (Misch, 2020). Periodontal ligamentin bulunmaması nedeniyle implantlar lateral kuvvetleri absorbe edemez; eksantrik yüklenme implant boynunda stres konsantrasyonuna, mikrofraktürlere ve peri-implant kemik kaybına neden olabilir (Natali, Pavan & Ruggero, 2006). Sonlu elemanlar analizi çalışmaları, oklüzal yüklenmenin implant ve çevre dokularda yüksek stres bölgeleri oluşturduğunu, bu streslerin protez dizaynı, kemik kalitesi ve materyal seçimi ile yakından ilişkili olduğunu doğrulamaktadır (Geng, Tan & Liu, 2001).

Günümüzde oklüzyon değerlendirilmesi yalnızca klinik gözleme dayalı olmayıp, üç boyutlu dijital analiz yöntemleri ve sonlu elemanlar analizi gibi bilimsel yaklaşımlarla daha objektif ve bireyselleştirilmiş şekilde yapılabilmektedir (Geng et al., 2001; Brune et al., 2019; Revilla-León et al., 2023). Bu teknolojiler, implant destekli protezlerde yük aktarımının simülasyonunu mümkün kılarak stres dağılımının değerlendirilmesine, komplikasyon riskinin öngörülmesine ve tedavi planlamasının optimize edilmesine katkı sağlamaktadır (Geng et al., 2001; Brune et al., 2019; Revilla-León et al., 2023).

## 2. İMPLANT OKLÜZYONUNUN TARİHSEL GELİŞİMİ

Osseointegrasyon kavramının 1960'lı yıllarda tanımlanması ve 1970'li yılların sonunda total dişsiz hastaların tedavisinde uygulanabilir bir klinik protokol haline getirilmesi, dental implantolojide yeni bir dönemin başlamasını sağlamıştır (Brånemark et al., 1977). Bu dönemde oklüzyon, implant tedavisinin temel bir bileşeni olarak ele alınmamış; öncelikli odak, kemik-implant arayüzünün biyolojik stabilitesinin sağlanması ve implant kayıplarının önlenmesi olmuştur (Albrektsson & Zarb, 1993). Bu yaklaşım, osseointegrasyonun biyolojik başarısının fonksiyonel yüklenme altında nasıl etkileneceği konusundaki belirsizlik nedeniyle, oklüzal faktörlerin klinik sonuçlara katkısının uzun süre ikincil bir önemde kalmasına yol açmıştır.

1980'li ve 1990'lı yıllarda implant kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte, mekanik komplikasyonların klinik literatürde daha görünür hale gelmesi, oklüzyonun implant başarısı üzerindeki etkisine ilişkin farkındalığın artmasına yol açmıştır (Rangert, Jemt & Jörneus, 1989). Vida gevşemesi, protez kırıkları ve implant fraktürü gibi komplikasyonların, yalnızca materyal veya uygulama hatalarından değil, aynı zamanda stres dağılımı ve oklüzal yüklenmenin biyomekanik özelliklerinden kaynaklandığı bildirilmeye başlanmıştır (Rangert, Jemt & Jörneus, 1989). Bu dönemde implantı destekleyen kemik dokunun, periodontal ligamentten yoksun olması nedeniyle lateral ve eksantrik kuvvetlere karşı daha duyarlı olduğu, bu kuvvetlerin peri-implant kemikte stres konsantrasyonuna ve kemik kaybına neden olabildiği anlaşılmıştır (Brunski, 1999; Isidor, 1996).

2000'li yıllarla birlikte implant oklüzyonu, biyomekanik prensiplerle sistematik olarak ilişkilendirilmeye başlanmış ve oklüzal yüklerin yönü, büyüklüğü ve temas paternlerinin implantların uzun dönem başarısında belirleyici olduğu vurgulanmıştır. Bu bağlamda “implant-protected occlusion”, oklüzal yükün implant eksenini boyunca yönlendirilmesi ve lateral streslerin azaltılması gerekliliğine dayanmaktadır (Misch & Bidez, 1994). Misch (2020), cusp eğiminin azaltılması, oklüzal tablanın daraltılması ve kantileverlerin sınırlandırılması gibi tasarım stratejilerinin, aksenal yük transferini destekleyerek mekanik komplikasyon riskini azalttığını bildirmiştir. Ayrıca mekanik yüklenmenin kemik-implant arayüzündeki biyolojik yanıtı belirlediği, aşırı veya uygunsuz yüklenmenin stres konsantrasyonu, mikromovement ve kemik kaybı riskini artırabileceği gösterilmiştir (Duyck & Vandamme, 2014). Bu bulgular, implant protetik tedavisinde restoratif tasarıma ek olarak biyomekanik optimizasyonun da klinik başarının temel bileşeni haline geldiğini ortaya koymuştur.

Günümüzde implant oklüzyonuna yönelik yaklaşım, dijital analiz yöntemleri ve sonlu elemanlar analizi gibi teknolojilerin sunduğu olanaklarla daha ileri bir düzeye taşınmıştır. Bu yöntemler, oklüzal yüklerin implant, protetik materyal ve çevre kemik dokusunda oluşturduğu stres dağılımının simüle edilmesine ve risk altındaki bölgelerin öngörülebilmesine olanak tanımaktadır (Geng, Tan & Liu, 2001; Brune et al., 2019). Ayrıca yapay zekâ ve bilgisayar destekli tasarım tabanlı sistemler, oklüzyon tasarımının hasta özelinde kişiselleştirilmesini mümkün kılarak, implant destekli restorasyonların mekanik ve biyolojik performansının iyileştirilmesine katkı sağlamaktadır (Revilla-León et al., 2023). Bu gelişmeler, implant oklüzyonunu başlı başına bir komplikasyon yönetimi stratejisinden çıkararak, modern protetik tedavinin ayrılmaz bir optimizasyon süreci haline getirmiştir.

### 3. İMPLANT OKLÜZYONUNUN BİYOMEKANİK PRENSİPLERİ VE KLİNİK UYGULAMALARI

İmplant destekli restorasyonların oklüzal tasarımı, doğal dentisyonla kıyaslandığında belirgin şekilde farklı biyomekanik koşullar altında gerçekleştirilir. Periodontal ligamentin yokluğu, implantların yükleri doğrudan kemik dokusuna iletmesine neden olmakta; bu durum deformasyon kapasitesi, stres dağılımı ve sensörimotor geri bildirim açısından önemli farklılıklar yaratmaktadır (Brunski, 1999). Dolayısıyla implant oklüzyonu, yalnızca fonksiyonel temasların düzenlenmesi değil, aynı zamanda peri-implant dokuların aşırı mekanik yüklenmeden korunmasını hedefleyen biyomekanik bir strateji olarak ele alınmalıdır.

İmplant destekli protezlerde oklüzyonun yönlendirilmesinde temel ilke, kuvvetlerin mümkün olduğunca implant eksenini boyunca iletilmesi ve lateral ya da eksenrik yüklenmenin sınırlandırılmasıdır. Lateral kuvvetler moment kolunu artırarak implant bileşenlerinde gerilme, vida gevşemesi, materyal kırığı ya da kemik kaybı gibi komplikasyonlara zemin hazırlayabilmektedir (Misch & Bidez, 1994). Bu nedenle, cusp eğiminin azaltılması, oklüzal tablanın daraltılması, kantilever uzunluğunun sınırlandırılması ve prematür temasların elimine edilmesi gibi tasarım stratejileri, eksenel yük transferini destekleyen ve mekanik komplikasyon riskini azaltan temel klinik yaklaşımlar olarak önerilmektedir (Misch, 2020).

Mekanik yüklenmenin kemik-implant arayüzündeki biyolojik yanıtı belirleyen önemli bir faktör olduğu ve aşırı ya da uygunsuz yüklenmenin stres konsantrasyonu, mikromovement ve buna bağlı kemik kaybı riskini artırabileceği hem deneysel hem de biyomekanik çalışmalarla ortaya konmuştur (Duyck & Vandamme, 2014). Bu bulgular, implant oklüzyonunun yalnızca restoratif morfolojiye indirgenemeyeceğini; aksine biyomekanik optimizasyonun klinik başarının temel belirleyicilerinden biri olduğunu göstermektedir.

İmplant tedavisinde oklüzyal tasarım, bu nedenle statik bir restoratif işlemde ziyade, biyomekanik, fonksiyonel ve davranışsal parametrelerin bir arada değerlendirildiği dinamik bir süreç olarak ele alınmaktadır. Güncel yaklaşım, oklüzyonun implant başarısı üzerindeki doğrudan etkisini dikkate alarak, modern klinik protokoller, oklüzal tasarım kararlarını ampirik yaklaşımlardan ziyade biyomekanik kanıtlarla yönlendirmeyi önermektedir (Misch, 2020). Biyomekanik yüklenmenin peri-implant dokular üzerindeki etkisinin, doku yanıtını belirleyen kritik bir faktör olduğu ve klinik sonuçları doğrudan etkileyebileceği yönündeki bulgular (Duyck & Vandamme, 2014; Brunski, 1999), bu yaklaşımın biyolojik temelini güçlendirmektedir. Bu çerçevede implant oklüzyonu, mekanik yüklerin kontrolü ve komplikasyon yönetimi merkezli geleneksel anlayıştan, uzun dönem biyomekanik stabiliteyi hedefleyen bütüncül bir klinik modele evrilmiştir.

### 4. İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE OKLÜZYON KAVRAMLARI

İmplant destekli restorasyonlarda oklüzal tasarım, doğal dentisyona kıyasla özgün biyomekanik koşullar altında gerçekleştirilir. Periodontal ligamentin yokluğu, implantların yükleri doğrudan kemik dokusuna iletmesine neden olmakta; bu durum, deformasyon kapasitesi, sensörimotor geri bildirim ve stres dağılımı açısından belirgin farklılıklar yaratmaktadır (Brunski, 1999). Bu nedenle implant oklüzyonu, yalnızca temas ilişkilerinin düzenlenmesi değil, aynı zamanda implant çevresindeki dokuların biyomekanik stabilitesinin korunmasını hedefleyen planlı bir klinik strateji olarak ele alınmalıdır.

Bu yaklaşımın temel bileşenlerinden biri, “implant-korumalı oklüzyon” kavramıdır. Bu kavram, oklüzal kuvvetlerin mümkün olduğunca implant eksenini boyunca iletilmesi ve lateral ya da eksenrik yüklenmenin sınırlandırılmasını amaçlar (Misch & Bidez, 1994). Klinik açıdan

cusps eğiminin azaltılması, oklüzal tablanın daraltılması, prematür temasların elimine edilmesi ve kantilever uzunluğunun sınırlandırılması gibi tasarım stratejileri, eksenel yük transferini destekleyerek mekanik komplikasyon riskini azaltan temel uygulamalar olarak kabul edilmektedir (Misch, 2008). İmplant tasarımının geometrik özellikleri, stres dağılımını ve uzun dönem klinik başarısını belirleyen kritik faktörler olarak tanımlanmış; çap, boy, yiv dizaynı ve platform özellikleri gibi parametrelerin klinik sonuçlarla ilişkili olduğu gösterilmiştir (Steigenga et al., 2003). Posterior bölgelerde aşırı temas şiddetinin, implant bileşenlerinde gerilme, materyal kırığı ve peri-implant kemik kaybı gibi olumsuz klinik sonuçlara yol açabileceği bildirilmiştir (Misch, 2008).

Dinamik oklüzyon, mandibular hareketler sırasında gerçekleşen temasları kapsar ve implant destekli restorasyonlarda özellikle hassas şekilde yönetilmesi gereken bir parametredir. Lateral ve protrüziv hareketler sırasında implant üzerindeki temasların minimal tutulması, moment kolunun artmasını engelleyerek mekanik komplikasyon riskini azaltır. Sonlu elemanlar analizleri, lateral kuvvetlerin peri-implant dokuda dikey yüklemeye kıyasla daha yüksek stres konsantrasyonuna yol açtığını göstermiştir (Geng, Tan & Liu, 2001). Bu bulgular, fonksiyonel rehberliğin mümkün olduğunda doğal dişlere veya biomekanik olarak daha avantajlı restorasyonlara aktarılmasının klinik önemini desteklemektedir.

Biyomekanik yüklenmenin kemik-implant arayüzündeki doku yanıtını belirleyen temel bir faktör olduğu, hem deneysel hem de biyomekanik çalışmalarla ortaya konmuştur. Aşırı veya uygunsuz yüklenme, stres birikimine, mikromovement oluşumuna ve buna bağlı kemik kaybı riskinin artmasına yol açabilmektedir (Duyck & Vandamme, 2014). FEA tabanlı çalışmalar, transversal yüklerin dikey yüklemeye kıyasla belirgin stres artışına neden olduğunu ve kemik morfetrisinin stres-distrobiyolojiyi önemli ölçüde modüle ettiğini göstermektedir (Natali et al., 2006). Özellikle kantilever içeren implant destekli sabit protezlerde, uzun dönem komplikasyon oranlarının arttığı ve sağkalımın kantilever varlığı, uzunluğu ve oklüzal yüklenme paternleri ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (Aglietta et al., 2009). Bu nedenle implant oklüzyonu, yalnızca protetik morfolojinin düzenlenmesinden ibaret değil; biomekanik yüklenmenin doku davranışı üzerindeki etkisini hesaba katan kompleks bir klinik değerlendirme sürecidir.

Modern implantolojide oklüzal tasarım, standart bir şemanın otomatik olarak uygulanması yerine, hasta bazında risk profilinin değerlendirilmesini gerektiren bireyselleştirilmiş bir yaklaşıma evrilmiştir. İmplant sayısı ve dağılımı, kemik kalitesi, antagonistin tipi, restorasyon materyali ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi faktörler, oklüzal yüklenmenin biyomekanik davranışını doğrudan etkilemektedir (Misch, 2008). Bu nedenle klinik karar verme süreci, anatomik ve fonksiyonel verilerin birleşimine dayanan ve peri-implant dokuların yüklenme yanıtını dikkate alan, kanıt temelli bir risk yönetimi modeli olarak ele alınmalıdır (Duyck & Vandamme, 2014). Biomekanik modelleme çalışmaları, yük yönü, kemik morfetrisi ve implant geometrisinin klinik sonuçları tahmin etmede kritik rol oynadığını göstermektedir (Natali et al., 2006). Bu çerçevede implant oklüzyonu, mekanik yüklerin kontrolü ve komplikasyonların önlenmesine odaklı geleneksel yaklaşımdan, uzun dönem biyolojik ve biyomekanik stabiliteyi hedefleyen bütüncül bir klinik stratejiye dönüşmüştür.

## 5. OKLÜZYON ŞEMALARI VE KLİNİK UYGULAMALARI

İmplant üstü restorasyonlarda oklüzyon şemasının belirlenmesi, doğal dentisyonda tanımlanan fonksiyonel oklüzyon ilkelerine dayansa da, periodontal ligamentin yokluğu, proprioseptif geri bildirimin azalması ve transversal yüklerin implant çevresinde daha yüksek stres konsantrasyonu oluşturması nedeniyle modifiye edilmelidir (Okeson, 2020; Misch, 2020). Fonksiyonel rehberlik, kas aktivitesinin kontrolü ve yük yönlendirmesi açısından önemli bir rol

oyunarken, implantlarda bu mekanizmaların eksikliği nedeniyle oklüzyon tasarımı, eksenel yük transferini maksimize etmeyi ve lateral stresleri minimize etmeyi hedefleyen koruyucu bir yaklaşım olarak ele alınmalıdır (Misch & Bidez, 1994; Kim, Oh, Misch & Wang, 2005).

Bu çerçevede implant üstü protezlerde kullanılan oklüzyon şemaları, restorasyonun tipine, implant sayısı ve dağılımına, antagonist yapısına ve parafonksiyonel risk profiline göre seçilmeli; her şemanın biyomekanik sonuçları klinik açıdan değerlendirilmelidir.

### **5.1 Karşılıklı Koruyucu Oklüzyon (Mutually Protected Occlusion)**

Mutually protected oklüzyon, anterior rehberliğin eksantrik hareketlerde posterior birimleri devre dışı bıraktığı, sentrik yüklerin posterior bölgede taşındığı bir modeldir (Okeson, 2020). İmplant destekli posterior restorasyonlarda bu oklüzal yaklaşım, eksantrik hareketler sırasında ortaya çıkan lateral kuvvetlerin posterior birimlerden uzaklaştırılmasını sağlayarak, abutment vidası gevşemesi, restorasyon kırıkları ve peri-implant kemik kaybı gibi mekanik komplikasyonların görülme olasılığını belirgin biçimde azaltmaktadır. (Misch & Bidez, 1994; Kim et al., 2005). Posterior implantların eksantrik rehberlikten bağımsızlaştırılması, mekanik yüklenmeyi azaltarak uzun dönem sağkalımı desteklemektedir (Misch, 2020).

### **5.2 Grup Fonksiyonlu Oklüzyon (Group Function Occlusion)**

Grup fonksiyonunda lateral hareket sırasında birden fazla posterior birim temas gösterir ve yük, tek bir dişe değil geniş bir alana dağıtılır. Bu model, anterior rehberliğin sağlanamadığı klinik durumlarda alternatif olarak kullanılabilir (Misch, 2020). Bununla birlikte posterior implantlarda lateral temas, mekanik komplikasyon riskini artırabilir; bu nedenle temaların kontrollü, kaydırılmış ve kısa süreli olması önerilmektedir (Kim et al., 2005). Klinik olarak grup fonksiyonu, implant sayısının arttığı ve posterior destek alanının geniş olduğu olgularda uygun bir seçenek olabilir.

### **5.3 Lingualized Oklüzyon**

Lingualized oklüzyon, temaların ağırlıklı olarak maksiller lingual tüberküller üzerinden yönlendirilmesiyle çiğneme etkinliğini artırmayı amaçlayan bir posterior oklüzyon modelidir. Ancak implant destekli restorasyonlarda bu şemanın biyomekanik etkileri tartışmalıdır. Sonlu elemanlar analizine dayanan çalışmalar, lingualized oklüzyonda ortaya çıkan transversal kuvvet bileşenlerinin implant boynu ve çevre kortikal kemikte stres yoğunluğunu artırabildiğini göstermiştir; bu stres artışı özellikle All-on-Four gibi tam ark restorasyonlarda daha belirgindir (Türker et al., 2018). Bu nedenle lingualized oklüzyon, fonksiyonel avantajlar sunsa da, implant biyomekaniği açısından lateral yüklerin kontrolü titizlikle değerlendirilmelidir.

### **5.4 Dengeli Oklüzyon (Bilateral Balanced Occlusion)**

Dengeli oklüzyon, mandibular hareketlerin tüm yönlerinde bilateral posterior temasın korunmasını amaçlayan klasik total protez yaklaşımıdır. Sabit implant üstü restorasyonlarda bilateral lateral temasın sürdürülmesi, peri-implant kemikte stres yoğunluğunu artırdığı ve mekanik komplikasyon riskini yükselttiği için önerilmemektedir (Duyck & Vandamme, 2014). Buna karşın implant destekli overdenture protezlerde, protez stabilitesinin sağlanması açısından modifiye dengeli oklüzyon uygun bir seçenek olabilir (Steigenga et al., 2003).

### **5.5 Klinik Oklüzyon Seçimi ve Risk Yönetimi**

Oklüzyon şemasının seçimi, restorasyon tipinin yanı sıra klinik risk profilinin değerlendirilmesini gerektirir. Cantilever içeren sabit restorasyonlarda transversal yüklerin komplikasyon riskini belirgin biçimde artırdığı, sistematik derlemelerde bildirilmiştir (Aglietta

et al., 2009). Parafonksiyon, kemik kalitesi, implant dizaynı ve antagonist tipi gibi faktörler, oklüzyon seçimi ve ayarlamasında kritik rol oynar (Steigenga et al., 2003). Bu nedenle implant oklüzyonu, standart bir şemanın otomatik olarak uygulanması yerine, biyomekanik performansı optimize eden, komplikasyon riskini azaltan ve uzun dönem stabiliteyi hedefleyen bireyselleştirilmiş bir klinik yaklaşım olarak ele alınmalıdır (Duyck & Vandamme, 2014; Misch, 2020).

## 6. HİBRİT VE TAM ARK RESTORASYONLARDA OKLÜZYON TASARIMI

Hibrit ve tam ark implant destekli restorasyonlarda oklüzyon tasarımı, biyomekanik yük aktarımını belirleyen temel bir klinik parametredir. Periodontal ligamentin yokluğu, implant sisteminde stres sönümleme kapasitesinin azalmasına ve proprioseptif geri bildirimin sınırlandırılmasına yol açarak özellikle eksantrik fonksiyon sırasında peri-implant kemikte daha yüksek stres birikimine neden olabilir. Bu nedenle hibrit protezlerde oklüzyonun kontrolü, yük aktarımının yönü ve büyüklüğünün stabilize edilmesi açısından kritik öneme sahiptir (Duyck & Vandamme, 2014). All-on-4 konseptinde posterior bölgede açılı implantların kullanılması, anatomik sınırlamaları aşmayı ve destek alanını genişletmeyi mümkün kılarsa da, bu yaklaşım aynı zamanda cantilever bölgesinde moment kuvvetlerinin artmasına yol açarak mekanik komplikasyon riskini yükseltebilmektedir (Malo et al., 2011). Biyomekanik çalışmalar, posterior implantların eksantrik yüklenmeye daha duyarlı olduğunu ve yüklerin implant eksenine boyunca aktarılmasının en stabil sonuçları verdiğini göstermektedir (Rangert, Jemt & Jörneus, 1989). Bu nedenle hibrit restorasyonlarda oklüzyon tasarımının ana hedefi, lateral kuvvetlerin azaltılması ve eksensel yük aktarımının maksimize edilmesidir.

Cantilever uzunluğu, hibrit restorasyonlarda mekanik davranışı belirleyen en kritik parametrelerden biridir. Klinik çalışmalar, cantilever uzadıkça abutment gevşemesi, materyal kırığı ve peri-implant kemik kaybı gibi komplikasyonların anlamlı biçimde arttığını göstermektedir (Aglietta et al., 2009). Cantilever uzunluğunun mekanik komplikasyonlarla ilişkisi modern sistematik derlemelerde de doğrulanmış olup, uzunluğun artmasıyla abutment gevşemesi ve protez kırığı insidansının anlamlı biçimde yükseldiği bildirilmiştir (Kondo et al., 2024). FEA modelleri, cantilever bölgesindeki yüklenmenin implant boynu çevresinde yoğun stres birikimine yol açtığını ve bu etkinin yalnızca cantilever uzunluğundan değil, aynı zamanda yük yönü, kortikal kemik kalınlığı ve implant geometrisi gibi çoklu değişkenlerden etkilendiğini göstermiştir (Eskitaşcıoğlu et al., 2004). All-on-4 gibi distalde serbest sonlanan protezlerde özellikle lateral bileşen içeren eksantrik yüklerin posterior implantlarda daha belirgin bir stres artışına neden olduğu Türker ve arkadaşlarının üç boyutlu FEA analizleriyle de doğrulanmıştır; bu analizlerde posterior implantlar her oklüzyon şemasında en yüksek stres değerlerini göstermiştir (Türker et al., 2018). Bu nedenle hibrit protezlerde cantilever tasarımı, hem uzunluk hem de yük yönü dikkate alınarak biyomekanik risk minimizasyonu temelinde planlanmalıdır.

Oklüzal morfoloji, hibrit restorasyonların stres dağılımını doğrudan etkileyen başka bir tasarım parametresidir. Yüksek tüberkül eğimleri, geniş oklüzal tablalar ve prematür temaslar transversal kuvvet bileşenini artırarak peri-implant kemikte stres konsantrasyonunu yükseltebilir. Bu nedenle hibrit restorasyonlarda tüberkül eğimlerinin azaltılması, oklüzal tablaların daraltılması ve eksantrik temasların sınırlandırılması önerilmektedir (Misch, 2020). Türker ve arkadaşlarının çalışması, posterior bölgede canine guidance dışındaki oklüzyon şemalarının—özellikle lingualize ve monoplane modellerin—implant ve çevre kemikte daha yüksek stres oluşturduğunu göstermiştir (Türker et al., 2018). Materyal seçimi ise biyomekanik performansı modüle eden bir diğer faktördür; yüksek elastik modüllü rijit materyaller stresi

daha doğrudan kemiğe iletirken, polimer esaslı materyaller belirli ölçüde enerji absorpsiyonu sağlayabilmekte, ancak bu etkinin klinik geçerliliği sistemin bütünsel tasarımıyla yakından ilişkilidir (Duyck & Vandamme, 2014). Çerçeve materyalinin elastik modülü, hibrit restorasyonlarda stres transferinin karakterini belirleyen temel değişkenlerden biridir. FEA analizlerinde titanyum, zirkonya ve kobalt-krom çerçevelerin implant çevresi stres dağılımını anlamlı biçimde farklılaştırdığı gösterilmiştir (Sirandoni et al., 2019). Parafonksiyonel alışkanlıkların hibrit protezlerde mekanik komplikasyon riskini belirgin şekilde artırdığı bilinmektedir; bu nedenle oklüzyon tasarımının daha konservatif yapılması ve gerektiğinde ek koruyucu önlemlerin uygulanması önerilir.

Genel olarak hibrit restorasyonlarda ideal oklüzyon tasarımı, tek bir evrensel protokole değil, hastanın biyomekanik risk profiline göre bireyselleştirilmiş bir yaklaşıma dayanmalıdır. Eksensel yük aktarımını destekleyen, lateral kuvvetleri minimize eden, cantilever toleransını artıran ve materyal davranışını göz önünde bulunduran bir tasarım yaklaşımı, hibrit protezlerin uzun dönem sağkalımını optimize eden en rasyonel klinik strateji olarak karşımıza çıkmaktadır.

## 7. OKLÜZYONUN KLİNİK DEĞERLENDİRİLMESİ VE DİJİTAL SİSTEMLER

İmplant üstü protezlerde oklüzyonun değerlendirilmesi, periodontal ligamentten yoksun implant-bone kompleksinin mekanik yüklenmeye karşı daha sınırlı adaptasyon kapasitesi nedeniyle tedavinin her aşamasında kritik önem taşır. Doğal dişlere kıyasla implantların taktıl duyarlılık eşiklerinin anlamlı derecede düşük olduğu, bu nedenle hastaların aşırı temasları veya erken oklüzal yüklenmeleri yeterince algılayamadığı gösterilmiştir (Hämmerle et al., 1995). Bu fizyolojik sınırlılık, implantlarda kontrolsüz eksantrik kuvvetlerin fark edilmeden uzun süre devam etmesine ve mekanik komplikasyon riskinin artmasına yol açabilir. Bu nedenle oklüzyonun değerlendirilmesi, yalnızca subjektif hasta geri bildirimi ya da geleneksel işaretleme yöntemleriyle sınırlı kalmamalı; objektif, tekrarlanabilir ve kantitatif değerlendirme araçlarıyla desteklenmelidir (Misch, 2020).

Geleneksel değerlendirme yöntemleri arasında yer alan artikülasyon kâğıdı, temas noktalarının lokalizasyonunu göstermekle birlikte temasların şiddeti veya zamanlaması hakkında bilgi sunmaz ve operatöre bağımlıdır (Kerstein & Radke, 2014). Buna karşın 8–12 mikron kalınlığında shimstock folyo, implant üstü restorasyonlarda gerçek temas varlığını belirlemede altın standart kabul edilmekte, özellikle hafif dirençle geçebilen folyo, aşırı temas bölgelerinin tespitinde yüksek klinik duyarlılık sağlamaktadır (Klineberg & Murray, 1999; Mao et al., 2024). Rezin veya oklüzal mum provalar ise tüberküller arası temasın üç boyutlu karakteristiğini ortaya koyarak tek implantlı posterior restorasyonlarda oklüzal yüksekliğin hassas ayarlanmasına imkân tanır (Misch, 2020). Ancak tüm bu yöntemler temelde subjektif yorumlara dayanır ve implant biyomekaniği açısından kritik olan temas şiddeti ve zamanlaması gibi değişkenleri ölçme kapasitesine sahip değildir.

Dijital oklüzyon analiz sistemlerinin ortaya çıkışı, implant üstü protezlerde oklüzyonun objektif değerlendirilebilmesi açısından önemli bir ilerleme sağlamıştır. Özellikle T-Scan sistemi, oklüzal kuvvet dağılımının zamanlama ve şiddet açısından dinamik olarak kaydedilmesine imkân tanımakta, erken temasların belirlenmesi ve lateral yük taşıyan implantların tespit edilmesinde yüksek klinik hassasiyet sunmaktadır (Kerstein & Radke, 2014). Dijital verilerin 3 boyutlu dijital modellerle hizalanması üzerine yapılan çalışmalarda, sensör bazlı oklüzyon verilerinin üç boyutlu CAD modellerine yüksek doğrulukla aktarılabilirdiği ve böylece oklüzal ilişkilerin hem statik hem dinamik boyutta güvenilir biçimde değerlendirilebildiği gösterilmiştir (de Prado et al., 2018). Bu entegrasyon, implant üstü protezlerde bireyselleştirilmiş oklüzyon

tasarımı yapılmasını mümkün kılmakta ve restorasyon tasarımındaki hataların üretim öncesi dijital ortamda saptanmasına katkı sağlamaktadır.

Oklüzyon analizinin yalnızca başlangıç aşamasında değil, uzun dönem takiplerde de düzenli olarak yapılması gerektiği klinik çalışmalarla ortaya konmuştur. Sabit implant protezlerinde takip süresi 40 ayı aşan kohortlarda, vida gevşemesi, porselen kırıkları ve çiğneme kaynaklı yorulma gibi teknik komplikasyonların sıklığının, büyük ölçüde oklüzal yük dağılımı ve parafonksiyon varlığı ile ilişkili olduğu bildirilmiştir (De Boever et al., 2006). Posterior implantların özellikle eksantrik kuvvetlere karşı daha duyarlı olduğu, brüksizm varlığında komplikasyon oranlarının anlamlı derecede yükseldiği ve implant-protez sisteminin biyomekanik toleransını aşan yüklenmelerin hem biyolojik hem mekanik açıdan risk oluşturduğu ortaya konmuştur. Bu nedenle düzenli periyodik kontrollerde oklüzyonun yeniden değerlendirilmesi, erken temasların elimine edilmesi ve yük dağılımının stabilizasyonu, implant sağkalımını destekleyen temel klinik yaklaşımlardır (Misch, 2020; Bidra et al., 2016).

Bu veriler ışığında implant üstü protezlerde oklüzyon değerlendirmesi çok katmanlı bir süreç olarak ele alınmalı; proprioseptif sınırlılıkların farkında olunmalı, geleneksel yöntemlerin sunduğu nitel veriler modern dijital analiz sistemleriyle kantitatif olarak desteklenmeli ve periyodik takip protokolleri oklüzyon değişimlerini öngörecektir biçimde yapılandırılmalıdır. Böylece hem biyomekanik stres birikimi azaltılabilir hem de implant-protez kompleksinin uzun dönem başarısı güvence altına alınabilir.

## 8. OKLÜZYONA BAĞLI MEKANİK VE BİYOLOJİK KOMPLİKASYONLAR

İmplant üstü protezlerde oklüzyonun biyomekanik olarak doğru planlanmaması; mekanik yüklerin kontrolsüz iletilmesine, peri-implant dokular üzerinde stres birikimine ve uzun dönem stabiliteyi tehdit eden çeşitli komplikasyonların ortaya çıkmasına yol açabilir. Periodontal ligamentin yokluğu, implantların taktıl duyarlılık eşliğini doğal dişlere kıyasla anlamlı derecede artırmakta; bu nedenle hastalar erken temasları veya aşırı yüklenmeleri çoğunlukla fark edememektedir (Hämmerle et al., 1995). Bu fizyolojik sınırlılık, kronik mikrotravmanın uzun süre devam etmesi için zemin hazırlar. Parafonksiyonel aktiviteler de bu tabloyu ağırlaştırarak hem mekanik hem biyolojik komplikasyon riskini belirgin şekilde yükseltmektedir (Manfredini et al., 2012).

### 8.1 Mekanik Komplikasyonlar

Mekanik komplikasyonlar arasında en sık karşılaşılanlardan biri abutment vidasının gevşemesidir. İmplant-abutment bağlantısında tekrarlayan mikro-hareketler preload kaybına neden olurken, özellikle lateral kuvvetlerin baskın olduğu posterior bölgelerde metal yorulmasına bağlı vida kırıkları da görülebilmektedir (Rangert, Jemt & Jörneus, 1989). Bu komplikasyonların önemli bir kısmı oklüzal kuvvet yönünün doğru kontrol edilememesi ve antagonist temasların eksantrik karakterde olmasıyla ilişkilidir.

Porselen veneer kırıkları, özellikle zirkonya altyapılı sabit protezlerde sıklıkla bildirilen bir diğer mekanik komplikasyondur. Modern çalışmalar, veneer kırığının yalnızca materyal uyumsuzluğundan değil; yanlış oklüzyon tasarımı, yüksek tüberkül eğimleri, geniş oklüzal tablalar ve kontrolsüz eksantrik temaslar gibi yük dağılımını bozan faktörlerden kaynaklandığını göstermektedir (De Lima et al., 2015). Bu nedenle oklüzal morfolojinin mekanik yük aktarımı üzerindeki etkisi restoratif tasarım aşamasında titizlikle değerlendirilmelidir.

Cantilever içeren hibrit ve tam ark restorasyonlarda mekanik komplikasyon riski daha yüksektir. Sistematik derlemelerde cantilever uzunluğundaki artışın abutment gevşemesi, protez kırığı ve kemik kaybı insidansını anlamlı düzeyde artırdığı gösterilmiştir (Kondo et al., 2024). Finite element analizleri, cantilever bölgesinde oluşan moment kuvvetlerinin implant boynunda yoğun stres birikimi yarattığını ve bunun implant-protez kompleksinin mekanik dayanımını zayıflatan bir etki olduğunu doğrulamaktadır (Eskitaşcıoğlu et al., 2004; Sirandoni et al., 2019). Aşırı cantilever yüklenmesinin ilerleyen dönemlerde metal yorulmasına bağlı implant gövde fraktürüne dahi yol açabileceği bildirilmiştir (Geng et al., 2001).

Klinik takip çalışmalarında, sabit implant protezlerinde görülen kırıklar, bağlantı problemleri ve materyal deformasyonlarının çoğunun, oklüzal yük dağılımındaki dengesizlik veya parafonksiyonla ilişkili olduğu ortaya konmuştur (De Boever et al., 2006). Bu nedenle mekanik komplikasyonların büyük bölümü, erken tanı ve doğru oklüzyon ayarı ile önlenabilir niteliktedir.

## 8.2 Biyolojik Komplikasyonlar

Aşırı oklüzal yüklenmenin biyolojik etkileri, peri-implant kemik dokusu üzerinde hem deneysel hem klinik çalışmalarla doğrulanmıştır. Kontrollü yüklenmeden farklı olarak aşırı mekanik stres, implant çevresinde mikrofraktürlere ve lokal inflamatuvar yanıtı neden olarak marjinal kemik kaybını hızlandırabilir (Isidor, 2006). Çeşitli kohort çalışmalarında, implant tasarımı, yüklenme paterni ve oklüzal travma gibi faktörlerin kemik seviyelerini anlamlı şekilde etkilediği bildirilmiştir (Naert et al., 2012; van Velzen et al., 2015).

Peri-implantitisin primer etkeni bakteri plağıdır; ancak mekanik aşırı yüklenmenin yumuşak dokuların inflamatuvar cevabını artırarak hastalığın ilerlemesini hızlandırdığı yönünde artan kanıtlar bulunmaktadır (Di Fiore et al., 2022; Mojaver et al., 2025). Mikrotravmanın uzun süre devam ettiği vakalarda, implant çevresi kemik dokusu biyomekanik olarak zayıflar ve rezorptif değişiklikler daha hızlı ortaya çıkar.

Propriosepsiyonun sınırlı olması nedeniyle hastalar aşırı temasları algılayamaz ve bu durum kronik mikrotravma döngüsünün uzun süre fark edilmeden devam etmesine neden olur (Hämmerle et al., 1995). Bu mekanizma özellikle bruksizmlili hastalarda belirgin olup biyolojik komplikasyon insidansını artıran önemli bir risk faktörüdür.

## 8.3 Komplikasyonların Klinik Yansımaları ve Yönetim Stratejileri

Oklüzal aşırı yüklenme, implant üstü restorasyonlarda hem mekanik hem de biyolojik komplikasyonlara zemin hazırlayan bir dizi klinik belirti ile kendini gösterir. Bu belirtiler genellikle progresif bir seyir izler ve erken dönemde fark edilmediğinde implant-protez kompleksinin bütünlüğünü tehdit edebilir. En sık gözlenen bulgulardan biri, abutment vidasında tekrarlayan gevşemedir; bu durum çoğunlukla lateral temasların kontrolsüz olduğu ve yüklerin bağlantı bölgesinde mikromobilite yarattığı vakalarda ortaya çıkar. Restorasyonlarda görülen çatlak veya kırıklar da benzer şekilde oklüzal dengesizliğin lokalize göstergeleridir ve tüberkül eğimlerinin aşırı olduğu, oklüzal tablanın geniş bırakıldığı veya eksantrik temasların elimine edilmediği durumlarda daha sık rapor edilmektedir.

Biyolojik açıdan, çiğneme sırasında rahatsızlık, kretal hassasiyet ve klinik marjinal kemik kaybı gibi bulgular aşırı yüklenmenin erken işaretleri olabilir. Periodontal ligamentin yokluğuna bağlı propriyoseptif yetersizlik, hastanın aşırı temasları fark edememesine yol açar ve kronik mikrotravma uzun süre devam edebilir (Hämmerle et al., 1995). Parafonksiyon varlığında bu süreç daha da hızlanır ve hem mekanik hem biyolojik komplikasyon riski belirgin şekilde artar (Manfredini et al., 2012).

Bu klinik bulguların yönetimi, yalnızca oluşan hasarı düzeltmekten ibaret değildir; aynı zamanda biyomekanik risk faktörlerinin ortadan kaldırılmasını gerektirir. Bu kapsamda eksantrik temasların elimine edilmesi, cantilever uzunluğunun biyomekanik sınırlar içinde tutulması ve tüberkül eğimlerinin azaltılarak oklüzal tablaların daraltılması temel stratejilerdir. Parafonksiyon şüphesi bulunan hastalarda koruyucu gece plağı uygulaması zorunlu kabul edilmekte, düzenli bakım ve kontrolün özellikle yüksek riskli vakalarda komplikasyon oranlarını anlamlı biçimde azalttığı bildirilmiştir (De Boever et al., 2006).

Dijital oklüzyon analiz sistemleri, bu yönetim stratejilerinin en önemli tamamlayıcılarından biridir. Oklüzal temas yoğunluğu ve zamanlamasının objektif ölçümü, erken temasların saptanmasını ve yük dağılımının optimize edilmesini sağlar. T-Scan gibi sistemlerin kullanıldığı çalışmalar, temas diziliminin düzeltilmesi ile implant çevresi stres birikiminin azaldığını ve mekanik komplikasyon insidansının düştüğünü göstermektedir (Kerstein & Radke, 2014; Luo et al., 2019). Klinik uygulamada bu teknolojilerin periyodik kontrollerle entegre edilmesi, implant-protez kompleksinin uzun dönem stabilitesini destekleyen kritik bir unsur olarak değerlendirilmektedir.

## 9. DİJİTAL VE GELECEĞE YÖNELİK YAKLAŞIMLAR

Dijital teknolojiler, implant üstü protezlerde oklüzyon planlamasını sezgisel bir değerlendirme olmaktan çıkarak ölçülebilir ve tekrarlanabilir bir sürece dönüştürmüştür. Günümüzde oklüzyon; temas noktalarının şiddeti, zamanlaması, çiğneme kuvvetlerinin yönü ve protez tasarımının biyomekanik etkilerini içeren kapsamlı bir dijital analiz alanına dönüşmüştür (Sadowsky, 2021; Misch, 2020). Periodontal mekanoreseptörlerin yokluğu nedeniyle implant hastalarında proprioseptif geri bildirimin azalması, dijital analizlerin önemini daha da artırmaktadır (Manfredini et al., 2012).

Artikülasyon kâğıdının temas şiddetini gösterememesi, dijital sensör tabanlı sistemlerin kullanımını gerekli kılmıştır. Kerstein ve Radke (2014), artikülasyon işaretlerinin klinisyenler tarafından yalnızca %13 doğrulukla yorumlanabildiğini bildirmiştir. Modern sensörlerin klinik doğruluğunu değerlendiren çalışmalarda ise temas yoğunluğu ve zaman diziliminin yüksek kesinlikte saptanabildiği gösterilmiştir (Mao et al., 2024). Bu nedenle T-Scan gibi sistemler, implant destekli protezlerde erken temasların giderilmesi ve lateral yüklerin kontrolünde kritik bir rol üstlenmektedir.

CAD/CAM tabanlı sanal artikülasyon ve dijital oklüzyon eşleştirme yöntemleri, protez tasarımını üretim öncesi optimize etmeye olanak sağlamaktadır. De Prado ve çalışma arkadaşları (2018), dinamik oklüzal verilerin üç boyutlu dijital modellerle yüksek doğrulukla hizalanabildiğini ve bu yöntemlerin implant üstü restorasyonlarda temas dağılımını anlamlı biçimde iyileştirdiğini göstermiştir. Yapay zekâ uygulamaları da bu dijital iş akışına entegre edilmekte olup, oklüzyon verilerinin otomatik sınıflandırılması, parafonksiyon riskinin tahmin edilmesi ve kişiye özel oklüzal mimarinin oluşturulması gibi yeni klinik olanaklar yaratmaktadır (Revilla-León et al., 2023).

Tam ark restorasyonlarda dijital analiz daha da önemli hale gelmektedir. Sirandoni ve arkadaşlarının (2019) sonlu elemanlar çalışmasında hibrit protezlerde farklı çerçeve materyallerinin implant boynu çevresindeki stres dağılımını önemli ölçüde değiştirdiği gösterilmiştir. Kuvvet aktarım yollarının dijital olarak modellenmesine yönelik yeni çalışmalar, çiğneme fonksiyonu sırasında implant çevresinde oluşan stres alanlarının önceden tahmin edilebildiğini ortaya koymuştur (Kondo et al., 2024). Uzun dönem kohort verileri ise, oklüzal

yük yönetimi uygun olan implantlarda marjinal kemik seviyelerinin daha stabil kaldığını göstermektedir (Naert et al., 2012).

Yapay zekâ, sensör tabanlı analiz ve biyomekanik modellemenin entegrasyonu, implant-protective oklüzyonun geleceğini oluşturmaktadır. Klinik uygulamaların dijitalleşmesi, oklüzyonun artık statik bir kavram değil; birçok parametrenin gerçek zamanlı analizine dayanan dinamik bir biyomekanik süreç olduğunu göstermektedir.

## 10. SONUÇ

İmplant üstü protezlerde oklüzyon, implant–kemik arayüzünün biyomekanik yük toleransını doğrudan belirleyen kritik bir değişkendir. Periodontal ligamentin yokluğu nedeniyle implantlar, çiğneme kuvvetlerini doğal dişlere kıyasla daha rijit iletmekte ve bu durum uygun olmayan oklüzal ilişkiler altında mekanik ve biyolojik komplikasyon riskini artırmaktadır (Misch, 2020). Sonlu eleman analizleri, transversal bileşeni yüksek kuvvetlerin implant boynu çevresinde stres yoğunluğunu belirgin biçimde artırdığını ve eksenel yük aktarımının implant sağkalımında temel rol oynadığını göstermektedir (Natali et al., 2006; Sirandoni et al., 2019).

Klinik veriler, yanlış oklüzyon planlamasının abutment gevşemesi, çerçeve ve veneer kırıkları, cantilever kaynaklı moment artışı ve marjinal kemik kaybı gibi komplikasyonların önemli bir belirleyicisi olduğunu doğrulamaktadır (Isidor, 2006; Duyck & Vandamme, 2014). IPO (implant-protected occlusion) yaklaşımı, eksantrik temasların azaltılması, tüberkül eğimlerinin sadeleştirilmesi ve posterior implantların lateral yüklerden korunması yoluyla bu riskleri minimize etmeyi amaçlar (Sadowsky, 2021; Malo et al., 2011).

Dijital oklüzyon analiz sistemleri, geleneksel yöntemlerin sınırlılıklarını ortadan kaldırarak temas şiddeti, zamanlaması ve kuvvet dağılımının objektif değerlendirilmesine olanak sağlamış; T-Scan ve benzeri sensör tabanlı ölçümlerin implant üstü restorasyonların uzun dönem stabilitesini artırdığı gösterilmiştir (Kerstein & Radke, 2014; Mao et al., 2024). Ayrıca çiğneme kuvvetlerinin dijital olarak modellenmesi ve yapay zekâ tabanlı analizlerin oklüzyon tasarımına entegrasyonu, hasta spesifik risk profilinin daha doğru belirlenmesini mümkün kılmıştır (Revilla-León et al., 2023; Kondo et al., 2024).

Sonuç olarak, implant üstü protezlerde oklüzyon yönetimi; biyomekanik prensiplerin, dijital teknolojilerin ve hasta bazlı risk değerlendirmesinin bütünleşik olarak ele alınmasını gerektiren çok boyutlu bir süreçtir. Literatür, implant-protected oklüzyon yaklaşımının mekanik ve biyolojik komplikasyonları azalttığını ve implant tedavilerinin uzun dönem başarısında belirleyici bir rol oynadığını güçlü biçimde desteklemektedir.

## KAYNAKÇA

- Aglietta, M., Siciliano, V. I., Zwahlen, M., Brägger, U., Pjetursson, B. E., Lang, N. P., & Salvi, G. E. (2009). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 20(4), 441–451. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01706.x>
- Albrektsson, T., & Zarb, G. (1993). Current interpretations of the osseointegrated response: Clinical significance. *International Journal of Prosthodontics*, 6(2), 95–105.
- Bidra, A. S., Daubert, D. M., Garcia, L. T., Kosinski, T. F., Nenn, C. A., Olsen, J. A., Platt, J. A., Wingrove, S. S., Chandler, N. D., & Curtis, D. A. (2016). Clinical practice guidelines for recall and maintenance of patients with tooth-borne and implant-borne dental restorations. *Journal of Prosthodontics*, 25(Suppl. 1), S32–S40. <https://doi.org/10.1111/jopr.12416>
- Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., & Öhman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 11, 1–132.
- Brune, A., Stiesch, M., Eisenburger, M., & Greuling, A. (2019). The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress: A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Materials Science and Engineering: C*, 99, 367–373. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.01.104>
- Brunski, J. B. (1999). In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Advances in Dental Research*, 13(1), 99–119. <https://doi.org/10.1177/08959374990130012301>
- Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2015). Bruxism and dental implants: A meta-analysis. *Implant Dentistry*, 24(5), 505–516. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000298>
- De Boever, A. L., Keersmaekers, K., Vanmaele, G., Kerschbaum, T., Theuniers, G., & De Boever, J. A. (2006). Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observation period of at least 40 months. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(11), 833–839. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01633.x>
- de Prado, I., Iturrate, M., Mínguez, R., & Solaberrieta, E. (2018). Evaluation of the accuracy of a system to align occlusal dynamic data on 3D digital casts. *BioMed Research International*, 2018, Article 8079089. <https://doi.org/10.1155/2018/8079089>
- Di Fiore, A., Tartaglia, G. M., Sforza, C., & Dellavia, C. (2022). Influence of occlusal loading pattern on peri-implant bone morphology: A micro-CT and histological analysis. *Journal of Periodontal Research*, 57(3), 611–620. <https://doi.org/10.1111/jre.12984>
- Duyck, J., & Vandamme, K. (2014). The effect of mechanical loading on peri-implant bone remodeling. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41(10), 772–780. <https://doi.org/10.1111/joor.12195>
- Eskitaşcıoğlu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., & Ünsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 144–150. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.018>

- Geng, J. P., Tan, K. B. C., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585–598. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.115251>
- Hämmerle, C. H. F., Wagner, D., Brägger, U., Lussi, A., Karayiannis, A., Joss, A., & Lang, N. P. (1995). Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clinical Oral Implants Research*, 6(2), 83–90. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1995.060203.x>
- Isidor, F. (1996). Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants: A clinical and radiographic study in monkeys. *Clinical Oral Implants Research*, 7(2), 143–152. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070208.x>
- Isidor, F. (2006). Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical Oral Implants Research*, 17(Suppl. 2), 8–18. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x>
- Kerstein, R. B., & Radke, J. (2014). Clinician accuracy when subjectively interpreting articulating paper markings. *CRANIO: The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice*, 32(1), 13–23. <https://doi.org/10.1179/0886963413Z.0000000001>
- Kim, Y., Oh, T.-J., Misch, C. E., & Wang, H.-L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, 16(1), 26–35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x>
- Klineberg, I., & Murray, G. (1999). Osseoperception: Sensory function and proprioception. *Advances in Dental Research*, 13(1), 120–129. <https://doi.org/10.1177/08959374990130010101>
- Kondo, Y., Sakai, K., Minakuchi, H., Horimai, T., Kuboki, T., & JSOI Clinical Guideline Working Group. (2024). Implant-supported fixed prostheses with cantilever: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Implant Dentistry*, 10, 57. <https://doi.org/10.1186/s40729-024-00552-2>
- Luo, Q., Ding, Q., Zhang, L., & Xie, Q. (2019). Analyzing the occlusion variation of single posterior implant-supported fixed prostheses by using the T-Scan system: A prospective 3-year follow-up study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.12.012>
- Malo, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S. M., & Molina, G. J. (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *Journal of the American Dental Association*, 142(3), 310–320. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0170>
- Manfredini, D., Poggio, C. E., & Lobbezoo, F. (2012). Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(6), 779–785. <https://doi.org/10.1111/cid.12015>
- Mao, Z., Bleiel, H., Beuer, F., Bose, M. W. H., & Soetebeer, M. (2024). Occlusal changes on implant-supported single crowns with one year follow-up after loading: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 146, 105000. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105000>
- Misch, C. E. (2020). *Dental implant prosthetics* (2nd ed.). Elsevier.
- Misch, C. E., & Bidez, M. W. (1994). Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 15(9), 1330–1344.

- Mojaver, S., Patel, N., Sarmiento, H., & Fiorellini, J. P. (2025). Under pressure: Unraveling the impact of occlusal overload on peri-implant health—A systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 34(8), 784–795. <https://doi.org/10.1111/jopr.14088>
- Naert, I., D’Haese, J., & Collaert, B. (2012). A 5-year prospective study on implants and prosthetic restorations in the aesthetic region. *Clinical Oral Implants Research*, 23(Suppl. 5), 30–37. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02550.x>
- Natali, A. N., Pavan, P. G., & Ruggero, A. L. (2006). Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research*, 17(1), 67–74. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01162.x>
- Okeson, J. P. (2020). *Management of temporomandibular disorders and occlusion* (8th ed.). Elsevier.
- Rangert, B., Jemt, T., & Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Brånemark implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 4(3), 241–247.
- Revilla-León, M., Gómez-Polo, M., Vyas, S., Barmak, B. A., Gallucci, G. O., Att, W., & Krishnamurthy, V. R. (2023). Artificial intelligence applications in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(2), 293–300. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.05.008>
- Sirandoni, D., Leal, E., Weber, B., Noritomi, P. Y., Fuentes, R., & Borie, E. (2019). Effect of different framework materials in implant-supported fixed mandibular prostheses: A finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(6), e107–e114. <https://doi.org/10.11607/jomi.7255>
- Steigenga, J. T., Al-Shammari, K. F., Nociti, F. H., Misch, C. E., & Wang, H. L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success: A review. *Implant Dentistry*, 12(4), 306–317. <https://doi.org/10.1097/01.ID.0000091140.76130.A1>
- Türker, Ş. A., Yılmaz, H., Yüzügüllü, B., & Akgül, H. M. (2018). Three-dimensional finite element analysis of the effect of occlusal schemes on mandibular All-on-Four implant-supported prostheses. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(4), 468–475. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.05.004>



# BÖLÜM 6

---

## DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK SEÇİMİ VE GÜNCEL RENK ÖLÇÜM YÖNLEMLERİ

*Serra YALINKILIÇ<sup>1</sup>, Elif YİĞİT<sup>2</sup>*

<sup>1</sup> Arş. Gör. Dt. Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı polatkanserra@gmail.com

<sup>2</sup> Dr. Öğr.Üyesi Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı elfyigitt3@gmail.com

Estetik, protetik diş tedavisi için en önemli unsurlardan biridir. Hastanın komşu dişleriyle simetrik olarak uyum sağlayan estetik bir restorasyon sunmak esastır. Bununla birlikte, doğal diş renklerinin çeşitliliği nedeniyle, protez ile doğal dişler arasında yakın bir renk uyumu sağlamak zordur. Birçok protez, yanlış renk seçimi nedeniyle başarısız olur ve bu nedenle, en iyi sonuçları elde etmek için her diş hekiminin renk seçimi sürecine hakim olması gerekir. (Alnusayri et al., 2022)

Renk üç faktöre bağlıdır; gözlemci, ışık kaynağı ve objedir. Bu faktörlerin herhangi birinin değişmesi rengin doğru algılanamamasına sebep olacaktır. Bir ışık kaynağı, spektrumun farklı dalga boylarındaki enerji dağılımı ile karakterize edilebilir. Işık bir nesnenin üzerine düştüğünde, nesnenin fiziksel özelliklerine bağlı olarak yansıma, saçılma, soğurma ve iletim gibi süreçler sonucunda değişime uğrar. Bir nesnenin rengi, farklı dalga boylarında yüzeyden yansıyan ışık miktarını ifade eden spektral yansıtma özelliklerine büyük ölçüde bağlıdır.

Diş rengi ve restoratif dental materyallerin renk ölçümü, klinik uygulamalar ve dental araştırmalar açısından birçok önemli kullanım alanına sahiptir. Klinik uygulamada, örneğin bir diş kronunun hazırlanması ve uyumlandırılması sürecinde, diş hekiminin öncelikle diş rengini doğru bir şekilde ölçmesi ve bu rengi, uygun renkte dental materyalleri seçerek kronu üretecek olan laboratuvar teknisyenine doğru biçimde iletmesi gerekmektedir. Bu iş birliği sonucunda, mevcut dentisyona kabul edilebilir düzeyde renk uyumu sağlayan bir kronun elde edilmesi amaçlanmaktadır.

Renk ölçüm cihazları ve sistemleri, dental araştırmalarda da giderek daha yaygın şekilde kullanılmaktadır. Bu sistemler; görsel renk algı eşiklerinin değerlendirilmesi, görsel ve cihaz temelli değerlendirmeler arasındaki karşılaştırmalar, renk uyumluluğu ve renk stabilitesinin incelenmesi, diş beyazlatma çalışmaları ile insan dişleri ve dental materyaller arasındaki renk etkileşimlerinin analiz edilmesi gibi alanlarda kullanılmaktadır. Diş renginin ölçümünde kullanılan yöntemler, renk skalaları aracılığıyla yapılan görsel karşılaştırmalardan, spektrofotometreler, kolorimetreler, spektoradyometreler ve dijital görüntü analiz teknikleri kullanılarak gerçekleştirilen cihaz temelli ölçümlere kadar geniş bir yelpazeyi kapsamaktadır.

Renk kavramını tanımlayabilmek amacıyla farklı sınıflandırma sistemleri geliştirilmiştir. Bu sistemler arasında en yaygın kullanılanlardan biri Munsell Renk Sistemi'dir. Munsell sisteminde renk; hue, value ve chroma olmak üzere üç temel parametre üzerinden değerlendirilir. Hue, rengin temel tonunu (kırmızı, mavi, yeşil gibi), value rengin açıklık-koyuluk derecesini, chroma ise rengin doygunluk seviyesini tanımlar. Renk tanımlamada kullanılan bir diğer sistem olan CIELab ise rengi  $L^*$ ,  $a^*$  ve  $b^*$  koordinatları ile üç boyutlu bir uzayda ifade eder. (Sengez & Dörter, 2019b)

Işık ve renk algısını etkileyen başlıca unsurlar arasında opasite, yarı saydamlık, saydamlık, ışıma, kırılma, yansıma ve metamerizm yer almaktadır. Bununla birlikte, rengi değerlendiren bireyin deneyimi ve renk algılama kapasitesinin sonuçlar üzerindeki belirleyici rolünü ortaya koyan çalışmalar da mevcuttur. Metamerizm, rengin kullanılan ışık kaynağına bağlı olarak farklı biçimlerde algılanması durumunu tanımlayan bir kavramdır ve dijital kameralar ile görüntüleme sistemlerinde sıklıkla karşılaşılan önemli sorunlardan biri olarak kabul edilmektedir. (Şeker & Sarı, 2019)

## 1..Renk Sistemleri

### 1.1 Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi, renklerin sistematik olarak tanımlanmasına yönelik geliştirilen en eski ve en temel renk sınıflandırma yaklaşımlarından biridir. Bu sistem, Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilmiştir. Munsell renk sisteminde renkler, üç boyutlu silindirik bir koordinat sistemi içerisinde ifade edilmektedir. Bu modelde renk algısı; hue, value ve chroma olmak üzere üç temel değişken üzerinden açıklanmaktadır.

Sistemde value, silindirin dikey eksenini boyunca konumlandırılmış olup beyazdan siyaha doğru değişen gri tonlarını temsil etmektedir. Hue, silindirin çevresinde yer alan dairesel düzlem üzerinde konumlanmış ve beş ana renk ile bunların arasında yer alan beş ara renkten oluşacak şekilde düzenlenmiştir. Chroma ise silindirin merkezinden dışarı doğru yatay yönde artan bir yapı sergilemekte ve rengin doygunluk derecesini ifade etmektedir.

Hue, rengin temel kimliğini tanımlayan parametredir. Munsell, hue kavramını bir renk ailesini diğerinden ayıran özellik olarak tanımlamış; bu sayede sarının kırmızıdan, yeşilin ise mavi veya mor tonlardan ayırt edilebildiğini ifade etmiştir. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan VITA Classical renk skalasında hue, A, B, C ve D harfleriyle gösterilmektedir.

Value, rengin açıklık veya koyuluk derecesini ifade eden parlaklık parametresidir. Munsell'e göre value, siyah ve beyaz arasında uzanan doğrusal bir skala üzerinde tanımlanır; bu skalada 0 değeri siyahı, 10 değeri ise beyazı temsil eder. Doğal dişlerde value değerinin genellikle 4 ile 8 arasında değiştiği bildirilmektedir.

Chroma ise ana rengin yoğunluğunu ve doygunluk seviyesini ifade etmektedir. Parlaklıkla ters orantılı olan bu parametre, rengin daha canlı ya da daha soluk algılanmasında belirleyici rol oynar. VITA Classical renk skalasında chroma, sayısal değerler aracılığıyla tanımlanmaktadır.

Bu üç boyutlu yapı, Munsell renk uzayında görsel olarak da ifade edilmiştir. Sistematik düzende tonlar yatay bir düzlemde dairesel biçimde yerleştirilirken, değer dikey ekseninde siyah ile beyaz arasında konumlandırılmıştır. Kroma ise merkezden dışa doğru artan bir eksen boyunca gösterilmiştir. Bu düzenleme, renkler arasındaki algısal farkların daha tutarlı bir biçimde temsil edilmesini sağlamaktadır. Munsell sisteminin önemli özelliklerinden biri, renkler arasındaki aralıkların insan gözünün algısına uygun olacak şekilde eşitlenmiş olmasıdır. Bu sayede renkler arasındaki farklar, yalnızca fiziksel değil, algısal açıdan da anlamlı hale gelmektedir.

Munsell Renk Sistemi, renk standardizasyonunun gerekli olduğu sanat, tasarım, eğitim, endüstriyel üretim ve bilimsel araştırmalar gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmıştır. Özellikle renklerin karşılaştırılması ve tanımlanmasında sunduğu ortak dil, algısal farklılıkların azaltılmasına önemli katkılar sağlamıştır. (Per, 2012)

### 1.2 CIELAB Renk Sistemi

CIELAB renk sistemi, Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (Commission Internationale de l'Éclairage – CIE) tarafından 1976 yılında geliştirilmiş olup, özellikle dental araştırmalarda günümüzde yaygın olarak kullanılan renk sistemlerinden biridir. Bu sistemde renk, Munsell renk sistemine benzer şekilde üç farklı koordinat aracılığıyla tanımlanmaktadır:  $L^*$ ,  $a^*$  ve  $b^*$ .

CIELAB sisteminde  $L^*$  değeri, rengin açıklık–koyuluk düzeyini ifade eder ve rengin siyah–beyaz eksenindeki konumunu temsil eder. Bu parametre, Munsell sistemindeki *value* kavramı ile doğrudan ilişkilidir. Rengin kromatik özellikleri ise bu sistemde  $a^*$  ve  $b^*$  eksenleri ile tanımlanmaktadır.  $a^*$  eksenini yeşil–kırmızı yönündeki renk değişimini,  $b^*$  eksenini ise mavi–sarı doğrultusundaki renk bileşenlerini ifade eder. Böylece rengin ton ve doygunluk özellikleri sayısal olarak tanımlanabilmektedir.

CIELAB renk sisteminin temel yaklaşımı, iki renk arasındaki farkın yalnızca fiziksel mesafeye değil, algısal farkın büyüklüğüne göre değerlendirilmesini esas almasıdır. Bu sayede, rengin tonundan bağımsız olarak, renkler arasındaki farklar daha eşit algısal aralıklara sahip bir renk uzayı içerisinde ifade edilebilmektedir. Bu özellik, CIELAB sistemini renk farkı analizlerinde ve klinik değerlendirmelerde tercih edilen bir model hâline getirmiştir.

## 2. Materyallerin Optik Özellikleri

Bir objenin algılanan rengi yalnızca kullanılan renklendirici maddelere değil; aynı zamanda materyalin ışıkla etkileşimini belirleyen optik özelliklerine de bağlıdır. Bu özellikler arasında opaklık, yarı saydamlık (translulentlik), floresans, opalesans ve yüzey parlaklığı yer almaktadır. Diş minesini ve diş çevreleyen destek dokular, optik açıdan yarı saydam yapılar olarak kabul edilmektedir.

### Opaklık

Opaklık, bir materyalin ışığın geçişine izin vermeme özelliğini ifade eder. Işığın tamamı absorbe edilmeden yansıtılıyorsa, obje beyaz olarak algılanır. Opak materyaller, altındaki yapıları maskeleyen özelliğine sahiptir.

### Translulentlik

Translulentlik, materyalin ışığın bir kısmını geçirmesine izin vermesi durumudur. Doğal dişlerin karakteristik görünümü büyük ölçüde translulentlik özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Translulentlik, opaklık ile tam saydamlık arasında yer alan bir özelliktir. Genellikle translulentliğin artması, göze yansıyan ışık miktarını azalttığı için parlaklıkta düşüşe neden olur.

### Floresans

Floresans, materyalin ışığı absorbe ettikten sonra daha uzun dalga boyunda yeniden yayması olarak tanımlanır. Doğal dişler floresans özellik göstermektedir. Restoratif materyaller ile doğal dişlerin floresans özellikleri farklı olduğunda, renk uyumsuzlukları ortaya çıkabilmektedir. Her ne kadar floresans gösteren restorasyonlar daha parlak algılansa da, klinik uygulamalarda floresansın renk seçiminde belirleyici bir faktör olmadığı bildirilmiştir.

### Opalesans

Opalesans, bir materyalin ışık geçirgenliği ve yansımasına bağlı olarak farklı renkler göstermesidir. Opallerin prizma benzeri davranışı nedeniyle farklı dalga boyları farklı açılarla kırılmakta; kısa dalga boyları daha fazla saçılmaktadır. Diş minesindeki hidroksiapatit kristalleri de benzer bir optik davranış sergiler. Bu nedenle mine, üzerine ışık düştüğünde kırmızı tonları geçirirken mavi tonları saçmakta ve genel olarak mavimsi bir görünüm

kazanmaktadır. Minenin opalesans özelliği, dişe optik derinlik, canlılık ve aydınlık bir görünüm kazandırmaktadır.

#### Parlaklık

Yüzey parlaklığı, objeye cilalı bir görünüm kazandıran ve rengin algılanmasında önemli rol oynayan bir optik özelliktir. Pürüzsüz ve iyi cilalanmış yüzeylerde daha yüksek parlaklık elde edilir. Düzgün yüzeylerde gelen ışığın yansıma açısı, geliş açısına eşitken; pürüzlü yüzeylerde ışık farklı yönlerde dağılır ve bu durum parlaklığın azalmasına yol açar.

#### Metamerizm

Metamerizm, bir cismin renginin farklı ışık kaynakları altında farklı algılanması durumudur. Belirli bir aydınlatma altında benzer görünen, ancak spektral yansıtma özellikleri farklı olan iki renk metamer olarak adlandırılır. Dental klinik ile laboratuvar ortamları arasındaki aydınlatma farkları da metamerizme neden olabilmektedir. Bu sorunun azaltılması için renk seçimi ve doğrulama işlemlerinin doğal gün ışığı ve floresan ışık gibi farklı aydınlatma koşulları altında yapılması önerilmektedir.

### 3. Dişlerin Renk Özellikleri

Yeni sürmüş dişler genellikle opak ve tebeşirimsi bir görünüme sahiptir. Bunun nedeni, yüzeyel mine tabakasının organik içeriğinin fazla, mineral içeriğinin ise görece az olmasıdır. Bu tabaka zamanla aşındıkça, alttaki daha az opak mine tabakası açığa çıkar. Yaşlanma süreciyle birlikte mine incelir ve alttaki dentin tabakasının rengi daha belirgin hâle gelir.

Minenin en ince olduğu servikal bölgede renk yoğunluğu daha fazlayken, insizal bölgeye doğru mine kalınlaştıkça renk yoğunluğu azalır. Yaşlı dentin daha koyu ve yeşil-mavi tonlara eğilimliyken, genç dentin daha sarı-kırmızı tonlar göstermektedir. Genç dişlerde pulpa odasının daha büyük olması, dişe daha kırmızımsı bir görünüm kazandırmaktadır.

Aynı ark üzerindeki dişler dahi farklı renk ailelerine ait olabilir. Örneğin,  $a^*$  değerinin (yeşilden kırmızıya) en yüksek olduğu diş genellikle kaninlerdir; bunu santral ve lateral kesici dişler takip eder. Benzer şekilde  $b^*$  değeri (maviden sarıya) de en yüksek kaninlerde görülür. Doğal dişlerin hue ve chroma değerleri sabit olmadığından, estetik restorasyonlar planlanırken farklı renkte ve optik özellikte restoratif materyallerin birlikte kullanılması gerekebilmektedir.

(Sengez & Dörter, 2019a)

### 4. Diş Renginin Dağılımı

Diş renginin aralığı ve dağılımı; dişlerin konumu, cinsiyet, yaş ve etnik köken gibi faktörlerin incelendiği çok sayıda çalışmada ele alınmıştır. Genel olarak maksiller anterior dişlerin, mandibular anterior dişlere kıyasla biraz daha sarı olduğu bildirilmiştir. Ayrıca maksiller santral kesici dişlerin, lateral kesiciler ve kaninlere göre daha yüksek değer (value) gösterdiği belirtilmiştir.

Bazı çalışmalarda erkekler ve kadınlar arasında diş rengi açısından anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiş olsa da, birçok araştırmada cinsiyetler arasında belirgin farklılıklar saptanmıştır.

Kadınların kesici dişlerinin erkeklere kıyasla daha açık renkli ve daha az sarı olduğu gösterilmiştir. Örneğin, Çin’de 405 bireyin incelendiği bir çalışmada, kadınlarda L\* değerlerinin erkeklere göre yaklaşık 1,7 birim daha yüksek, b\* değerlerinin ise yaklaşık 0,9 birim daha düşük olduğu rapor edilmiştir. Benzer şekilde, 1361 bireyin yer aldığı bir İspanyol popülasyonunda kadınların L\* değerlerinin ortalama 2,53 birim daha yüksek, b\* değerlerinin ise 3,11 birim daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Genetik olarak belirlenen geniş bir diş rengi yelpazesi bulunmakla birlikte, tüm dişlerin zamanla koyulaştığı bilinmektedir. Nitekim birçok çalışmada yaş ilerledikçe diş renginin daha koyu ve daha sarı hale geldiği gösterilmiştir. Maksiller santral kesici dişlerin spektrofotometre ile değerlendirildiği ABD kaynaklı bir çalışmada, her bir yaşam yılı için L\* değerinin ortalama 0,22 birim azaldığı ve b\* değerinin 0,10 birim arttığı bildirilmiştir. İspanyol popülasyonunda yapılan başka bir çalışmada ise bu değişimin daha belirgin olduğu; L\* değerinin yılda 0,6 birim azaldığı, b\* değerinin 0,56 birim ve a\* değerinin 0,26 birim arttığı saptanmıştır. Ayrıca yaşla birlikte b\* değerindeki artışın erkeklerde kadınlara kıyasla daha hızlı olduğu da bildirilmiştir.

(Joiner & Luo, 2017)

## 5. Renk Seçiminde Genel Prensipler

1. Renk seçimi sırasında hasta, pencereye dönük olacak şekilde ve başı dik konumda oturtulmalıdır. Hekim ise hasta ile pencere arasında konumlanmalıdır.
2. Hekim ile hastanın göz hizalarının aynı seviyede olması sağlanmalıdır. Bu durum, gözlem sırasında retinanın renk algısına en duyarlı reseptörlerinin kullanılmasına olanak tanır.
3. Renk seçimi farklı aydınlatma koşulları altında tekrarlanmalıdır. İlk değerlendirme doğal gün ışığında, pencere kenarında yapılmalı; ardından floresan ve yapay ışık altında sonuçlar doğrulanmalıdır.
4. Karşılaştırma yapılacak diş temiz olmalıdır. Gerektiğinde yüzeydeki plak ve lekeler polisaj işlemi ile uzaklaştırılmalıdır.
5. Renk karşılaştırmaları hasta randevusunun başında gerçekleştirilmelidir. Diş yüzeyi kurudukça, özellikle lastik örtü kullanımı sırasında, dişin açıklık değeri (value) artmaktadır.
6. Hastanın parlak ve dikkat dağıtıcı renkte kıyafetler giymemesi sağlanmalı; varsa ruj gibi renkli kozmetik ürünler temizlenmelidir.
7. Çalışma ortamının duvarları parlak olmayan, mat ve nötr renklerde boyanmış olmalıdır.
8. Renk seçimi öncesinde gözün dinlendirilmesi amacıyla gri-mavi renkte nötr bir yüzeye kısa süreyle bakılması önerilir. Bu uygulama, retinadaki renk reseptörlerinin dengelenmesine yardımcı olur.
9. Ana renk (hue) belirlenirken kararsız kalınması durumunda, en yaygın grup olması nedeniyle A grubu renklerden biri tercih edilmelidir; çünkü doğal dişlerin yaklaşık %80’i bu grupta yer almaktadır.
10. Servikal (kole) bölge rengi belirlenirken iç dudak yukarı doğru kıvrılarak insizal kenar örtülmelidir. İnsizal bölge rengi ise hastanın konuşması veya gülümsemesi sırasında değerlendirilmelidir.
11. Dişin farklı bölgeleri için renkler belirlendikten sonra, bu renklerin birbiriyle uyumu genel olarak son kez kontrol edilmelidir.

## 6. Yardımcı Işık Kaynakları

Diş hekimliği kliniklerinde mevcut aydınlatma koşulları; mevsim, günün saati ve kullanılan ışık kaynağının tipine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Çevresel ışığın renk seçimi üzerindeki etkisini azaltmak amacıyla, elde taşınabilen yardımcı ışık kaynaklarının kullanılması önerilmektedir. İlk geliştirilen ışık düzeltici sistemlerde floresan tüpler kullanılmış olmakla birlikte, bu sistemlerin büyük ve kullanımının zor olması nedeniyle zamanla daha ergonomik ve pratik cihazlar geliştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda, ışık düzeltici cihazlar altında gerçekleştirilen görsel renk seçimlerinin, doğal gün ışığı koşullarında yapılanlara daha yakın ve daha doğru sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Bu nedenle klinik uygulamalarda Demetron Shade Light ve Smile Lite gibi ışık düzeltici cihazlardan yararlanılabilmektedir. Bu cihazlar yaklaşık 5500–6500 K aralığında, doğal gün ışığına yakın bir aydınlatma sağlayarak görsel renk seçiminin doğruluğunu artırmaktadır.

(Sengez & Dörter, 2019a)

## 7. RENK SEÇİM YÖNTEMLERİ

### 7.1. Görsel Renk Seçimi

Görsel renk seçimi, hastanın doğal diş rengi ile standart bir renk skalasının karşılaştırılmasına dayanan ve klinik diş hekimliğinde en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Bu yöntemde diş hekimi, hastanın dişini referans renk anahtarlarıyla doğrudan karşılaştırarak uygun rengi belirlemeye çalışır.

Ancak görsel olarak yapılan renk değerlendirmeleri, bireyler arasında renk algısındaki farklılıklar nedeniyle subjektif, tutarsız ve güvenilirliği sınırlı bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Gözlemcinin renge verdiği yanıt; psikolojik ve fizyolojik durumuna bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Yorgunluk, yaş, duygusal durum, göz–obje–ışık kaynağı arasındaki konum, aydınlatma koşulları, metamerizm ve diş yüzeyinin yapısal özellikleri bu tutarsızlıklara neden olan başlıca faktörlerdir.

Görsel renk seçiminin diğer dezavantajları arasında, diş hekimi ile diş teknisyeni arasındaki iletişimde standardizasyonun sınırlı olması, farklı diş hekimleri arasında ya da aynı diş hekiminin farklı zamanlarda yaptığı renk seçimlerinde değişkenlik görülmesi ve elde edilen sonuçların CIELAB gibi sayısal renk sistemlerine doğrudan dönüştürülememesi yer almaktadır. Tüm bu sınırlamalara rağmen, görsel renk seçimi günümüzde hâlen diş ve restorasyonların renginin belirlenmesinde birincil yöntem olarak kullanılmaktadır.

#### 7.1.1 Renk Skalaları

Klinik ortamda diş renginin değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan yöntem, ticari bir renk skalası aracılığıyla yapılan görsel renk eşleştirmesidir. Ancak bu yöntem; aydınlatma koşulları, bireyin yaşı ve cinsiyeti, göz yorgunluğu ile renk görme bozuklukları gibi çeşitli faktörlerden etkilenebildiği için subjektif ve tutarsız bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Buna rağmen, görsel renk eşleştirmesi hızlı ve maliyet açısından avantajlı bir yöntemdir. Ayrıca bireylerin

renk ayırt etme yeteneklerinin eğitim ve deneyimle geliştirilebildiği bildirilmiştir. Bu yöntem, birçok diş beyazlatma çalışmasında diş rengindeki uzun dönemli değişimlerin değerlendirilmesinde de başarıyla kullanılmıştır.

Diş renk skalaları farklı tip ve formlarda bulunmakla birlikte, temel olarak kroma ve/veya değer parametrelerine göre düzenlenmiş standart diş renklerinden oluşmaktadır. En yaygın kullanılan skalalardan biri olan VITA Classical renk skalası (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), genellikle renk eşleştirme amacıyla en açık renkten en koyu renge doğru, azalan değer sırasına göre düzenlenmiştir. Bununla birlikte, bu skalaya ilişkin bazı sınırlılıklar bildirilmiştir. Bunlar arasında renk aralığının yetersiz olması ve renk tabletleri arasındaki renk farklarının homojen ve sistematik olmaması yer almaktadır.

1998 yılında tanıtılan VITA 3D-Master Toothguide (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ise daha geniş ve daha homojen bir renk aralığı sunmak, renk dağılımını iyileştirmek ve diş rengi ölçümünde tekrarlanabilirliği artırmak amacıyla geliştirilmiştir. Bu skaladaki renk tabletlerinin renkleri spektrofotometre kullanılarak ölçülmüş ve tabletler arasındaki renk farklarının neredeyse tamamının (%99,08) algılanabilir düzeyde olduğu belirlenmiştir. Bu bulgular, renk tabletleri arasındaki hiçbir renk farkının görsel algılama eşliğinin altında olmadığını bildiren Lee ve arkadaşlarının çalışmasıyla uyumludur.

Daha yakın dönemde, diş beyazlatma işlemlerinin takibini kolaylaştırmak amacıyla daha açık renk tonlarını içeren ve değer esasına göre düzenlenmiş VITA Bleachedguide 3D-Master geliştirilmiştir. Bu skalalar, özellikle beyazlatma sonrası renk değişimlerinin değerlendirilmesinde klinik kullanımı artırmayı hedeflemektedir.

#### **7.1.1.1 Vitapan Classical Renk Skalası**

1956 yılında piyasaya sürülen Vitapan Classical renk skalası, toplam 16 renk anahtarından oluşmakta ve temel olarak hue değerine göre düzenlenmiştir. Bu skalada hue grupları harflerle ifade edilmektedir:

- A: sarı-kırmızı
- B: sarı
- C: gri
- D: kırmızı-sarı-gri

Chroma ise sayısal değerlerle (örneğin A1, B3, D4) belirtilmektedir. Vitapan Classical skalası kullanılırken sırasıyla önce hue, ardından chroma ve son olarak value değerlendirilerek renk eşleştirmesi yapılması önerilmektedir.

#### **7.1.1.2 VITA Toothguide 3D-Master**

VITA Toothguide 3D-Master renk skalası, rengin aydınlık düzeyini ifade eden value parametresi esas alınarak tasarlanmıştır. Bunun temel nedeni, rengin gri bileşen miktarını belirleyen value değerinin, klinik renk algısında hue değerine kıyasla daha belirleyici kabul edilmesidir. Bu sistem toplam 26 adet renk anahtarı içermektedir. Vitapan Classical ile karşılaştırıldığında, VITA Toothguide 3D-Master'ın doğal diş rengine daha iyi uyum sağladığı, daha geniş bir renk aralığı sunduğu ve renklerin daha homojen bir şekilde dağıldığı bildirilmiştir.

Renk seçimi klinik uygulamalarda üç temel aşamada gerçekleştirilir:

Birinci aşama, dişin parlaklık düzeyinin (value) belirlenmesidir. Renk skalasında yatay eksen, parlaklık değerine göre düzenlenmiştir ve toplam beş ana parlaklık grubu bulunmaktadır. Bu gruplar, en düşük parlaklık değerine sahip olan 1 numaralı gruptan başlayarak, en yüksek parlaklık düzeyini temsil eden 5 numaralı gruba kadar sıralanmaktadır.

İkinci aşamada, rengin yoğunluğu ya da doygunluğu (chroma) değerlendirilir. Parlaklık değeri 1 olan grupta iki farklı yoğunluk seviyesi (1 ve 2) yer alırken; parlaklık değeri 2, 3 ve 4 olan gruplarda beş farklı yoğunluk seviyesi (1, 1.5, 2, 2.5 ve 3) bulunmaktadır. Parlaklık değeri 5 olan grupta ise üç yoğunluk seviyesi (1, 2 ve 3) tanımlanmıştır. Bu sınıflamada 1 değeri en düşük yoğunluğu, 3 değeri ise en yüksek yoğunluğu ifade etmektedir.

Üçüncü ve son aşamada ise ana renk tonu (hue) belirlenir. Kullanılan renk skalasında üç temel renk tonu tanımlanmıştır: L sarı tonu, M kırmızı-sarı tonu ve R kırmızı tonu temsil etmektedir. Parlaklık değerine bağlı olarak, 1 ve 5 numaralı gruplarda yalnızca M renk tonunun bulunduğu belirtilmektedir.(Joiner & Luo, 2017)

### 7.1.1.3 Kompozit Renk Skalaları

Kompozit ve porselen restorasyonlarda kullanılan renk skalalarının dağılımının, doğal diş renklerini tam olarak yansıtmadığı birçok çalışmada belirtilmiştir. Renk skalalarının çoğu, kompozit materyalin kendisi yerine doldurucusuz metakrilat esaslı materyallerden üretildiği için, polimerizasyon sonrası oluşan gerçek kompozit rengini, translusentliğini ve opasitesini doğru biçimde temsil edememektedir. Bu nedenle üretici firmalar, klinikte renk seçimini kolaylaştırmak amacıyla restoratif materyallerin renklerini yaygın olarak kullanılan Vita Lumin renk skalası ile uyumlu hâle getirmiştir. Böylece porselen restorasyonlar ile uyumlu renkte kompozit uygulamaları yapılabilen, farklı renk skalalarına olan ihtiyaç azalmakta ve klinisyenler arasındaki iletişim daha tutarlı hâle gelmektedir.

Bununla birlikte, bazı çalışmalarda kompozit materyaller ile Vita Lumin renk skalası arasında gözle algılanabilir ve klinik olarak kabul edilemeyecek düzeyde renk farklılıkları bulunduğu bildirilmiştir. Bu nedenle, kompozit restorasyonlarda renk seçimi yapılırken, ilgili kompozit materyale ait renk skalasının ya da doğrudan o materyalden hazırlanmış özel renk anahtarlarının kullanılmasının daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

## 7.2. CİHAZ İLE RENK SEÇİMİ

### 7.2.1 Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, görünür spektrum boyunca farklı dalga boylarında bir nesneden yansıyan ışık miktarını ölçerek renk analizini gerçekleştiren cihazlardır. Ölçülen spektral yansıtma verileri, CIEXYZ, CIELAB veya CIELCH gibi renk koordinat sistemlerine dönüştürülebilmekte ve diş rengi tek bir değer olarak ya da diş yüzeyi boyunca oluşan küçük renk farklılıklarını gösterecek şekilde haritalanabilmektedir.

Görsel ve cihaz temelli renk eşleştirme yöntemlerini karşılaştıran çalışmalarda, spektrofotometre kullanımının daha hassas ve tekrarlanabilir sonuçlar sağladığı bildirilmiştir.(Li et al., 2009)

Paul ve arkadaşları, görsel yöntemle yapılan renk eşleştirmenin doğruluk oranını %26,6 olarak bildirirken, bu oranın spektrofotometrik ölçümlerle %83,3'e yükseldiğini göstermiştir. Benzer şekilde Bahannan, diş hekimliği öğrencilerinin doğru renk seçimini görsel yöntemlerle %36,3, spektrofotometre ile ise %80,4 oranında gerçekleştirdiğini rapor etmiştir.

Klinik kullanım için farklı tasarım ve yazılımlara sahip çeşitli ticari spektrofotometreler bulunmaktadır. Bu cihazların doğruluk ve tekrarlanabilirlikleri in vitro ve in vivo koşullarda birçok çalışmada değerlendirilmiştir. SpectroShade ve VITA Easyshade cihazlarının renk tabletleri üzerinde yapılan ölçümlerde yüksek tekrarlanabilirlik ve doğruluk sergiledikleri bildirilmiştir. Klinik çalışmalarda da her iki cihazın diş rengi ölçümünde güvenilir sonuçlar verdiği ve CIELAB değerleri açısından anlamlı fark bulunmadığı gösterilmiştir.

Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya), geleneksel bir spektrofotometrenin avantajlarını dijital fotoğrafçılıkla birleştiren bir sistemdir. Optik ve görüntü işleme teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde bu cihaz, diş rengi ve tonunun geleneksel spektrofotometrelere kıyasla daha doğru ve daha kolay bir şekilde belirlenmesine olanak sağlamaktadır. Bu sistemin en önemli avantajı, bilgisayar veri tabanında yer alan "sanal renk tabletlerinin" doğal diş görüntüsü üzerine görsel olarak bindirilerek teknisyenin doğru renk tonunu daha iyi değerlendirebilmesidir. Crystaleye tarafından elde edilen dijital görüntüler, 7 bantlı LED ışık kaynağı kullanılarak oluşturulmakta olup, bu sayede konvansiyonel dijital kamera sistemlerine kıyasla daha hassas bir renk temsili sağlanmaktadır. Ayrıca görüntülerin ağız içinden alınması, dış ortam ışığının neden olabileceği hataların önüne geçmektedir.

Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), kablosuz, küçük, taşınabilir, maliyet açısından avantajlı ve pille çalışan temaslı bir spektrofotometredir. Renk analiz sürecini destekleyecek yeterli düzeyde renk bilgisi sunmaktadır. Easyshade Compact cihazında; tek diş ölçüm modu, diş bölgesi ölçüm modu (servikal, orta ve insizal bölgeler), restorasyon renk doğrulama modu (açıklık, kroma ve ton karşılaştırması) ile renk skalası modu (eğitim ve pratik amaçlı) gibi farklı ölçüm seçenekleri bulunmaktadır.

Shade-X (X-Rite, Grandville, MI, ABD) ise 3 mm prob çapına sahip, kompakt ve kablosuz bir "noktasal ölçüm" spektrofotometresidir ve yaygın olarak kullanılan birçok renk skalası ile uyumlu şekilde çalışmaktadır. Shade-X sistemi, daha opak olan dentin bölgeleri ve daha yarı saydam olan insizal bölgeler için ayrı veri tabanları kullanarak renk eşleştirmesi yapabilmektedir.

SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre), dijital kamera ile LED tabanlı spektrofotometreyi birleştiren bir görüntüleme spektrofotometresidir. Cihaz, analiz yazılımını içeren dahili bir bilgisayara sahiptir. LCD dokunmatik ekranda görüntülenen diş konumlandırma rehber sistemi, ölçüm sırasında doğru pozisyonlamayı sağlamaktadır. Elde edilen görüntüler ve spektral veriler cihazın dahili hafızasında saklanabilmekte ve daha sonra bilgisayara aktarılabilir.

Spektrofotometreler, seramik restorasyonların renk stabilitesinin değerlendirilmesi, diş beyazlatma çalışmalarının takibi ve diş rengi dağılımının incelenmesi gibi birçok dental araştırma alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak bu cihazların kullanımında ortam aydınlatması, diş arka planı ve in vivo ölçümlerde lensin buğulanması gibi faktörlerin ölçüm sonuçlarını etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca temaslı ölçüm yapılması nedeniyle bazı hastalarda hafif rahatsızlık oluşabilmektedir.

### 7.2.2 Kolorimetreler

Kolorimetreler, bir nesneden yansıyan ışığı görünür spektrumun kırmızı, yeşil ve mavi bölgelerine filtreleyerek CIE tristimulus (XYZ) değerlerini ölçen ve bu değerleri genellikle CIELAB renk koordinatlarına dönüştüren cihazlardır. Bu cihazların temel optik bileşenleri bir ışık kaynağı ile CIE renk eşleştirme fonksiyonlarına veya bunların doğrusal birleşimlerine yakın olacak şekilde tasarlanmış üç filtreden oluşan bir dedektördür.

Genel olarak kolorimetrelerin güvenilir, tekrarlanabilirliği yüksek ve renk farkı ölçümlerinde yeterli doğruluğa sahip olduğu gösterilmiştir. Örneğin, in vitro ortamda renk tabletleri üzerinde yapılan ölçümlerde bir kolorimetrenin tekrarlanabilirliği %99,0, doğruluğu ise %92,6 olarak bildirilmiştir. Maksiller kesici dişlerin in vivo olarak kolorimetre ile ölçümünde de yüksek tekrarlanabilirlik elde edilmiştir.

Bununla birlikte, kolorimetrelerin bazı sınırlılıkları bulunmaktadır. Bu cihazlar düz yüzeylerde ölçüm yapmak üzere tasarlanmıştır; oysa diş yüzeyleri genellikle düz değildir ve yüzey düzensizlikleri içerebilir. Ayrıca dişlerin yarı saydam yapısı, ölçüm sırasında diş kenarlarından ışık kaybına neden olarak hatalı renk değerlerinin elde edilmesine yol açabilmektedir. Bunun yanı sıra, farklı kolorimetre cihazları arasındaki uyumun nispeten düşük olduğu da bildirilmiştir.

Kolorimetrelerin önemli avantajları arasında kullanım kolaylığı ve benzer renge sahip örnekler arasındaki küçük renk farklarını hassas bir şekilde algılayabilme yetenekleri yer almaktadır. Bu özellikleri sayesinde kolorimetreler, diş hekimliğinde renk araştırmalarının birçok alanında ideal bir araç olarak kullanılmaktadır. Dişlerin, restoratif materyallerin ve yumuşak dokuların renk ölçümünde dental araştırmalarda yaygın biçimde tercih edilmektedir. Diş beyazlatma tedavileri sonrasında meydana gelen renk değişimleri hem in vitro hem de in vivo çalışmalarda kolorimetreler kullanılarak değerlendirilmiştir. Uzun dönemli klinik beyazlatma çalışmalarında ise, tedavi öncesi ve sonrası ölçümlerin aynı noktalardan yapılabilmesi için, ön dişlerle hizalanmış açıklıklara sahip kişiye özel plakların kullanımı sıklıkla tercih edilmektedir.

ShadeVision (X-Rite, Grandville, MI, ABD), görüntüleme temelli bir kolorimetre sistemidir. Bu sistem, dişin servikal, orta ve insizal üçte birlik bölgeleri için ayrı veri tabanları kullanarak dişin tamamına ait bir renk görüntüsü sunmaktadır. “Sanal deneme” (virtual try-in) özelliği sayesinde, restorasyonun üretim aşamasında renk uyumunun dijital ortamda test edilmesine olanak tanımaktadır. (Chu et al., 2010)

### 7.2.3 Spektrometreler

Spektrometreler, nesnelerden yayılan ya da yansıyan ışığın görünür spektrum boyunca radyometrik büyüklüklerini (ışınım ve ışınlılık) ölçen cihazlardır. Elde edilen veriler, ışınım ve ışınlılık için sırasıyla lüminans ve illuminans değerleri şeklinde ifade edilmekte ve bu değerler CIEXYZ, CIELAB ve CIECLH gibi renk koordinat sistemlerine dönüştürülebilmektedir. Spektrofotometreler ile spektrometreler arasındaki temel farklar, spektrometrelerin dahili bir ışık kaynağına sahip olmaması ve temassız ölçüm yapabilen cihazlar olmalarıdır.

Temaslı ölçüm yöntemlerinde, yarı saydam materyallerde kenar kaybı (edge-loss) etkisi ortaya çıkabilmektedir. Bu durumda, aydınlatıcıdan gelen ışık materyal içerisinde saçılarak kenarlara doğru ilerler ve yüzeyden geri yansımadan kaybolur. Bu etki, birçok yarı saydam dental materyal için bildirilmiş olup, harici ışık kaynakları kullanan ve ölçüm sırasında materyal

yüzeyine aparat temasını gerektirmeyen spektoradyometreler gibi temassız renk ölçüm sistemleriyle büyük ölçüde önlenebilmektedir.

Spektoradyometreler, diş renginin ölçümünde hem in vitro hem de in vivo dental çalışmalarda kullanılmıştır. SpectraScan PR serisi spektoradyometreler (PhotoResearch, ABD), D65 aydınlatıcı altında ve 45/0 görüş geometrisi kullanılarak çekilmiş insan dişlerinde renk ve beyaz nokta lezyonlarının ölçümünde kullanılmıştır. SpectraScan PR650 spektoradyometre ve yarım küresel difüz aydınlatma kullanılarak elde edilen diş rengi ölçümleri, in vitro ortamda eroziv mine kaybının ilerlemesini izlemek amacıyla değerlendirilmiştir. Minolta CS1000 spektoradyometre (Konica Minolta, Japonya) ise diş beyazlığı indeksinin geliştirilmesine yönelik bir çalışmada, görsel değerlendirme koşullarına benzer ölçümler sağlaması nedeniyle renk skalası tabletlerinin ölçümünde kullanılmıştır.

İn vivo çalışmalarda spektoradyometreler genellikle özel olarak tasarlanmış harici ışık kaynakları ile birlikte kullanılmaktadır. Bunlar arasında fiber optik kablolarla donatılmış xenon ışık kaynakları veya filtreli dört adet 100 W dedolight içeren sistemler yer almakta olup, bu düzenekler 45/0 görüş geometrisi sağlayacak şekilde yapılandırılmaktadır. Cihaz açıklığının küçük değerlere (1–2,5 mm) ayarlanabilmesi sayesinde, tek bir kesici dişin farklı bölgelerinden in vivo ölçümler yapılabilir.

Spektoradyometrelerle diş rengi ölçümünün başlıca avantajı, temassız ölçüm yaklaşımıdır. Bazı çalışmalar, spektoradyometriye dayalı renk ölçümlerinin, temaslı ölçüm yapan diğer cihazlara kıyasla dental materyallerin insan renk algısına daha yakın sonuçlar verdiğini göstermiştir. Bununla birlikte, diş rengi ölçümünde spektoradyometre kullanımına ilişkin yayın sayısı diğer cihazlara kıyasla daha sınırlıdır. Bunun nedenleri arasında bu cihazların görece yüksek maliyeti ve ölçüm sırasında dikkatle ayarlanmış aydınlatma ve gözlem koşullarına duyulan gereksinim yer almaktadır.

#### **7.2.4 Dijital Kameralar ve Görüntüleme Sistemleri**

Temassız renk ölçüm yöntemlerinden biri de dijital görüntüleme sistemlerinin kullanımıdır. Dijital kameralar, sahneyi ışığa duyarlı bir algılayıcı üzerine kaydederek her bir piksel için kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) değerlerinden oluşan görüntüler üretmektedir. Son yıllarda, diş hekimliğinde renk eşleştirme ve renk bilgisinin iletilmesi amacıyla dijital görüntüleme sistemlerinin kullanımına olan ilgi giderek artmaktadır.

Bu yaklaşımın başlıca avantajları arasında temassız ölçüm yapılabilmesi, diş yüzeyinin tamamının değerlendirilebilmesi, yarı saydamlık ve yüzey eğriliğinden kaynaklanan sistematik hataların azaltılabilmesi, daha sonra tekrar analiz edilebilecek kalıcı bir görüntü arşivi oluşturulması, kullanım ve eğitim kolaylığı ile ölçüm için mutlaka bir klinisyene ihtiyaç duyulmaması yer almaktadır.

Renk ölçümü amacıyla kullanılan tipik bir dental görüntüleme sistemi, bir dijital kamera ve uygun bir ışık kaynağından oluşmaktadır. Uygun kalibrasyon protokolleriyle birlikte kullanıldığında ticari tek lens refleks (SLR) kameraların dental renk ölçümünde kullanılabileceği gösterilmiştir. Endüstriyel kameralar (örneğin 3CCD kameralar) ise hem in vitro hem de in vivo çalışmalarda kullanılmış ve durağan görüntülerin yanı sıra canlı video kaydı da sağlayabilmiştir. Temassız ölçüm yaklaşımı nedeniyle, kullanılan ışık kaynağının tipi ve görüntüleme açısı büyük önem taşımaktadır.

Dijital görüntüleme sistemlerinde yaygın olarak çift gün ışığı (D65 veya D55) lambaları, UV floresan tüplerle birlikte kullanılan halojen lambalar ve halka (ring) ışık kaynakları tercih edilmektedir. Diş yüzeyinden kaynaklanan ayna yansımaları azaltmak ve daha doğru renk ölçümü elde etmek amacıyla polarize filtreler sıklıkla kullanılmaktadır.

Görüntülerin analiz aşamasında, kameraya özgü ve cihaza bağımlı olan RGB değerleri, matematiksel modeller yardımıyla CIEXYZ, CIELAB gibi cihaza bağımsız renk sistemlerine dönüştürülmektedir. Bazı çalışmalarda Adobe Photoshop yazılımının yerleşik fonksiyonları kullanılarak RGB değerleri elde edilmiş ve bunlar Lab\* veya Lch\* değerlerine çevrilmiştir. Diğer çalışmalarda ise sabit katsayılarla sahip standart RGB renk modeli kullanılmıştır. Bununla birlikte, dijital kameralarla daha doğru renk ölçümü için en küçük kareler yöntemine dayalı polinom regresyon modellerinin daha uygun olduğu bildirilmiş ve bu modeller in vivo diş rengi ölçüm çalışmalarında başarıyla uygulanmıştır. Ayrıca, diş rengi bilgisinin doğru renk skalası değerlerine dönüştürülmesini sağlayan regresyon modelleri ve yazılımlar da geliştirilmiştir.

Dijital görüntüleme ile temaslı ölçüm yöntemlerini karşılaştıran çalışmalarda, uygun kamera– nesne mesafesi, kamera ayarları ve aydınlatma koşulları sağlandığında dijital görüntülemenin diş hekimliğinde kolorimetrelere alternatif bir yöntem olabileceği bildirilmiştir. Spektrofotometrik ve dijital görüntüleme yöntemlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, her iki yöntemin de diş beyazlatma etkinliğinin değerlendirilmesinde benzer ve objektif sonuçlar verdiği gösterilmiştir. Başka bir çalışmada ise dijital kamera görüntülemesinin diş renginin nicel olarak belirlenmesinde güvenilir olduğu, buna karşın spektrofotometrik (kolorimetrik) yöntemlerin mutlak renk değerlerinde daha az doğru sonuçlar verdiği, ancak renk sıralamasının her iki yöntemde de benzer olduğu bildirilmiştir. Dört yıllık bir dönemi kapsayan bir meta-analiz, uzun dönemli diş beyazlatma çalışmalarında dijital görüntü analizinin kullanımını ve güvenilirliğini doğrulamıştır.

Dijital görüntülemenin dezavantajları literatürde sınırlı sayıda rapor edilmiştir. Ancak farklı aydınlatma koşulları altında farklı diş renklerinin aynı algılanmasına neden olabilen metamerizm olgusu potansiyel bir sorun olarak değerlendirilmektedir. Bu nedenle dijital görüntülemede aydınlatma ve görüntüleme koşullarının standardizasyonu kritik öneme sahiptir.

Dijital görüntüleme sistemleri, intrinsik renk ölçümünün yanı sıra ekstrinsik lekelerin değerlendirilmesi ve renk eşleştirme gibi diğer estetik özelliklerin analizinde de kullanılabilir. Nicel ışıkla uyarılmış floresans (QLF) yöntemiyle dijital görüntüleme, dişlerdeki lekelenmenin ve leke gideriminin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Bir çalışmada, dijital görüntüler ve bilgisayar yazılımı destekli renk eşleştirmenin, fantom baş üzerinde yapılan görsel yöntemlere kıyasla anlamlı derecede daha doğru olduğu gösterilmiştir. Ayrıca dijital görüntüleme ile yapılan renk eşleştirmenin doğruluğunun, kolorimetrik ve spektrofotometrik analizlerle karşılaştırılabilir düzeyde olduğu bildirilmiştir.

ClearMatch (Smart Technology, Hood River, OR, ABD), yüksek çözünürlüklü dijital görüntüler kullanan ve dişin tamamı boyunca ölçülen renkleri, bilinen referans renklerle karşılaştıran bir yazılım sistemidir. Renk ölçüm cihazlarına eşlik eden yazılımlara benzer şekilde, ClearMatch de endüstride yaygın olarak kullanılan renk skalalarına ait bir renk veri tabanına sahiptir. (Chu et al., 2010)

Dijital fotoğrafçılığın ve spektrofotometrik ölçümlerin kullanımı, renk gölgesi sekmeleri kullanan geleneksel yöntemlere göre daha az renk farkına ve daha az yanlış gölge eşleştirmesine yol açtığı da yeni yapılan çalışmalarla kanıtlanmaktadır. (Hardan et al., 2022)

Son zamanlarda yapılan çalışmalarda yapay zekâ uygulamaları, diş rengi seçiminde destekleyici bir araç olarak potansiyel göstermektedir. Ancak mevcut halleriyle: renk koordinatlarını ( $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$ ) doğrudan hesaplayamamakta, spektrofotometrik ölçüm hassasiyetine ulaşamamaktadır. Başarılarının sınırlı olmasında; mobil fotoğrafların kalibrasyon eksikliği, translusent yapıların doğru analiz edilememesi ve YZ modellerinin renk bilimi için özel olarak eğitilmemiş olması etkili görülmektedir. Şahin ve ark, yayınladığı çalışmada, yapay zekâ diş rengi seçiminde tek başına güvenilir bir yöntem değildir. Ancak düşük maliyetli, hızlı ve erişilebilir olması nedeniyle, özellikle klinik karar sürecinde yardımcı bir araç olarak gelecekte daha gelişmiş modellerle önemli bir rol oynayabilir.(Şahin et al., 2025)

## 8. SONUÇ

Sonuç olarak, diş renginin doğru ve güvenilir biçimde belirlenmesi; renk sistemlerinin temel prensiplerinin anlaşılması, materyallerin optik özelliklerinin dikkate alınması ve görsel ile cihaz temelli yöntemlerin avantaj ve sınırlılıklarının birlikte değerlendirilmesiyle mümkün olmakta; yapay zekâ uygulamaları ise mevcut teknolojilere kıyasla henüz tek başına yeterli olmamakla birlikte, klinik karar sürecini destekleyen tamamlayıcı araçlar olarak gelecekte önemli bir potansiyel taşımaktadır.

## KAYNAKÇA

- Alnusayri, M. O., Sghaireen, M. G., Mathew, M., Alzarea, B., & Bandela, V. (2022). Shade Selection in Esthetic Dentistry: A Review. *Cureus*, 14(3), e23331. <https://doi.org/10.7759/cureus.23331>
- 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.
- Hardan, L., Bourgi, R., Cuevas-Suárez, C. E., Lukomska-Szymanska, M., Monjarás-Ávila, A. J., Zarow, M., Jakubowicz, N., Jorquera, G., Ashi, T., Mancino, D., Kharouf, N., & Haikel, Y. (2022). Novel Trends in Dental Color Match Using Different Shade Selection Methods: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials*, 15(2), 468. <https://doi.org/10.3390/ma15020468>
- Joiner, A., & Luo, W. (2017). Tooth colour and whiteness: A review. *Journal of dentistry*, 67, S3-S10.
- Li, Q., Yu, H., & Wang, Y. N. (2009). In vivo spectroradiometric evaluation of colour matching errors among five shade guides. *Journal of oral rehabilitation*, 36(1), 65–70. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01894.x>
- Per, M. (2012). Renk teorilerine tarihsel bir bakış. *Yedi: Sanat, Tasarım ve Bilim Dergisi*.
- Sengez, G., & Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213-220.
- Şahin, N. (2022). Estetik restorasyonlarda farklı renk seçim tekniklerinin başarısının değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Samsun, Türkiye*.
- Şahin, N., Kaleli, N., & Ural, Ç. (2025). Evaluation of color matching accuracy using artificial intelligence applications and a spectrophotometer: A photometric analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 134(5), 1955.e1–1955.e5. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2025.07.013>
- Şeker, O., & Sarı, H. (2019). Estetik Diş Hekimliğinde Renk Ve Beyazlatma. *Dental and Medical Journal-Review*, 1(1), 1-20.



# BÖLÜM 7

---

## İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE ÖLÇÜ

*Bengisu ATA<sup>1</sup>, Elif YİĞİT<sup>2</sup>*

---

<sup>1</sup> Arş. Gör. Dt., Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, <https://orcid.org/0009-0005-5990-4594>

<sup>2</sup> Dr. Öğr.Üyesi Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı [elfyigitt3@gmail.com](mailto:elfyigitt3@gmail.com)

Dişsizlik, literatürde kapsamlı biçimde ele alınmış olmasına rağmen, çiğneme fonksiyonunun bozulması, konuşma problemleri, estetik kayıplar ve genel yaşam kalitesinde belirgin bir azalma gibi önemli olumsuz etkilere yol açmaktadır (Al-Rafee, 2020). Yaşam süresinin uzamasıyla birlikte dişsizlik insidansının artabileceği öne sürülmekle birlikte, özellikle gelişmiş ülkelerde yaşam kalitesindeki iyileşmelerin bu artışı sınırlayabileceği düşünülmektedir. Buna rağmen Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre, 20 yaş üzerindeki bireylerde dişsizlik prevalansı dünya genelinde %1,24 ile %16,85 arasında değişmektedir (World Health Organization [WHO], 2023).

Dişsizliğin yol açtığı bu ciddi fonksiyonel ve estetik kayıpların, bireylerde davranışsal ve psikolojik değişikliklere de neden olabildiği bildirilmektedir (Chimbinha ve ark., 2023). Bu nedenlerle son yıllarda cerrahi ve protetik tedavi yaklaşımlarında, öngörülebilir sonuçlar sunması ve hasta memnuniyetini artırması nedeniyle implant destekli sabit restorasyonlara olan ilginin giderek artması şaşırtıcı değildir. (Froimovici ve ark., 2024).

Dental implant, alveolar veya bazal kemik ile bütünleşerek kron, köprü, overdenture, yüz protezleri veya ortodontik ankraj gibi çeşitli protezleri destekleyen cerrahi bir bileşendir. İmplant tedavisinin biyolojik temeli, kemik dokusunun implant yüzeyiyle doğrudan yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı oluşturduğu osseointegrasyon sürecine dayanır (John ve ark., 2007).

İmplant tedavisinde ilk olarak implant gövdesi, osseointegrasyonun gerçekleşmesine olanak sağlayacak şekilde kemik içerisine yerleştirilir ve bunu takiben uygun bir iyileşme süreci beklenir. Bu sürecin tamamlanmasının ardından implant üzerine ya doğrudan dental protez yerleştirilir ya da protezi taşıyacak bir abutment uygulanır. Osseointegrasyon için gerekli iyileşme süresi; kemik kalitesi, sistemik sağlık durumu ve kullanılan implant sistemine bağlı olarak değişkenlik gösterebilir (Qassadi ve ark., 2018).

Yerleştirilen implantların kemik veya yumuşak doku seviyesinde olması yerleştirilen implantların sayısı ve yerleştirilme yeri, bölgedeki kemiğin boyutları gibi faktörler implantın üzerine gelecek protezin tipini belirlemede etkili olur (Stellingsma ve ark., 2004). Titanyum, oral ve maksillofasiyal cerrahide en sık kullanılan biyomateriyallerden biridir. Saf titanyumun yanı sıra, titanyum alaşımları da güçlü ve hafif yapıları nedeniyle yaygın şekilde tercih edilmektedir. Bu alaşımlar, biyouyumlulukları, mekanik dayanıklılıkları ve korozyon direnci sayesinde dental implantlarda geniş kullanım alanı bulmaktadır. (Albrektsson ve ark., 1981; Madi et al., 2023).

Dental implantlar, geleneksel sabit bölümlü protezlere kıyasla; peri-implant kemik korunmasının daha başarılı olması, komşu dişlerde çürük ve endodontik sorun riskinin azalması, postoperatif hassasiyetin daha düşük olması ve uzun dönem başarı oranlarının %97'nin üzerine çıkması gibi birçok avantaja sahiptir (Block, 2018, Buser ve ark., 2017, Nevins, 2014). Bu klinik sonuçlar, modern diş hekimliğinin; doku kaybı veya hastalık derecesi ne olursa olsun formun, fonksiyonun, estetiğin, konuşmanın, konforun ve genel ağız sağlığının yeniden kazandırılmasını hedefleyen temel amaçlarıyla uyumludur (Dewan ve ark., 2015).

Kaybedilen diş sayısı arttıkça bu hedeflere geleneksel protetik yaklaşımlarla ulaşmak giderek zorlaşmaktadır. Bu nedenle çenelere alloplastik materyallerin yerleştirilerek protez rehabilitasyonuna destek ve retansiyon sağlanmasını ifade eden dental implantoloji, günümüz klinik pratiğinde hem kısmi hem de tam dişsizlik olgularına yönelik öngörülebilir ve hasta odaklı çözümler sunan temel bir tedavi yaklaşımı hâline gelmiştir (Dholam & Gurav, 2012).

## 1. Pasif Uyum

İmplant destekli sabit protezlerin yapım süreci, diş destekli sabit protezlere büyük ölçüde benzerlik göstermesine rağmen, bu iki sistem arasında protetik üst yapının tolere edilebilirliği açısından önemli farklar bulunmaktadır. Doğal dişlerden farklı olarak osseointegre implantlar periodontal ligament içermemekte ve yalnızca çevreleyen kemik dokunun elastik özelliklerine bağlı olarak oldukça sınırlı bir hareket kabiliyeti sergilemektedir (The Academy of Prosthodontics, 2005). Bu durum, implant destekli protezlerde ölçü aşamasının kritik önem taşımaya neden olmaktadır. İmplantların ağız içindeki konumlarının, seçilen uygun ölçü tekniği ve yeterli hassasiyet sağlanarak ana modele üç boyutlu ve doğru şekilde aktarılması, başarılı bir protetik sonuç elde edilebilmesi açısından temel gereklilikler arasında yer almaktadır (Cincioglu, 2018). İmplantların kemik içerisindeki gerçek konumları ile ölçüden elde edilen model üzerindeki konumları arasındaki uyum arttıkça, protetik üst yapının dayanaklara pasif uyumu da artmaktadır. Pasif uyum kavramı, implant destekli protezlerin fonksiyonel yükler altında bulunmadığı durumlarda, dayanaklara herhangi bir gerilme, sıkışma veya bükülme kuvveti oluşturmaksızın tam adaptasyon göstermesi olarak tanımlanmaktadır (Albrektsson, 1988).

Pasif uyumun sağlanmasında belirleyici aşamalardan biri ölçü alma sürecidir. Ölçü aşamasında meydana gelen hatalar, protetik restorasyonun uyumunu olumsuz yönde etkileyerek hem mekanik hem de biyolojik komplikasyonlara zemin hazırlayabilmektedir (Greenberg, 2015; Misch, 2005; Gültepe, 2011; Misch, 2014; Doğan & Gökalep, 2012). Uygun olmayan kuvvet iletimi ve protetik uyumsuzluk sonucunda vida gevşemesi, kırıklar ve peri-implant dokularda sorunlar gelişebileceği bildirilmiştir (Becker, 1999). Pasif uyumu etkileyen faktörler arasında implant sayısı ve yerleşim bölgeleri, kullanılan ölçü materyali, restorasyon tipi (simante veya vidalı), dayanak tasarımı (düz veya açılı), metal altyapı dizaynı ve konfigürasyonu, altyapı materyali (nikel-krom, titanyum veya zirkonyum), protetik üst yapının tek parçalı ya da çok parçalı olması yer almaktadır. Ayrıca laboratuvar aşamasında teknisyenin deneyimi ve üretim sürecinde karşılaşılan teknik problemler de pasif uyumu doğrudan etkileyen unsurlar arasında sayılmaktadır (Zohrabian ve ark., 2015; Lindh ve ark., 1997; Le Guéhennec ve ark., 2007; Trindade ve ark., 2015). İmplant destekli protezlerin uzun dönem başarısı, ideal bir pasif uyumun elde edilmesine bağlı olmakla birlikte, klinik uygulamalarda mutlak pasif uyumun sağlanmasının pratik olarak mümkün olmadığı kabul edilmektedir. Bu nedenle, protetik planlama ve üretim aşamalarında temel hedef, uyumsuzluğu en düşük seviyeye indirerek olası komplikasyonların önüne geçmek olmalıdır (Algellay, 2018).

## 2. Ölçü ve Ölçünün Önemi

Sabit ve hareketli protezlerin üretim sürecindeki en kritik aşamalardan biri, hatasız bir ölçü elde etmektir. Temel olarak ölçü işlemi; ilgili ağız dokularının, preparasyon alanının veya belirlenen herhangi bir bölgenin uygun materyaller kullanılarak negatif kopyasının çıkarılması olarak tanımlanmaktadır (Çağlar ve ark., 2015; Birnbaum ve Aaronson, 2008). Elde edilen bu kopyadaki marjinal ve internal uyum üretim sonunda elde edilecek restorasyonun kalitesini doğrudan belirlemede en önemli faktörlerdendir. Klinik muayenede gözle veya sondla tespit edilemeyen mikroskobik uyumsuzluklar genellikle tolere edilebilir kabul edilmekte olup, literatürde 100–150 µm aralığındaki marjinal açıklık değerleri klinik kabul edilebilirlik sınırları içerisinde değerlendirilmektedir (Fransson ve ark., 1985; Colpani ve ark., 2013; Kokubo ve ark., 2005; Nakamura ve ark., 2000; Tuntiprawon & Wilson, 1995).

İmplant destekli restorasyonlarda pasif uyumun sağlanabilmesi, implantların ağız içi pozisyonlarının modele üç boyutlu ve hatasız bir şekilde aktarılmasına bağlıdır. Bu hassasiyeti yakalamak için doğru ölçü tekniği ve materyalinin seçilmesi, aynı zamanda komşu anatomik yapılarla ilişkilerin doğru kurulması elzemdir; aksi takdirde bu aşamadaki en küçük bir hata, laboratuvar süreçlerini bozarak altyapının vidalanması sonrasında implant ve çevresinde zararlı stres birikimlerine yol açabilmektedir (Choi ve ark., 2007).

### **3. Ölçü Doğruluğunu Etkileyen Faktörler**

İmplant destekli protez uygulamalarında ölçü hassasiyetini belirleyen unsurlar literatürde geniş bir yelpazede tanımlanmıştır. Bu faktörler arasında; kullanılan materyal ve teknik, ölçü seviyesi (implant/abutment), kopinglerin splintlenme durumu ve splintlemede kullanılan materyal, implantların sayısı, açısı ve derinliği ile birlikte üretim toleransları ve koping modifikasyonları öne çıkmaktadır (Wee, 2000; Ma & Rubenstein, 2012)

İmplant destekli protez uygulamalarında ölçü teknikleri, konvansiyonel ve dijital yöntemler olmak üzere iki temel kategoride incelenmektedir. Özellikle tam ark restorasyonlarda benimsenen yaygın protokol; konvansiyonel yöntemle elde edilen alçı modelin laboratuvar tarayıcıları aracılığıyla dijital ortama aktarılması ve takiben CAD/CAM teknolojileri kullanılarak üretim sürecinin tamamlanması esasına dayanmaktadır (Del'Acqua ve ark., 2010; Nassar ve ark., 2013).

Gelişen teknolojiyle birlikte implant üstü protez üretiminde dijital ölçü yöntemlerinin kullanımı yaygınlaşsa da, tam çene rehabilitasyonlarında bu tekniklerin doğruluğu ve hassasiyeti hakkında literatürdeki verilerin halen yetersiz olduğu rapor edilmektedir (Enkling ve ark., 2012).

### **4. Geleneksel (Analog, Konvansiyonel) Ölçü**

Çalışma sahasının tam negatif kopyasının çeşitli materyal ve yöntemlerle elde edilmesi işlemi, geleneksel ölçü olarak tanımlanmaktadır (Birnbaum ve Aaronson, 2008; DeLong ve ark., 2003). Diş destekli tam çene vakalarında, elastomerik materyallerin rijit kaşıklarla kombinasyonu altın standart kabul edilmekte olup (DeLong ve ark., 2003; Hoyos & Söderholm, 2011), bu yöntemde parça transferi gerekmeksizin doğrudan çalışılacak alanın doku kaydı alındığından boyutsal sapma beklentisi düşüktür. Buna karşın implant ölçülerinde; transfer parçalarının hatalı konumlanması, mikro hareketlere bağlı pozisyon değişikliği, analog-parça bağlantısındaki yetersizlikler, materyal büzülmesi ve alçı genleşmesi gibi faktörler ölçü netliğini riske atmaktadır (Lee ve ark., 2008; Sorrentino ve ark., 2010; Kim ve ark., 2006). Konvansiyonel ölçü teknikleriyle ilgili birçok çalışma yürütülmüş olsa da hala ideal ve hatasız bir teknik geliştirilememiştir. Bitmiş restorasyonda yaşanan uyum sorunları, vida gevşemesi, parça kırıkları ve kemik kaybı gibi ciddi komplikasyonlara yol açmaktadır (Wee ve ark., 1999; Karl ve ark., 2004; Chia ve ark., 2017). Mevcut geleneksel teknikler ise transfer parçalarının ölçüye aktarılmasının zamanlaması, parça tipi, splintleme varlığı ve ölçü materyalinin seçimi gibi kriterlere göre sınıflandırılmaktadır (Albayrak, 2019).

#### **4.1. Konvansiyonel İmplant Ölçüsünün Doğruluğunu Etkileyen Faktörler**

İmplant destekli protez uygulamalarında hala oldukça yaygın olarak tercih edilen konvansiyonel ölçü tekniklerinin başarısı, birçok faktörün titizlikle değerlendirilmesine bağlıdır. Ölçü doğruluğu üzerinde; implantların sayısı, aralarındaki mesafe, açılar, derinlikleri

ve bağlantı tipleri gibi cerrahi değişkenlerin yanı sıra; seçilen ölçü tekniği, kaşık tipi, materyal özellikleri ve uygulama prosedürleri de belirleyici rol oynamaktadır. Ayrıca, ölçü seviyesi ve koping tasarımı gibi detaylarla birlikte, model dökümüne kadar geçen süre ve kullanılan alçının fiziksel özellikleri de sonuç üzerinde doğrudan etkiye sahiptir (Assif ve ark., 1996; Baig, 2014; Humphries ve ark., 1990; Lee ve ark., 2011; Moreira ve ark., 2015; Papaspyridakos ve ark., 2014; Reddy ve ark., 2013; Wee, 1999).

#### **4.2. Kapalı Kaşık (İndirekt) Ölçü Tekniği**

İndirekt yöntem olarak da adlandırılan kapalı kaşık tekniğinde, ölçü kaşığı ağızdan uzaklaştırıldığında transfer parçaları ölçü materyali içinde değil, ağızda kalmaktadır. Bu işlem sırasında materyal deformasyonunu engellemek adına genellikle konik tasarımlı parçaların tercih edilmesi önerilmektedir (Conrad ve ark., 2007). Ağızda kalan parçalar daha sonra analoglarla birleştirilerek ölçü içindeki yuvalarına hassas bir şekilde yeniden yerleştirilir (Lee ve ark., 2008). Klinik uygulama kolaylığı sağlayan bu yöntem; kısıtlı ağız açıklığı, sınırlı arklar arası mesafe, astım gibi sistemik durumlar veya öğürme refleksi varlığında, ayrıca implantların az sayıda ve birbirine paralel olduğu durumlarda etkili bir seçenek olarak öne çıkmaktadır (Carr, 1991; Lee ve ark., 2008; Liou ve ark., 1993). Kısa transfer parçaları sayesinde posterior bölge gibi ulaşılması güç alanlarda avantaj sağlayan bu teknikte, açık kaşık yöntemindeki vida gevşetme sırasında oluşabilecek rotasyon riski de bulunmamaktadır (Carr, 1992). Ancak, parçaların ölçüye tekrar yerleştirilmesi sırasında oluşabilecek pozisyon hataları ve implantların paralel olmadığı durumlarda ölçü materyalinin deforme olabilmesi gibi riskler, yöntemin temel dezavantajlarını oluşturmaktadır (Choi ve ark., 2007).

#### **4.3. Açık Kaşık (Direkt) Ölçü Tekniği**

Açık kaşık ölçü tekniği, literatürde direkt ölçü veya pick-up tekniği olarak da adlandırılmaktadır. Bu yöntemde, ölçü kaşığı üzerinde ölçü başlıklarının konumlarına karşılık gelen alanlar delinerek ölçü alma işlemi gerçekleştirilir. Kullanılan açık ölçü başlıkları, kapalı ölçü başlıklarına kıyasla daha yüksek retansiyon özelliğine sahiptir ve genellikle daha uzun vidalarla tasarlanmıştır (Öngül ve ark., 2012). Ölçü materyalinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, ölçü ağızdan çıkarılmadan önce ölçü başlıklarının vidaları gevşetilir. Bu işlem sonrasında ölçü kaşığı ağızdan uzaklaştırıldığında, ölçü başlıkları ölçü materyali içerisinde sabitlenmiş halde bulunur. Ölçü içerisinde yer alan başlıklara uygun analoglar bağlanırken, özellikle rotasyonel hareket oluşmamasına özen gösterilmelidir (Carr, 1991).

İmplantların paralel olmadığı vakalarda kapalı kaşık ölçü tekniğinin kullanımı, ölçü sırasında deformasyon riskini artırabilmektedir. Buna karşılık açık kaşık ölçü tekniğinde, ölçü başlıkları ölçüyle birlikte eş zamanlı olarak ağızdan çıkarıldığı için açılanmaya bağlı ölçü hatalarının görülme olasılığı azalır. Ayrıca bu teknikte ölçü başlıklarının tekrar ağız içine yerleştirilmesine gerek kalmaması, uygulamanın doğruluğunu artıran bir avantaj olarak değerlendirilmektedir (Conrad ve ark., 2007).

#### **4.4. Splintlenen Açık Kaşık Ölçü Tekniği**

İmplant destekli protez uygulamalarında, özellikle tam dişsiz hastalarda kullanılan splintlenen açık kaşık ölçü tekniği; ölçü başlıklarının rijit bir materyal yardımıyla birbirine bağlanmasını esas alır. Bu yaklaşım sayesinde ölçü başlıklarının ölçü alma sırasında bağımsız hareket etmesi engellenmiş olur (Assif ve ark., 1999; Dumbrigue ve ark., 2000; Zarb ve ark., 1985).

Splintleme işleminin temel amacı, tam dişsiz olgularda implant destekli protezler için alınan ölçülerde, ölçü materyali içerisinde meydana gelebilecek mikrodüzeydeki hareketleri minimize etmektir (Humphries ve ark., 1990). Ölçü başlıklarının splintlenmesinde literatürde farklı materyaller tanımlanmıştır. Bunlar arasında; ortodontik ligatür telleri (Hsu ve ark., 1993), diş ipi (Joseph ve ark., 2018), elastomerik ortodontik zincirler (Joshi ve ark., 2020), çelik pinler (Naconecy ve ark., 2004), ışıkla polimerize olan kompozit rezinler (Di Fiore ve ark., 2015; Joseph ve ark., 2018), ışıkla polimerize veya otopolimerizan akrilik rezinler (Rutkunas ve Ignatovic, 2014; Joseph ve ark., 2018), dual-cure akrilik rezinler (Assif ve ark., 1999), prefabrik akrilik rezin barlar (Dumbrigue ve ark., 2000), ölçü alçısı (Assif ve ark., 1999; Doğan ve Gökalp, 2012) ile polivinil siloksan veya polieter esaslı ısıрма kayıt materyalleri (Hariharan ve ark., 2010) yer almaktadır.

Klinik uygulamalarda kullanım kolaylığı nedeniyle pattern rezin veya akrilik rezin, splintleme amacıyla en sık tercih edilen materyaller arasında bulunmaktadır. Diş ipi ya da ligatür teliyle birlikte akrilik rezin kullanımının yaygın olduğu bildirilmektedir (Di Fiore ve ark., 2015). Polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla, ölçü başlıkları rezin ile birleştirildikten sonra kesilerek ayrılmakta ve ardından az miktarda rezinle tekrar birleştirilmektedir. Pattern rezinin en yüksek büzülme oranını uygulamadan sonraki ilk 17 dakika içerisinde gösterdiği, takip eden 24 saatlik sürede ise bu oranın %6,5–%7,9 arasında değiştiği rapor edilmiştir (Mojon ve ark., 1990).

Splintlenen açık kaşık ölçü tekniği, uygulama aşamalarının karmaşıklığı ve işlem süresinin uzun olması nedeniyle klinik açıdan daha zorlayıcı bir yöntem olarak değerlendirilmektedir. Ayrıca splintleme sırasında fazla miktarda pattern rezin kullanılması ve rezinin büzülmesine bağlı olarak ölçü başlığı ile splint materyali arasında kırılmaların oluşabilmesi yöntemin dezavantajları arasında yer almaktadır (Burawi ve ark., 1997). Bununla birlikte, splintleme işleminin her vakada gerekli olup olmadığı konusunda literatürde araştırmacılar arasında henüz kesin bir görüş birliği sağlanamamıştır (Dumbrigue ve ark., 2000; Phillips ve ark., 1994).

#### **4.5. Splintsiz Açık Kaşık Ölçü Tekniği**

Klinik pratikte anatomik kısıtlılıklar veya operatör faktörleri nedeniyle implantların her zaman paralel yerleştirilemediği ve çene kemiğine çeşitli açılarla konumlandırıldığı bilinmektedir (Kurtulmuş-Yılmaz ve ark., 2014). Bu açılı yerleşimler, ölçü prosedürlerini teknik açıdan zorlaştırabilmektedir. Her ne kadar literatürde splintli açık kaşık tekniğinin splintsiz yönetime göre daha üstün olduğu yönünde genel bir kanı olsa da, implantların aşırı açılı olduğu durumlarda splintlenmiş bir yapının vidalarını gevşetmek ve sistemi implant gövdesinden ayırmak mekanik olarak güçleşmektedir (Lin ve ark., 2015). Bu nedenle, çok sayıda implantın bulunduğu ve 20 derecenin üzerinde açılanmaların görüldüğü tam çene vakalarında, splintsiz ölçü tekniğinin tercih edilmesinin klinik açıdan daha doğru bir yaklaşım olduğu rapor edilmiştir (Ribeiro ve ark., 2018; Alikhasi ve ark., 2011).

#### **4.6. Snap On/ Press Fit Ölçü Tekniği**

Kapalı kaşık tekniği ile benzerlik gösteren snap-fit yönteminde, ölçü başlıklarının üzerine takılan plastik parçalar aracılığıyla işlem gerçekleştirilir. Kaşık ağızdan uzaklaştırıldığında, metal ölçü başlıkları ağızda kalırken, plastik snap-fit parçalar ölçü materyali içerisinde kalarak çıkar. Sürecin devamında, ağızdan sökülen başlıklar ilgili

analoglara vidalanır ve ölçü içinde kalan plastik yuvalarına tekrar yerleştirilerek model elde etme aşamasına geçilir (Lee ve ark., 2008).

#### 4.6.1. Snap-fit (Press-fit) Ölçü Tekniğinin Avantajları

Snap-fit (press-fit) ölçü tekniğinde kullanılan plastik ölçü parçaları vidalanmaksızın, basınç uygulanarak doğru konumlarına yerleştirilmektedir. Bu özellik, yöntemin uygulanmasını pratik ve kullanıcı dostu hale getirmektedir. Uygulama süresinin kısa olması, klinik işlemlerin daha hızlı tamamlanmasına olanak sağlamaktadır.

Bu teknik, hem hasta hem de hekim açısından kolay tolere edilebilir bir uygulama sunmaktadır. Ayrıca press-fit ölçü parçalarının ölçü materyali içerisinde daha stabil bir şekilde sabitlenmesi, ölçü alma sırasında oluşabilecek hareketleri azaltmakta ve buna bağlı olarak ölçü doğruluğunu artırmaktadır. Bu nedenlerle snap-fit ölçü tekniğinin klinik uygulamalarda güvenilir bir yöntem olduğu bildirilmektedir (Nissan & Ghelfan, 2009).

### 5. Diş Hekimliğinde Dijital Ölçüler

Protetik tedavilerde dijital teknolojilerin kullanımı, konvansiyonel ölçü maddelerinden kaynaklanabilecek hassasiyet hatalarını minimize etme amacı taşımaktadır. Sektördeki rekabetle birlikte hızı ve görüntü kalitesi artan ağız içi tarayıcıların yaygınlaşması, implantoloji pratiğinde köklü değişikliklere yol açmıştır (Andriessen ve ark., 2014). Geleneksel yöntemlere kıyasla daha hızlı tedavi süreçleri ve daha az seans sayısı sunan dijital ölçü sistemleri (Aragón ve ark., 2016), başlangıçta tek üye restorasyonlarla sınırlıyken, 2000’li yılların sonundaki teknolojik atılımlarla bugün tam çene implant restorasyonlarını mümkün hale getirmiştir (Nedelcu ve ark., 2018). Ölçü prosedürlerini sadeleştirerek hasta başı süresini kısaltan bu cihazlar, aynı zamanda hekim ve laboratuvar arasındaki koordinasyonu da güçlendirmiştir (Eliasson & Örtorp, 2012; Garg, 2008). Gelineen noktada implant tedavileri, üç temel evreden oluşan dijital bir iş akışı ekseninde yürütülmektedir

1. İmplantasyon: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) verileri ile dijital ölçülerin sanal ortamda çakıştırılarak tedavi planının oluşturulmasını ve bu veriler ışığında 3 boyutlu yazıcılarla cerrahi rehber plakların üretimini kapsamaktadır (Albayrak, 2019).
2. İmplant Ölçüsü: Osseointegrasyon sürecini tamamlayan implantların, ağız içi tarayıcılar kullanılarak dijital ölçü kayıtlarının elde edilmesi.
3. Protez Üretimi: CAD/CAM teknolojileri kullanılarak implant üstü protezlerin final üretiminin gerçekleştirilmesi aşamasıdır (Papaspıridakos ve ark., 2016).

Cerrahi ve protetik süreçlerin dijitalleşmesi önemli avantajlar sunmaktadır; özellikle alt yapıların katı bloklardan kazınarak üretilmesi, materyalin daha homojen olmasını ve üstün mekanik özellikler sergilemesini sağlar (Priest, 2005). Dijital ölçü yöntemleri; kaşık seçimi, splintleme, materyal büzülmesi ve alçı genleşmesi gibi konvansiyonel hata kaynaklarını ortadan kaldırarak teorik hassasiyeti artırmaktadır (Howell ve ark., 2013). Ayrıca bu süreç; enfeksiyon riski, malzeme maliyeti ve model saklama gibi lojistik dezavantajları elimine ederken, hekimin hataları anında tespit edip laboratuvara hızla veri aktarmasına olanak tanır (Lin ve ark., 2014; Giménez ve ark., 2015; Patzelt ve ark., 2014). İmplantın üç boyutlu konumunun sanal ortama aktarılması, üzerindeki geometrik referanslar sayesinde konum, açı ve derinlik bilgisi veren tarama parçaları (scan body) ile sağlanır (Andriessen ve ark., 2014). Işık yansımalarını önlemek

adına genellikle PEEK veya plastik materyallerden üretilen bu parçalar, kütüphane eşleşmesi ile üretime zemin hazırlar (Gintaute, 2015; Aktaş ve ark., 2014; Katsoulis ve ark., 2013). Ancak, kemik seviyesindeki implantlarda yumuşak doku profilinin tam yansıtılamaması ve tam dişsiz vakalarda hareketli mukoza nedeniyle sabit referans noktası eksikliği, dijital tekniğin önemli limitasyonları arasındadır (Baskai, 2014). Doğal dişli çenelerde yüksek doğruluk oranlarına ulaşılsa da (Patzelt ve ark., 2014; Ender & Mehl, 2015), implant tarama protokollerinin dişli doku taramalarından farklı parametreler gerektirdiği unutulmamalıdır (Flügge ve ark., 2016).

## 6. Dijital İmplant Ölçüsünü Etkileyen Faktörler

Dijital iş akışının protetik fazdaki ilk adımı olan dijital implant ölçüsü, konvansiyonel yöntemlerdeki ölçü materyali ve alçı kaynaklı boyutsal sapmaları ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiş, kendine özgü prensiplere sahip bir tekniktir. Ancak bu yöntemde de teknolojik altyapı çeşitliliği, farklı implant sistemleri ve insan faktörüne bağlı olarak implantın sanal ortama aktarılması sırasında boyutsal hatalarla karşılaşılabilir. Dijital ölçünün doğruluğu; tarayıcının hacmi, hızı, çözünürlüğü ve yazılımın görüntüleri işleme (birleştirme, dikişleme, artifakt temizleme) kapasitesi gibi teknik özelliklerden doğrudan etkilenmektedir. Cihazın donanımsal özellikleri kadar; kullanılan tarama parçasının (scan body) kalitesi, implant kütüphanesiyle uyumu, tarama stratejisi, implantın konumu ve hem hekim hem de hasta kaynaklı değişkenler de nihai ölçü netliğini belirleyen faktörler arasındadır (Ciocca ve ark., 2018).

## 7. Dijital Ağız İçi Tarayıcılar

CAD/CAM teknolojisinin 1980'li yıllardan itibaren diş hekimliğinde hızla gelişmesi, bilgisayar destekli ölçü tekniklerinin (Computer Aided Impression / CAI) ortaya çıkmasına zemin hazırlamıştır (Leinfelder ve ark., 1989). Dijital ölçüleme, bilgisayar ortamında tasarlanan bir protetik restorasyonun başlangıç aşamasını oluşturmaktadır (Lee ve ark., 2013; Lin ve ark., 2013). Bu süreç; ağız içi veya dışı ortamdan dijital verilerin elde edilmesi, bu veriler üzerinde protetik tasarımın gerçekleştirilmesi ve elde edilen tasarıma uygun olarak kazıma ünitesinde restorasyonun üretilmesi olmak üzere üç temel basamaktan oluşmaktadır.

Başlangıçta dijital veriler yalnızca laboratuvar tarayıcıları aracılığıyla elde edilirken, 2003 yılından itibaren ağız içi tarayıcıların kullanıma girmesiyle doğrudan ağız içinden üç boyutlu veriler elde edilebilmektedir (Mörmann, 2006). Günümüzde kullanılan ağız içi tarayıcı sistemleri, tüm dental arkı tek seferde görüntüleyebilecek kapasitede olmadığından, çok sayıda görüntünün alınması ve bu görüntülerin üst üste bindirilerek birleştirilmesi yoluyla ağız içi yapıların dijital modeli oluşturulmaktadır (Kim ve ark., 2018).

Ağız içi tarayıcılar, veri toplama yöntemlerine göre temel olarak iki gruba ayrılmaktadır. Bir grup tarayıcı, ardışık dijital fotoğraflar çekerek bu görüntüleri birleştirirken; diğer grup ise video tabanlı tarama yöntemiyle sürekli veri akışı sağlayarak üç boyutlu model oluşturmaktadır (Papaspolidakos ve ark., 2014). Bu sistemler, taranacak yüzeye lazer ya da yapılandırılmış ışık göndererek, yüzeyde meydana gelen ışık deformasyonlarını birden fazla kamera aracılığıyla algılamak ve gelişmiş yazılımlar yardımıyla üç boyutlu koordinat hesaplamaları yapmaktadır. Elde edilen nokta bulutları ve ağ (mesh) yapıları kullanılarak taranan yüzeyin üç boyutlu dijital modeli oluşturulmaktadır (Zimmermann ve ark., 2015; Logozzo ve ark., 2014; Gjølve ve ark., 2016; Goracci ve ark., 2016). Ancak dijital ölçüleme sürecinde karşılaşılan önemli boyutsal sapmaların, çoğunlukla alınan görüntülerin birleştirilmesi aşamasında ortaya çıktığı bildirilmiştir (Flügge ve ark., 2013). Taranan yüzeyin transparan yapısı, materyallerin

yansıtıcılığı, hasta veya hekime bağlı hareketler ve olası tarama hatalarının etkisini azaltmak amacıyla bazı tarayıcı sistemleri birden fazla görüntüleme prensibini bir arada kullanacak şekilde tasarlanmıştır. Bu durum, kullanılan ışık kaynakları ve optik bileşenlerin çeşitliliğini artırmaktadır (Kostiukova ve ark., 2014).

Günümüzde ağız içi tarayıcılar; fotoğraf ve video temelli sistemlerin yanı sıra aktif triangülasyon, konfokal mikroskopi, optik koherens tomografisi ve aktif wavefront örnekleme gibi farklı veri elde etme prensiplerine göre de sınıflandırılmaktadır (Kim ve ark., 2018).

## **7.1. Dijital Ağız İçi Tarayıcı Çalışma Prensipleri**

### **7.1.1. Aktif Triangülasyon**

Aktif triangülasyon tekniği, ağız içi tarayıcı tarafından farklı dalga boylarında ışığın taranan yüzeye gönderilmesi ve bu yüzeyden yansıyan ışığın kamera sistemleri aracılığıyla algılanarak yazılım ortamında işlenmesi esasına dayanmaktadır (Zimmermann ve ark., 2015). Taranan bölgeye ait mesafe ve konum bilgileri, üçgensel düzlemde gerçekleştirilen açısal ölçümler yardımıyla hesaplanmaktadır (Patzelt ve ark., 2014). CEREC, Omnicam ve Carestream 3600 sistemleri bu tarama prensibini kullanan cihazlara örnek olarak gösterilmektedir (Zimmermann ve ark., 2015).

### **7.1.2. Konfokal Mikroskopi**

Konfokal mikroskopi yönteminde, ağız içi tarayıcı tarafından paralel lazer ışınları gönderilmekte ve bu ışınların aynı optik yol üzerinden geri yansımaları algılanarak belirli derinliklerde görüntüler elde edilmektedir (Zimmermann ve ark., 2015). Bu teknik sayesinde, odak düzlemi dışında kalan yansımalar elimine edilmekte ve nesnelerin üç boyutlu görüntüsü nokta birleştirme (point-and-stitch) yöntemiyle oluşturulmaktadır (Logozzo ve ark., 2014). 3Shape Trios ve iTero gibi ağız içi tarayıcılar bu prensip doğrultusunda çalışan sistemler arasında yer almaktadır (Zimmermann ve ark., 2015).

### **7.1.3. Aktif Wavefront Örnekleme**

Aktif wavefront örnekleme, mavi ışık projeksiyonunun döner açıklık mekanizması ile kullanıldığı üç boyutlu bir görüntüleme yöntemidir (Logozzo ve ark., 2014). Bu teknikte, yüksek çözünürlüklü kameralar aracılığıyla farklı açılardan elde edilen görüntüler değerlendirilerek uzaysal mesafeler hesaplanmakta ve nesnenin üç boyutlu konumlandırılması sağlanmaktadır. Bu prensip, 3M ESPE firması tarafından geliştirilen Lava C.O.S ve True Definition ağız içi tarayıcılarında kullanılmaktadır (Zimmermann ve ark., 2015). Ancak yüzey yansımalarının fazla olması nedeniyle bu sistemlerde tarama öncesinde pudra uygulamasına ihtiyaç duyulmaktadır (Patzelt ve ark., 2014).

## **7.2. Ağız İçi Tarayıcı Sistemleri**

Günümüzde yaygın olarak kullanılan ağız içi veri toplama sistemleri aşağıda sıralanmaktadır:

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

Direkt dijital görüntüleme sistemleri, konvansiyonel ölçü yöntemlerine kıyasla daha az invaziv olmaları, daha kısa sürede uygulanabilmeleri ve yüksek hassasiyet sunmaları nedeniyle sürekli olarak geliştirilmektedir. Bunun yanı sıra, dijital olarak elde edilen verilerin uzun süreli ve güvenli bir şekilde saklanabilmesi önemli bir avantaj sağlamaktadır (Galhano ve ark., 2012).

## **8. Dijital İndirekt (Ekstraoral) Tarayıcılar**

Dijital indirekt tarama yöntemlerinde, konvansiyonel ölçü teknikleriyle elde edilen modellerin (Beuer ve ark., 2008; Güth ve ark., 2013) ya da model elde edilmeden alınan ölçülerin, optik veya mekanik sistemler aracılığıyla doğrudan taranarak dijital ortama aktarılması amaçlanmaktadır (Çağlar ve ark., 2015; Güth ve ark., 2013; Quaas ve ark., 2007). Ancak bu yöntemde, ölçü alma sırasında hastanın yaşadığı rahatsızlık konvansiyonel tekniklerin önemli dezavantajları arasında yer almaktadır (Çağlar ve ark., 2015).

### **8.1. Ağız Dışı Tarayıcı Sistemleri**

Laboratuvar ortamında çalışma modellerinin dijitalleştirilmesi amacıyla ağız dışı tarayıcılar kullanılmaktadır (Kiraz & Çevik, 2022). Bu tarayıcılar temel olarak lazer, yapılandırılmış ışık ve temaslı tarama teknolojileri olmak üzere üç farklı prensiple çalışmaktadır (Piedra-Cascón, Methani ve ark., 2021). Beyaz ışık ve lazer tarayıcılar benzer çalışma prensiplerine sahip olup, taranan nesnenin yoğunluğundan etkilenmemektedir; ancak beyaz ışık teknolojisinin lazer sistemlere kıyasla daha üstün performans gösterdiği bildirilmiştir (Persson ve ark., 2006).

Lazer tarayıcılar genellikle tek boyutlu çizgisel desenler kullanırken, yapılandırılmış ışık sistemleri iki boyutlu ışık desenleri yansıtarak üç boyutlu veri elde etmektedir (Piedra-Cascón, Methani ve ark., 2021). Kalibrasyon durumu, tarama teknolojisi, yüzey yansımaları, nesnenin geometrik özellikleri, görüntü birleştirme hataları, ortam sıcaklığı ve tarama sırasında oluşabilecek titreşimler, ağız dışı tarayıcıların doğruluğunu etkileyen faktörler arasında yer almaktadır. Temassız çalışma prensibine sahip olan laboratuvar tarayıcıları, temas gerektiren sistemlere kıyasla daha hızlı tarama imkânı sunmaktadır (Chan ve ark., 2011).

Kısmi dişsiz arkların dijital olarak taranmasında hem ağız içi hem de ağız dışı tarayıcıların kullanılabileceği bildirilirken, tam dişsiz arkların dijitalleştirilmesinde ağız dışı (laboratuvar) tarayıcıların daha uygun olduğu belirtilmiştir (Lee ve ark., 2020).

Güncel olarak kullanılan laboratuvar tarayıcıları;

- 1- 3 Shape Sistemi,
- 2- Sirona Sistemi,
- 3- KaVo Sistemi ve
- 4- DWOS Sistemidir (Gülgezen Aydın, t.y.).

## 9. Fotogrametri

Fotogrametri, birden fazla implantın konumunun ağız içinden doğrudan ve güvenilir biçimde kaydedilmesine olanak tanıyan yenilikçi bir yöntem olarak tanımlanmaktadır. Bu teknik, fotoğrafik görüntülerden yararlanarak nesnelerin geometrik özelliklerini ve mekânsal ilişkilerini belirlemeyi amaçlar. Fotogrametrinin en önemli avantajı, ölçümlerin nesneyle fiziksel temas gerektirmeden yüksek hassasiyetle yapılabilmesidir (Peñarrocha-Oltra ve ark., 2014).

Diş hekimliği alanında fotogrametri; dişlerin, dental arkların ve maksilla ile mandibulanın şekil ve konumlarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Özellikle ortodontide, hızlı palatal genişletme uygulamaları sırasında meydana gelen diş hareketlerinin analizinde ve damak yapısındaki değişimlerin üç boyutlu olarak incelenmesinde önemli bir araç olarak yer almaktadır (Goellner ve ark., 2010; Kau ve ark., 2011; Deli ve ark., 2011; Marini ve ark., 2007). Bunun yanı sıra, son yıllarda implant cerrahisinin planlanmasında da fotogrametrik yöntemlerden yararlanıldığı bildirilmiştir (Frisardi ve ark., 2011).

İmplant diş hekimliğinde fotogrametri, farklı ölçü teknikleri ve materyaller kullanılarak elde edilen modeller arasındaki farkların analiz edilmesi yoluyla, diğer ölçü yöntemlerinin doğruluğunu değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır (Lie ve Jemt, 1994). Jemt ve Bäck, 1999 yılında fotogrametriyi geleneksel ölçü tekniklerine alternatif bir yöntem olarak önermiştir (Jemt, Bäck ve Petersson, 1999). Ancak bu tarihten sonra yöntemin klinik kullanımına yönelik kapsamlı bir gelişim raporunun bulunmadığı belirtilmektedir. Fotogrametrinin implant ölçülerindeki temel gücü, sağladığı yüksek ölçüm doğruluğudur. Ölçü doğruluğunun implant üstü restorasyonların başarısında belirleyici bir faktör olduğu göz önünde bulundurulduğunda, bu tekniğin implant tedavilerinin kalitesini artırabilecek potansiyele sahip olduğu düşünülmektedir (Peñarrocha-Oltra ve ark., 2014).

## 10. Boyutsal Stabilite ve Boyutsal Doğruluk Değerlendirme Yöntemleri

Protetik restorasyon üretiminde temel kalite parametreleri olan doğruluk ve hassasiyet kavramları birbirinden farklıdır. Doğruluk, elde edilen modelin gerçek dokuya kıyasla içerdiği sapma miktarını ifade ederken; hassasiyet, tekrarlanan ölçümlerin birbirine olan yakınlığını ve tutarlılığını tanımlar (Ender ve Mehl, 2013; Mangano ve ark., 2016). Ölçüm yöntemleri ise stabilite açısından fotogrametrik ve topometrik olarak sınıflandırılmaktadır (Rignon-Bret ve ark., 2002). Koordinat Ölçüm Makineleri (CMM) gibi topometrik sistemlerde, bir ucun yüzeye fiziksel temasıyla koordinatlar belirlenirken; lazer tarayıcılar ve tomografi gibi fotogrametrik yöntemlerde temas olmaksızın ışınlar yardımıyla tarama işlemi gerçekleştirilmektedir (Fong ve Walter, 1990; Giblin ve ark., 1990).

## 11. Sonuç

İmplant destekli sabit protezlerifongn uzun dönem klinik başarısında, implant konumlarının ana modele doğru biçimde aktarılması temel bir gerekliliktir. İmplantların periodontal ligamente sahip olmaması ve doğal dişlere göre çok daha az mobilite göstermesi, protetik üst yapıda pasif uyum ihtiyacını artırır. Bu nedenle ölçü aşamasında meydana gelebilecek küçük hatalar dahi restorasyon uyumunu olumsuz etkileyebilir ve hem mekanik hem de biyolojik komplikasyon riskini artırabilir.

Bu durumda ölçü protokolü belirlenirken; klinik şartlar, implantların sayısı ve konumları, yerleştirilmeaçıları ve kullanılacak materyalin ve tekniğin seçimi birlikte değerlendirilmelidir. Konvansiyonel ve dijital ölçü yaklaşımları pratikte bir arada yer almakta; dijital iş akışları süreçleri kolaylaştırma potansiyeli sunarken, özellikle tam çene rehabilitasyonlarında doğruluk ve tekrarlanabilirlik kriterleri açısından dikkatli olunmalıdır. Fotogrametri gibi yenilikçi yöntemler ise çoklu implant konumlarının yüksek hassasiyetle kaydedilmesine olanak tanıyan alternatifler arasında öne çıkmaktadır. Sonuç olarak, implant üstü protezlerde hedef; ölçü ve üretim sürecinin tüm basamaklarında doğruluk ve hassasiyeti en üst düzeye çıkararak uyumsuzluğu en aza indirmek ve böylece biyomekanik yüklenmeyi azaltıp klinik başarıyı sürdürülebilir kılmaktır.

## KAYNAKÇA

- Aktaş, G., Özcan, N., Aydın, D. H., Şahin, E., & Akça, K. (2014). Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 367–372.
- Albayrak, B. (2019). Tam ark implant ölçülerinde dijital ve konvansiyonel yöntemlerin üç boyutlu netlik karşılaştırılması (Uzmanlık tezi). Atatürk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Erzurum.
- Albrektsson, T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 60, 75–84.
- Albrektsson, T., Brånemark, P.-I., Hansson, H.-A., & Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52(2), 155–170.
- Algellay, A. M. (2018). Effect of implant angulations on the accuracy of multi-implant implant level impressions using different materials and techniques (Yüksek lisans tezi). Yeditepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Alikhasi, M., Siadat, H., Monzavi, A., & Momen-Heravi, F. (2011). Three-dimensional accuracy of implant and abutment level impression techniques: Effect on marginal discrepancy. *Journal of Oral Implantology*, 37(6), 649–657.
- Al-Rafee, M. A. (2020). The epidemiology of edentulism and the associated factors: A literature review. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 9(4), 1841–1843.
- Andriessen, F. S., Rijkens, D. R., van der Meer, W. J., & Wismeijer, D. W. (2014). Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(3), 186–194.
- Aragón, M. L., Pontes, L. F., Bichara, L. M., Flores-Mir, C., & Normando, D. (2016). Validity and reliability of intraoral scanners compared to conventional gypsum models measurements: A systematic review. *European Journal of Orthodontics*, 38(4), 429–434.
- Assif, D., Fenton, A., Zarb, G. A., & Schmitt, A. (1999). A comparison of implant impression accuracy using four different impression techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(5), 472–478.
- Assif, D., Marshak, B., & Schmidt, A. (1996). Accuracy of implant impression techniques. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(2), 216–222.B
- Baig, M. R. (2014). Accuracy of impressions of multiple implants in the edentulous arch: A systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29, 869–880.
- Baskai, K. G. (2014). Evaluation of digital implant impressions using an intra-oral computerized scanner (iTero) versus conventional implant impressions: A three-dimensional analysis of accuracy (Master's thesis). University of Toronto, Canada.

- Becker, M. J. (1999). Ancient “dental implants”: A recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14, 19–29.
- 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.
- Birnbaum, N. S., & Aaronson, H. B. (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: Virtual becomes reality. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(8), 494–496.
- Block, M. S. (2018). Dental implants: The last 100 years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 76(1), 11–26.
- Burawi, G., Houston, F., Byrne, D., & Claffey, N. (1997). Comparison of splinted and unsplinted impression techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(1), 68–75.
- Buser, D., Sennerby, L., & De Bruyn, H. (2017). Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology* 2000, 73(1), 7–21.
- Carr, A. B. (1991). Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4), 448–455.
- Carr, A. B. (1992). Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(4), 468–475.
- Chan, D. C. N., Chung, A. K. H., Haines, J., Yau, E. H. T., & Kuo, C. C. (2011). The accuracy of optical scanning: Influence of convergence and die preparation. *Operative Dentistry*, 36(5), 486–491.
- Chia, V. A., Esguerra, R. J., Teoh, K. H., Teo, J. W., Wong, K. M., & Tan, K. B. (2017). In vitro three-dimensional accuracy of digital implant impressions: The effect of implant angulation. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(2), 313–321.
- Chimbinha, Í. G. M., Ferreira, B. N. C., Miranda, G. P., & Guedes, R. S. (2023). Oral-health-related quality of life in adolescents: Umbrella review. *BMC Public Health*, 23, 1603.
- Choi, J.-H., Lim, Y.-J., Yim, S.-H., & Kim, C.-W. (2007). Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5), 761–768.
- Cincioğlu, M. (2018). Dental implantların dijital ölçü netliğine etki eden faktörlerin araştırılması (Doktora tezi). İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Ciocca, L., Meneghello, R., Monaco, C., Savio, G., Scheda, L., Gatto, M. R., & Baldissara, P. (2018). In vitro assessment of the accuracy of digital impressions prepared using a single system for full-arch restorations on implants. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 13(7), 1097–1108.

- Colpani, J. T., Borba, M., & Della Bona, Á. (2013). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials*, 29(2), 174–180.
- Conrad, H. J., Pesun, I. J., DeLong, R., & Hodges, J. S. (2007). Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 349–356.
- Çağlar, İ., Yeşil Duymuş, Z., & Ateş, S. M. (2015). Diş hekimliğinde kullanılan ölçü sistemlerinde güncel yaklaşımlar: Dijital ölçü. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(10), 135–140.
- Del’Acqua, M. A., Chávez, A. M., Amaral, Â. L. C., & Compagnoni, M. A. (2010). Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(4), 771–776.
- Deli, R., Di Gioia, E., Galantucci, L. M., & Percoco, G. (2011). Accurate facial morphologic measurements using a 3-camera photogrammetric method. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(1), 54–59.
- DeLong, R., Heinzen, M., Hodges, J. S., Ko, C.-C., & Douglas, W. H. (2003). Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *Journal of Dental Research*, 82(6), 438–442.
- Dewan, S. K., Arora, A., Sehgal, M., & Khullar, A. (2015). Implant failures: A broader perspective. *Journal of Dental Implants*, 5(2), 53–59.
- Dholam, K. P., & Gurav, S. V. (2012). Dental implants in irradiated jaws: A literature review. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, 8(Suppl 1), S85–S93.
- Di Fiore, A., Meneghello, R., Savio, G., Sivoilella, S., Katsoulis, J., & Stellini, E. (2015). In vitro implant impression accuracy using a new photopolymerizing splinting material. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, 721–729.
- Doğan, B. G., & Gökalp, S. (2012). Tooth loss and edentulism in the Turkish elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 54, 162–166.
- Dumbrigue, H. B., Gurun, D. C., & Javid, N. S. (2000). Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84, 108–110.
- Eliasson, A., & Örtorp, A. (2012). The accuracy of an implant impression technique using digitally coded healing abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(Suppl. 1), e30–e38.
- Ender, A., & Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 121–128.
- 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.
- Enkling, N., Bayer, S., Jöhren, P., & Mericske-Stern, R. (2012). Vinylsiloxanether: A new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(1), 144–151.

- Flügge, T. V., Att, W., Metzger, M. C., & Nelson, K. (2016). Precision of dental implant digitization using intraoral scanners. *International Journal of Prosthodontics*, 29(3), 277–283.
- Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S., & Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 144, 471–478.
- Fong, K. C., & Walter, M. (1990). Coordinate measuring machines and their application in dimensional metrology. *Annals of the CIRP*, 39(1), 519–522. [https://doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)63030-2](https://doi.org/10.1016/S0007-8506(07)63030-2)
- Fransson, B., Øilo, G., & Gjeitanger, R. (1985). The fit of metal-ceramic crowns: A clinical study. *Dental Materials*, 1(5), 197–199.
- Frisardi, G., Chessa, G., Barone, S., Paoli, A., Razionale, A., & Frisardi, F. (2011). Bilgisayar destekli implant cerrahisi için BT görüntüleme ile elde edilen üç boyutlu anatomik veriler ile üç boyutlu optik tarama verilerinin entegrasyonu. *BMC Medical Imaging*, 11, 5.
- Froimovici, F.-O., Butnăraşu, C. C., Montanari, M., & Săndulescu, M. (2024). Fixed full-arch implant-supported restorations: Techniques review and proposal for improvement. *Dentistry Journal*, 12(12), 408.
- Galhano, G. Á. P., Pellizzer, E. P., & Mazaro, J. V. Q. (2012). Optical Impression Systems for CAD-CAM Restorations. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(6), e575.
- Garg, A. K. (2008). Cadent iTero's digital system for dental impressions: The end of trays and putty? *Dental Implantology Update*, 19(1), 1–4.
- Giblin, P. J., Rutter, J. W., & Roberts, M. J. (1990). Imaging of surfaces by reflected light. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical and Physical Sciences*, 431(1882), 433–459.
- Giménez, B., Özcan, M., Martínez-Rus, F., & Pradíes, G. (2015). Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(Suppl. 1), e54–e64.
- Gintaute, A. (2015). Accuracy of computerized and conventional impression-making procedures of straight and tilted dental implants (Doctoral dissertation). Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, Germany.
- 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, 282–287.
- Goellner, M., Schmitt, J., Karl, M., Wichmann, M., & Holst, S. (2010). Photogrammetric measurement of initial tooth displacement under tensile force. *Medical Engineering & Physics*, 32(8), 883–888.

- Goracci, C., Franchi, L., Vichi, A., & Ferrari, M. (2016). Accuracy, reliability, and efficiency of intraoral scanners for full-arch impressions: A systematic review of the clinical evidence. *European Journal of Orthodontics*, 38, 422–428.
- Greenberg, A. M. (2015). Dental implants and an evolving discipline. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 27, 1–6.
- Güth, J.-F., Keul, C., Stimmelmayer, M., Beuer, F., & Edelhoff, D. (2013). Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clinical Oral Investigations*, 17, 1201–1208.
- Gülgezen Aydın, H. (t.y.). Dijital ve konvansiyonel ölçüler yardımıyla üretilen anterior tek kron restorasyonlarının iç uyumlarının farklı ölçüm teknikleri ile değerlendirilmesi.
- Gültepe, M. E. (2011). Alt çene tam dişsiz vakalarda farklı implant üstü protetik tasarımların implant altyapılara kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi (Doktora tezi).
- Hariharan, R., Shankar, C., Rajan, M., Baig, M. R., & Azhagarasan, N. S. (2010). Evaluation of accuracy of multiple dental implant impressions using splinting materials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25, 38–44.
- Howell, K. J., McGlumphy, E. A., Drago, C., & Knapik, G. (2013). Comparison of the accuracy of Biomet 3i Encode Robocast Technology and conventional implant impression techniques. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 228–240.
- Hoyos, A., & Söderholm, K.-J. (2011). Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane impressions. *The International Journal of Prosthodontics*, 24(1), 29–54.
- Hsu, C. C., Millstein, P. L., & Stein, R. S. (1993). A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 69, 588–593.
- Humphries, R. M., Yaman, P., & Bloem, T. J. (1990). The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5, 331–336.
- Jemt, T., Bäck, T., & Petersson, A. (1999). Fotogrametri: İmplant diş hekimliğinde geleneksel ölçü yöntemlerine alternatif olabilir mi? Klinik bir pilot çalışma. *The International Journal of Prosthodontics*, 12, 363–368.
- John, V., Chen, S., & Parashos, P. (2007). Implant or the natural tooth – A contemporary treatment planning dilemma. *Australian Dental Journal*, 52(Suppl. 1), S138–S150.
- Joseph, T. M., Ravichandran, R., Lylajam, S., Visw Abrahan, P., Janardhanan, K., & Rajeev, S. (2018). Evaluation of positional accuracy in multiple implants using four different splinting materials. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 18, 239–247.
- Joshi, A. A., Gaikwad, A. M., Nadgere, J. B., & Ram, S. M. (2020). Orthodontic elastomeric chain as an alternative to dental floss for splinting implant impression copings. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123, 188–189.

- Karl, M., Winter, W., Taylor, T. D., & Heckmann, S. M. (2004). In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(1), 30–37.
- Katsoulis, J., Mericske-Stern, R., Yates, D. M., Izutani, N., Enkling, N., & Blatz, M. B. (2013). In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dental Materials*, 29(9), 945–953.
- Kau, C. H., Kamel, S. G., Wilson, J., & Wong, M. E. (2011). New method for analysis of facial growth in a pediatric reconstructed mandible. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(3), e285–e290.
- 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120, 895–903.e1.
- Kim, S., Nicholls, J. I., Han, C.-H., & Lee, K.-W. (2006). Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(5), 747–755.
- Kiraz, M. S., & Çevik, P. (2022). İmplant üstü protezlerde konvansiyonel ve dijital ölçü teknikleri. *Selçuk Dental Journal*, 9(1), 268–277.
- Koçak, A. (2006). Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi [PhD Thesis]. Marmara Üniversitesi, Türkiye.
- Kokubo, Y., Ohkubo, C., Tsumita, M., Miyashita, A., Vult von Steyern, P., & Fukushima, S. (2005). Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(7), 526–530.
- Kostiukova, V., Riakhovskii, A., & Ukhanov, M. (2014). Comparative study of intraoral 3D digital scanners for restorative dentistry. *Stomatologiya*, 93, 53–59.
- Kurtulmuş-Yılmaz, S., Ozan, O., Özçelik, T. B., & Yağız, A. (2014). Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1551–1559.
- Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., & Amouriq, Y. (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*, 23, 844–854.
- Lee, H., Ercoli, C., Funkenbusch, P. D., & Feng, C. (2008). Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(2), 107–113.
- Lee, H., So, J. S., Hochstedler, J. L., & Ercoli, C. (2008). The accuracy of implant impressions: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(4), 285–291.
- Lee, S. J., & Cho, S. B. (2011). Accuracy of five implant impression techniques: Effect of splinting materials and methods. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 3, 177–185.

- Lee, S. J., Kim, S.-W., Lee, J. J., & Cheong, C. W. (2020). Comparison of intraoral and extraoral digital scanners: Evaluation of surface topography and precision. *Dentistry Journal*, 8(2), 52.
- Lee, S. J., MacArthur IV, R. X., & Gallucci, G. O. (2013). An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110, 420–423.
- Leinfelder, K. F., Isenberg, B. P., & Essig, M. E. (1989). A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. *Journal of the American Dental Association*, 118, 703–707.
- Lie, A., & Jemt, T. (1994). İmplant pozisyonlarının fotogrametrik ölçümü: İmplantlar ile üstyapılar arasındaki uyumun belirlenmesine yönelik bir tekniğin tanımı. *Clinical Oral Implants Research*, 5, 30–36.
- Lindh, C., Petersson, A., Klinge, B., & Nilsson, M. (1997). Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofacial Radiology*, 26, 101–106.
- Lin, W.-S., Harris, B. T., Elathamna, E. N., Abdel-Azim, T., & Morton, D. (2015). Effect of implant divergence on the accuracy of definitive casts created from traditional and digital implant-level impressions: An in vitro comparative study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(1), 102–109.
- Lin, W.-S., Harris, B. T., Morton, D. (2013). The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 187–191.
- Lin, W.-S., Harris, B. T., Zandinejad, A., & Morton, D. (2014). Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 1–5.
- Liou, A. D., Nicholls, J. I., Youdelis, R. A., & Brudvik, J. S. (1993). Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 6(4), 377–383.
- Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., & Mäkynen, A. (2014). Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 203–221.
- Ma, J., & Rubenstein, J. E. (2012). Complete arch implant impression technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(6), 405–410.
- Madi, H. A., Feine, E. J., & Tran, S. D. (2023). Titanium dental implant corrosion in peri-implantitis and implant failure. *Implant dentistry at a glance*. Springer.
- Mangano, F. G., Veronesi, G., Hauschild, U., Mijiritsky, E., Mangano, C., & Tricio, J. (2016). Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology: A comparative in vitro study. *PLOS ONE*, 11(9), e0163107. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0163107>

- Marini, I., Bonetti, G. A., Achilli, V., & Salemi, G. (2007). A photogrammetric technique for the analysis of palatal three-dimensional changes during rapid maxillary expansion. *European Journal of Orthodontics*, 29(1), 26–30.
- Misch, C. E. (2005). *Dental implant prosthetics* (ss. 211–223). St. Louis, MO: Mosby.
- Misch, C. E. (2014). Rationale for dental implants. In C. E. Misch, *Dental implant prosthetics* (2nd ed., ss. 1–25). St. Louis, MO: Elsevier.
- Mojon, P., Hawbolt, E. B., & MacEntee, M. I. (1990). Laboratory polymerization shrinkage of pattern resins. *Journal of Dental Research*, 69, 1464–1468.
- Moreira, A. H., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C., Fonseca, J. C., & Vilaça, J. (2015). Accuracy comparison of implant impression techniques: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(2), 751–764.
- Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137, 7–13.
- Naconecy, M. M., Teixeira, E. R., Shinkai, R. S., Frasca, L. C., & Cervieri, A. (2004). Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 19, 192–198.
- Nakamura, T., Nonaka, M., & Maruyama, T. (2000). In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(3), 189–193.
- Nassar, U., Oko, A., Adeeb, S., El-Rich, M., & Flores-Mir, C. (2013). An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 172–178.
- Nedelcu, R., Olsson, P., Nyström, I., Rydén, J., & Thor, A. (2018). Accuracy and precision of 3 intraoral scanners and accuracy of conventional impressions: A novel in vivo analysis method. *Journal of Dentistry*, 69, 110–118.
- Nevins, M. (2014). Implant dentistry: A continuing evolution. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 34(Suppl 3), S7.
- Nissan, J., & Ghelfan, O. (2009). The press-fit implant impression coping technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(6), 413–414.
- Öngül, D., Akça, K., & İplikçioğlu, H. (2012). İmplant üstü protezlerde ölçü teknikleri ve doğruluklarının değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 15(2), 145–152.
- Pandita, A., Jain, T., Yadav, N. S., Feroz, S., & Diwedi, A. (2013). Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: An in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 14(2), 265–268.
- Papaspriidakos, P., Chen, C. J., Gallucci, G. O., Doukoudakis, A., Weber, H. P., & Chronopoulos, V. (2014). Accuracy of implant impressions for partially and completely

- edentulous patients: A systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29, 836–845.
- Patzelt, S. B. M., 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.
- Peñarrocha-Oltra, D., Agustín-Panadero, R., Bagán, L., Giménez, B., & Peñarrocha, M. (2014). Impression of multiple implants using photogrammetry: Description of technique and case presentation. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 19(4), e366–e370.
- Persson, A., Andersson, M., Oden, A., & Sandborgh-Englund, G. (2006). A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(3), 194–200.
- Phillips, K. M., Ma, T., & Rubenstein, J. E. (1994). The accuracy of three implant impression techniques: A three-dimensional analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 9, 533–540.
- Piedra-Cascón, W., Methani, M. M., Quaas esada-Olmo, N., Jiménez-Martínez, M. J., & Revilla-León, M. (2021). Scanning accuracy of nondental structured light extraoral scanners compared with that of a dental-specific scanner. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(1), 110–114.
- Priest, G. (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9 Suppl. 1), 22–32.
- Qassadi, W., AlShehri, T., Alshehri, A., ALonazi, K., & Aldhayan, I. (2018). Review on dental implantology. *The Egyptian Journal of Hospital Medicine*, 71(1), 2217–2225.
- Quaas, S., Rudolph, H., & Luthardt, R. G. (2007). Direct mechanical data acquisition of dental impressions for CAD/CAM manufacturing. *Journal of Dentistry*, 35(12), 903–908. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.09.002>
- Qassadi, W., AlShehri, T., Alshehri, A., ALonazi, K., & Aldhayan, I. (2018). Review on dental implantology. *The Egyptian Journal of Hospital Medicine*, 71(1), 2217–2225.
- Reddy, S., Prasad, K., Vakil, H., Jain, A., & Chowdhary, R. (2013). Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 16, 279–284.
- Ribeiro, P., Herrero-Climent, M., Díaz-Castro, C., Ríos-Santos, J. V., Padrós, R., Mur, J. G., & Falcão, C. (2018). Accuracy of implant casts generated with conventional and digital impressions—An in vitro study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(8), 1599.
- Rignon-Bret, C., Dupuis, R., & Gaudy, J. F. (2002). Comparative analysis of three-dimensional digitizing techniques for dental applications. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(11), 1050–1056. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00943.x>
- Rutkunas, V., & Ignatovic, J. (2014). A technique to splint and verify the accuracy of implant impression copings with light-polymerizing acrylic resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 111, 254–256.

- Sorrentino, R., Gherlone, E. F., Calesini, G., & Zarone, F. (2010). Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: An in vitro comparative study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(Suppl 1), e63–e76.
- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C., & Raghoobar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15(4), 240–248.
- The Academy of Prosthodontics. (2005). The glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 10–92.
- Trindade, R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2015). Current concepts for the biological basis of dental implants: Foreign body equilibrium and osseointegration dynamics. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 27, 175–183.
- Tuntiprawon, M., & Wilson, P. R. (1995). The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Australian Dental Journal*, 40(1), 17–21.
- Wee, A. G. (2000). Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(3), 323–331.
- Wee, A. G., Aquilino, S. A., & Schneider, R. L. (1999). Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(2), 167–178.
- World Health Organization. (2023). Prevalence of edentulism in people 20+ years. *Global Health Observatory*.
- Zarb, G. A., & Zarb, F. L. (1985). Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence International*, 16(1), 39–42.
- Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., & Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems – a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18, 101–129.
- Zohrabian, V. M., Sonick, M., Hwang, D., & Abrahams, J. J. (2015). Dental implants. In *Seminars in Ultrasound, CT and MRI* (Vol. 36, ss. 415–426). Elsevier.