

Editör

Prof. Dr. Sabiha Zela ÜLKÜ

gece
kitaplığı

**Protetik Diş
Hekimliği
Alanında
Uluslararası
Araştırmalar ve
Değerlendirmeler**

**Ekim
2025**

Genel Yayın Yönetmeni / Editor in Chief • Eda Altunel

Kapak & İç Tasarım / Cover & Interior Design • Gece Kitaplığı

Birinci Basım / First Edition • © Ekim 2025

ISBN • 978-625-388-778-0

© copyright

Bu kitabın yayın hakkı Gece Kitaplığı'na aittir.

Kaynak gösterilmeden alıntı yapılamaz, izin almadan hiçbir yolla çoğaltılamaz. The right to publish this book belongs to Gece Kitaplığı. Citation can not be shown without the source, reproduced in any way without permission.

Gece Kitaplığı / Gece Kitaplığı

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

Ümit Apt No: 22/A Çankaya/ANKARA

Telefon / Phone: 0312 384 80 40

web: www.gecekitapligi.com

e-mail: gecekitapligi@gmail.com

Baskı & Cilt / Printing & Volume

Sertifika / Certificate No: 42488

PROTETİK DİŞ
HEKİMLİĞİ ALANINDA
ULUSLARARASI
ARAŞTIRMALAR VE
DEĞERLENDİRMELER

EDİTÖR

PROF. DR. SABİHA ZELAL ÜLKÜ

İÇİNDEKİLER

Bölüm 1

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE AĞIZ İÇİ TARAYICILARDA HASSASİYET

Dr. Öğr. Üyesi Yunus Emre ÖZDEN - 1

Bölüm 2

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE ÖLÇÜ İŞLEMLERİNİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Dr. Öğr. Üyesi Elifnaz ÖZEN SÜTÜVEN- 17

Bölüm 3

İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE DİJİTAL YAKLAŞIMLAR VE İŞ AKIŞI

Dr. Esra SÖNMEZ - 35

Bölüm 4

PROTETİK DİŞ HEKİMLİĞİNDE FOTOPOLİMER DENTAL REÇİNELER

Esra Ayşe DİLAVERLER YARDIM, Selen Elif MERT 49

Bölüm 5

SABİT PROTEZLERDE MARJİNAL UYUM

Yeliz HAYRAN– 71

Bölüm 6

DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK VE RENK BELİRLEME YÖNTEMLERİ

Onur Doğan DAĞ, Göknıl ALKAN DEMETOĞLU– 87

Bölüm 7

DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL GÜLÜŞ TASARIMI

Özgül ALVER, Ayşegül KURT– 105

Bölüm 1

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE AĞIZ İÇİ TARAYICILARDA HASSASİYET

Dr. Öğr. Üyesi Yunus Emre ÖZDEN¹

Dijital diş hekimliği, son yıllarda diş hekimliğinin en hızlı gelişen ve en yenilikçi alanlarından biri olarak öne çıkmaktadır. Bu alan, dijital teknolojilerin tanı, tedavi planlaması ve uygulama süreçlerine entegre edilmesiyle birlikte, hem klinik doğruluğu hem de hasta konforunu önemli ölçüde artırmıştır. Dijital diş hekimliğinin temel bileşenlerinden biri **intraoral tarayıcılardır**. Bu cihazlar, geleneksel ölçü alma yöntemlerinin yerini alarak ağız içi yapılarının yüksek hassasiyetle üç boyutlu olarak dijital ortama aktarılmasını sağlar.

Diş hekimliğinde ölçüde hassasiyet, protezlerin, restorasyonların ve diğer diş hekimliği uygulamalarının başarılı bir şekilde uygulanması için kritik bir unsurdur. Hassasiyet, hastanın dişlerinin ve çevre dokularının doğru bir şekilde kayıt altına alınarak tedavi için doğru planlanmasının yapılmasını sağlar. Özellikle sabit protezler, hareketli protezler, implant üstü protezler ve ortodontik apareylerin yapımında ölçü alma işlemi, tedavi sonucunun doğruluğunu ve uyumunu doğrudan etkiler. Ölçüde meydana gelen en küçük bir hata bile, protezin veya restorasyonun marjinal uyumunu olumsuz yönde etkileyebilir. Marjinal uyumsuzluk; restorasyon kenarında mikrosızıntıya, sekonder çürük oluşumuna, sement çözünmesine ve periodontal dokularda inflamasyona yol açabilir. Bu durum yalnızca restorasyonun biyolojik ve mekanik dayanıklılığını azaltmakla kalmaz, aynı zamanda hastanın konforunu ve tedaviye olan memnuniyetini de olumsuz etkiler. Dolayısıyla, doğru ölçü alma işlemi; uzun dönemli doku sağlığının korunması, restorasyonların fonksiyonel başarısı ve estetik bütünlüğün sürdürülebilmesi açısından büyük önem taşımaktadır.

Günümüzde iyi uyumun sağlanmasında, ağız içi tarayıcılarla elde edilen dijital ölçülerin hassasiyeti önemli bir rol oynamaktadır. Dijital ölçülerin başarısı, ölçü sisteminin **doğruluk (trueness)** ve **kesinlik (precision)** düzeyleriyle tanımlanır. Doğruluk, elde edilen dijital modelin gerçek anatomik yapıya ne ölçüde yakın olduğunu ifade ederken; kesinlik, aynı koşullar altında tekrarlanan ölçümlerin birbirine olan benzerliğini gösterir. Bu iki kavram birlikte değerlendirildiğinde, dijital ölçülerin klinik açıdan güvenilirliğini belirleyen temel parametreleri oluşturur. Ağız içi tarayıcıların yüksek doğruluk ve kesinlik düzeyine sahip olması, restorasyonların marjinal uyumunun iyileştirilmesine, doku sağlığının korunmasına ve uzun dönem tedavi başarısının artırılmasına doğrudan katkı sağlar.

Ağız içi tarayıcılarda hassasiyete etki eden faktörler son yıllarda yapılan bibliyometrik analizlerde bu alandaki en yoğun çalışmaları olan araştırmacı Prof. Dr. Marta Revilla Leon tarafından “hasta” ve “operatör” faktörleri olarak ikiye ayrılarak sınıflandırılmıştır. (1, 2) (**Tablo1.**)

Operatör Faktörleri	Hasta Faktörleri
IOS teknolojisi	Diş çeşidi
Ortam sıcaklığı değişiklikleri	Diastema varlığı
Kalibrasyon	Ark genişliği
Ortam aydınlatma koşulları	Damak
Operatör deneyimi	Nem
Tarama genişliği	Mevcut restorasyonlar
Kesip tekrar tarama veya üstüne tarama	Yüzey özellikleri
Tarama yolu	Dişsiz alanlar
Tarama mesafesi	İmplantlar ve tarama bayrakları
Tarama başlığının genişliği	

Tablo1. *Ağız içi tarayıcılarda hassasiyete etki eden faktörler*

Operatör Faktörleri

- **IOS teknolojisi, tarama yolu ve tarama mesafesi**

Ağız içi tarayıcılarda tarama teknolojisinin tarama hassasiyeti üzerindeki etkisi, son yıllarda dijital diş hekimliğinde artan ilgiyle birlikte önemli bir araştırma konusu haline gelmiştir. Farklı klinik uygulamalara göre kullanılan tarayıcıların doğruluk düzeylerinde belirgin farklılıklar gözlemlenmiştir. Diş hekimliği literatüründe, her tarayıcı teknolojisinin kendine özgü teknik özellikleri ve algoritmaları nedeniyle tarama sonuçlarında sapmalar yaşandığı rapor edilmektedir.(2) Optik prensipler, ışık kaynağı, algılama mekanizmaları ve yazılım desteği gibi teknolojik faktörler, tarama doğruluğunu doğrudan etkileyen unsurlar olarak öne çıkmaktadır. Örneğin, bazı tarayıcılar lazer tabanlı bir teknoloji kullanırken, diğerleri yapılandırılmış ışık veya dijital video akışıyla çalışmaktadır. Her bir teknolojinin, farklı yüzeyleri algılama, tarama hızları ve geometrik karmaşıklıklarla başa çıkma yetenekleri açısından güçlü ve zayıf yönleri bulunmaktadır. Bu durum da farklı IOS cihazlarıyla alınan ölçülerin farklı hassasiyetlerde olması sonucunu beraberinde getirmektedir.

Ağız içi tarayıcılarda en yaygın kullanılan teknolojiler triangulasyon ve konfokal mikroskopidir. Triangulasyon ile çalışan cihazlar üçgenleştirme yaparak ölçüyü kaydeder. Üçgenleştirme, üçgende yer alan bir noktanın nesne olması durumunda, diğer iki noktanın, konumlarının ve açılarının hesaplanarak görüntü elde etme ilkesine dayanır. Bir başka sıklıkla kullanılan teknoloji konfokal mikroskopidir. Konfokal mikroskopinin çalışma prensibi, paralel lazer ışınlarının ağız içi tarayıcı tarafından algılanması ve bu ışınların aynı optik yoldan geri dönmesi ile

ışığı yansıtan nesnelerin nötralize edilerek nesnenin 3 boyutlu görüntüsü elde edilmesi esasına dayanmaktadır. Bu teknoloji, merceğin odak uzaklığıyla ilişkili olan nesneye olan mesafeyi anlamak için görüntünün keskinlik alanını algılayabilmektedir. Farklı teknolojiler ve farklı tarama başlığı tasarımları gibi etkenler dolayısıyla her firma kendi tarama stratejisini ve ideal tarama mesafesini belirlemiştir. Tarama stratejisi değişkenlik göstermekle birlikte; yapılan literatür çalışmaları ve firma önerileri tarama mesafesinin 5 mm'nin üzerine çıkılmaması yönünde ağırlık kazanmıştır. (3)

- **Ortam sıcaklığı değişiklikleri ve kalibrasyon**

Diş hekimliği literatüründe son dönemde yapılan çalışmalar, ortam sıcaklığındaki değişimlerin dijital ağız içi tarayıcıların (IOS) doğruluğu üzerinde etkili olabileceğine işaret etmektedir. (4) IOS cihazlarının maruz kaldıkları sıcaklığın değişmesinin, tarayıcıların kalibrasyonunu olumsuz etkileyerek tarama doğruluğunda azalmaya yol açabileceği düşünülmektedir. Diğer elektronik ölçüm cihazlarında olduğu gibi ağız içi tarayıcılarda düzenli kalibrasyonlar önemlidir. Firma önerisi dikkate alınmaksızın uzun süre kalibre edilmeden kullanılan ağız içi tarayıcılar ile alınan ölçülerin hassasiyetinde düşmeler gözlenebilir.

- **Ortam aydınlatma koşulları**

Ağız içi tarayıcılar farklı tarama teknolojileri ile çalışırlar. Yapılan çalışmalar farklı tarayıcıların farklı ışık kaynakları altında daha başa-rılı olduklarını göstermektedir.(5-7) Bu durumun tarayıcı teknolojisine bağlı değişkenlik gösterdiği söylenebilir. Optik teknolojilerde ışık önemlidir. Bununla birlikte; ağız içinin dudak yanak gibi engeller dolayısıyla karanlık olduğu unutulmamalıdır, dudak ekartörleri olmadan ortam aydınlatmasından taramanın etkilenip etkilenmeyeceği konusu tartışmalıdır. Bu nedenle eğer tarayıcı firması aydınlık ortamda tarama öneriyorsa klinik istenilen “lux” değerine sahip bir aydınlatma ünitesi ile düzenlenmeli ve yanak dudak ekartasyonları ile tarama yapılmalıdır. (1 Lux ; 1 mumun 1 metre mesafeden yaydığı ışık miktarıdır.)

Son dönemlerde yapılan in vitro araştırmalar, ortam aydınlatma düzeyinin ağız içi tarayıcıların ölçüm doğruluğu ve tekrarlanabilirliği üzerinde belirleyici bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir. Özellikle yapılan deneysel değerlendirmelerde, yaklaşık 1000 lux düzeyindeki aydınlatmanın en yüksek doğruluk değerleri ile ilişkilendirildiği, karanlık ortamlarda (0 lux) ise tarama hatalarının anlamlı düzeyde arttığı bildirilmiştir. Işık şiddetinin artışı belirli bir noktaya kadar doğruluğu olumlu etkilerken, çok yüksek aydınlatma seviyelerinde (örneğin 8000–10.000 lux) ek bir iyileşme sağlanmadığı, hatta tarama stabilitesi-

nin azalabildiği gözlenmiştir. Bu bulgular, klinik uygulamalarda yaklaşık 1000 lux değerinde dengeli ve gölgesiz bir aydınlatmanın sağlanmasının dijital ölçü doğruluğu açısından en uygun koşul olduğunu ortaya koymaktadır.

Ayrıca, her tarayıcı sisteminin optik yapısı ve ışık kaynağı farklı olduğundan, optimal aydınlatma aralığının cihaz teknolojisine göre değişebileceği de vurgulanmaktadır. Dolayısıyla, üretici firmaların önerdiği ışık koşullarına uyulması ve lux metre kullanılarak ortam aydınlatmasının standart hale getirilmesi, dijital tarama işlemlerinde tekrarlanabilir ve güvenilir sonuçlar elde edilmesini kolaylaştıracaktır.(8)

- **Operatör deneyimi, tarama alanının büyüklüğü, tarama başlığının genişliği**

Tarama esnasında alınan görüntü sayısının artmasının tarama doğruluğunu düşürdüğü düşünülmektedir. Bu yüzden uzun süreli taramalardan kaçınılmalıdır. Tarama deneyimi; tarama süresinin ve tarama esnasında alınan görüntü sayısı ile doğrudan ilişkilidir. Tarama deneyimi azaldıkça tarama süresi ve tarama esnasında alınan görüntü sayısı artar. Diğer bir yandan tarama deneyimi; cihazın doğru konumlandırılması, tarama stratejisinin uygun şekilde uygulanması, optik yansımaların ve tükürük birikimlerinin kontrol edilmesi gibi faktörleri doğrudan etkiler. Deneyimsiz operatörler tarafından yapılan taramalarda, eksik veri alanları, yüzey distorsiyonları veya dijital modelde lokal deformasyonlar görülebilir. Buna karşılık, deneyimli bir klinisyen, optimal tarama açısı ve hızıyla çalışarak veri setinin bütünlüğünü artırır ve böylece hem doğruluk hem de kesinlik açısından daha yüksek kaliteli dijital modeller elde eder. Bu nedenle, tarama deneyimi; dijital ölçülerin klinik güvenilirliğini, restorasyon uyumunu ve genel tedavi başarısını belirleyen kritik bir değişkendir.

Tarama süresi ve görüntü sayısını etkileyen diğer faktörler tarama alanının uzunluğu ve tarama başlığının boyutudur. Tarama başlığının boyutu arttıkça alınan görüntü boyutsal olarak artacağından toplam görüntü sayısı azalacak, ölçü hassasiyeti artacaktır. Firmalar posterior sahada taramayı kolaylaştırmak adına dar başlıklar servis ederken, hassasiyet açısından geniş başlıklar daha başarılı olduğundan geniş başlıklardan vazgeçmemiştir ve çoğu başlıklarını büyük-küçük şeklinde seçenekli olarak kullanıcılara sunmaktadır. Tarama alanı küçüldükçe yine görüntü sayısı azalacağından daha kısa alanlarda (kısa köprüler, kısa ark, vb) daha hassas ölçüden bahsetmek mümkündür. (9, 10)

Hasta Faktörleri

- **Diş çeşidi, dişsiz alanlar, diastema varlığı**

Dişin çeşidine bağlı olarak ağız içi tarayıcıların hassasiyetinin etkilendiğini söyleyen çalışmalar var olsa konu tartışmalıdır. Literatürde yapılan bir çalışmada posterior dişlerde hassasiyetin düştüğü bildirilmiştir. (11) Ancak nokta bulutlaması sistemiyle çalışan ağız içi tarayıcıların; daha fazla hacmin olduğu posterior bölgede daha başarılı olabileceği düşünülebilir. Daha fazla hacim daha fazla rehber nokta demek olabilir; dişsiz çenelerde tarama hassasiyetinin düşmesi veya uzun dişsiz boşluklarda ölçü hassasiyetinin olumsuz yönde etkilenmesi bu yargıyı destekler niteliktedir. (12, 13) Dişin çeşidi-tarama hassasiyeti denklemi üzerine kesin yargılarda bulunabilmek için daha fazla destek çalışmaya ihtiyaç vardır. İmplant destekli protezlerin ve tam protezlerin ölçülerinde intraoral dijital ölçülerin başarısının görece olarak azalmasının temel nedenlerinden biri de bu durumdur, bu vakalarda dişsiz alanların sayısının fazla olması tarama hassasiyetini düşürür. Dişsiz alan sayısının artması, tarayıcının yeterli sayıda referans noktası oluşturmasını güçleştirerek sistemin üç boyutlu veri bütünlüğünü korumasını zorlaştırır. Bu durum, özellikle tam dişsiz çenelerde veya uzun dişsiz segmentlerin bulunduğu olgularda, ölçü doğruluğunun (trueness) ve tekrarlanabilirliğinin (precision) azalmasına yol açabilir. Referans noktalarının sınırlı olması, tarayıcının konumlandırma algoritmalarında küçük sapmalara neden olarak, genel tarama hassasiyetini olumsuz etkiler.

- **Mevcut restorasyonlar ve yüzey özellikleri, nem, implantlar ve tarama bayrakları**

Ağız içi tarayıcılar yoğun ışık demetlerini tarama alanına gönderir. Bu yüzden tarama bölgesindeki dişte olan restorasyonun yüzey özellikleri tarama hassasiyetini etkiler. Diş yüzeyinde bulunan amalgam, döküm post gibi; metal, ışığı yansıtan restorasyonlar tarama hassasiyetini düşürür. (14) Bu tür yüksek yansıtıcı yüzeyler, tarayıcının gönderdiği ışığın geri dönüşünü bozarak sensörün yeterli veri toplayamamasına neden olur. Bunun sonucunda dijital modelde eksik veri noktaları, yüzey bozulmaları veya artefaktlar ortaya çıkabilir. Bu etki özellikle parlak metalik yüzeylerde belirgin olup, tarama sırasında matlaştırıcı ajanların kullanılmasını gerekli kılabilir. Ayrıca, tükürük, nem veya yumuşak doku yansımaları da benzer biçimde optik parazit oluşturarak veri kalitesini düşürebilir. Bu nedenle, yüzey özellikleri ve çevresel koşulların kontrolü, intraoral tarama sürecinde yüksek doğruluk ve kesinlik elde edilmesi açısından kritik öneme sahiptir. Bu sebepten dolayı implant firmaları sıklıkla PEEK (polietereterketon) yüzeyine sahip tarama bayrakları kullanırlar. PEEK kolay aşınabilen, dolayısıyla boyutsal mu-

kavemetini tekrarlanan kullanımlarda kaybedebilen bir materyaldir. Bu sebeple titanyum tarama bayrağı kullanan firmalar da vardır, bu firmalar ise tarama hassasiyetini arttırabilmek için tarama bayraklarının yüzeyini matlaştırır. Tarama alanındaki ıslaklık ışığı yansıtıcı bir etkiye sahiptir, aynı zamanda da görüntü alınacak sahadaysa tarama kaydına engeldir. O yüzden geleneksel ölçüde olduğu gibi kan, tükürük gibi yapıların tarama öncesi alandan uzaklaştırılması gereklidir. Bu sebeple retraksiyon pastaları gibi kanama durdurucu ajanlar kullanılabilir. (15)

Ağız içi tarayıcıların implant ölçülerinde daha etkili bir şekilde kullanılabilmesi için, fotogrametri sistemleri gibi ekstraoral tarayıcılarla desteklenmesi önerilmektedir. Fotogrametri, implant konumlarının üç boyutlu uzaydaki yerleşimini yüksek doğrulukla belirleyebilen bir optik ölçüm yöntemidir. Bu sistem, implant pozisyonlarının birbirine göre açısal ve lineer ilişkilerini son derece hassas biçimde kaydederek, özellikle çoklu implant vakalarında dijital ölçü doğruluğunu artırır. Ağız içi tarayıcıların sınırlı görüş alanı veya optik yansımalarından kaynaklanabilecek veri kayıpları, fotogrametriyle elde edilen ek referans noktaları sayesinde minimize edilebilir. Böylece, hibrit bir ölçü yaklaşımıyla hem intraoral hem de ekstraoral tarama verilerinin birleştirilmesi, implant destekli restorasyonlarda daha yüksek marjinal uyum ve pasif oturma elde edilmesine katkı sağlar.

Ağız içi tarayıcıların etkinliğini artırmak ve bu sistemlerle elde edilen dijital ölçülerin hassasiyetini iyileştirmek amacıyla, üretici firmalar tarafından yatay tasarıma sahip **scanbody** bileşenleri geliştirilmiştir. Yatay scanbody'ler, özellikle implant üstü ölçülerde tarayıcıların optik erişimini kolaylaştırarak, tarama açısına bağlı veri kaybını azaltmayı hedefler. Geleneksel dikey scanbody tasarımlarında, dar ağız açıklığına veya posterior bölgedeki sınırlı görüş alanına bağlı olarak tarama zorlukları yaşanabilirken, yatay konfigürasyon bu dezavantajları önemli ölçüde minimize eder. Böylece, tarama süresi kısalırken veri bütünlüğü ve tekrarlanabilirlik (precision) artar. Ayrıca, yatay scanbody'lerin dijital modelleme yazılımlarıyla daha uyumlu veri aktarımı sağlaması, protez tasarım sürecinin doğruluğunu ve klinik verimliliğini de olumlu yönde etkilemektedir.(16-18)

Diğer Olası Faktörler:

- **Restorasyon tipi, şekli ve çeşidi**

Restorasyonun tipi, şekli ve çeşidi, intraoral tarayıcıların hassasiyetini etkileyebilecek olası faktörler arasında yer almaktadır.(19) Örneğin, intrakoronal restorasyonlarda intraoral tarayıcıların hassasiyetinin, ekstrakoronal restorasyonlara kıyasla daha düşük olduğu düşünülmektedir. Inlay, onlay ve endokron gibi restorasyon tiplerinde tarama hassasiyeti-

nin, tam kron restorasyonlarına göre daha düşük olduğu bildirilmiştir. İntrakoronal restorasyonlarda kavite derinliği, aksiyel duvar açısı gibi morfolojik faktörler tarama performansını doğrudan etkiler; özellikle daha derin kavitelerde tarama hassasiyetinin azaldığı belirtilmektedir. Kron tipi restorasyonlarda ise, basamak seviyesinin subgingival veya supragingival konumu ölçü doğruluğu üzerinde belirleyici olabilir. Yapılan çalışmalarda, 2 mm subgingival yerleşimli basamaklarda, equigingival ve supragingival seviyelere göre tarama hassasiyetinin anlamlı şekilde daha düşük olduğu rapor edilmiştir. Görüntü alma prensibiyle çalışan cihazlarda, dişeti dokusunun varlığı ışığın geri yansımaları sınırlandırarak görüntü almayı güçleştiren bir unsur olarak değerlendirilmektedir.(20)

- **Restorasyon Rengi**

Onlay ve endokron gibi intrakoronal restorasyonlarda kavite taban materyali olarak kullanılan kompozitin rengi, intraoral tarayıcıların hassasiyetini etkileyebilecek olası faktörlerdendir. Kompozit materyalin optik özellikleri, tarayıcıların gönderdiği ışığın yansıma ve soğurulma miktarını değiştirerek dijital veri toplama sürecini doğrudan etkileyebilir. Daha koyu renkli kompozitlerle hazırlanmış kavite tabanlarının, ışığın yansımaları azaltarak sensör tarafından daha kararlı bir veri algılanmasına olanak tanıdığı; dolayısıyla dijital ölçü doğruluğunu artıracak şekilde düşünülmektedir. (21) Bu durum, kavite derinliğinin fazla olduğu veya yansıtıcı yüzeylerin bulunduğu restorasyon tiplerinde, tarama kalitesini iyileştirmek adına materyal seçiminin dikkate alınması gerektiğini göstermektedir. (22)

- **İmplant tarama bayraklarının bağlanması (Splinting)**

İntraoral dijital implant taramalarında doğruluğu artırmak amacıyla, farklı implant scanbody birleştirme (splinting) teknikleri kullanılmaktadır. Bu tekniklerin temelinde, komşu scanbody'lerin rijit bir materyal ya da aparat aracılığıyla birbirine bağlanması ve böylece tarama sırasında sistemin konum doğruluğunun artırılması prensibi yer alır. Kullanılan materyalin veya cihazın türünden bağımsız olarak amaç, implantların konumlarının dijital ortamda daha kararlı ve hatasız biçimde kaydedilmesini sağlamaktır. Ancak, farklı intraoral tarayıcı teknolojilerinin bulunması ve çalışmalar arasındaki yöntemsel farklılıklar nedeniyle, en yüksek doğruluğu sağlayan birleştirme yöntemi konusunda kesin bir standart oluşturulamamıştır. (23)

- **Ark Pozisyonu**

İntraoral dijital implant taramalarında üst (maksilla) ve alt (man-

dibula) arkin taranmasının doğruluk üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalar sınırlıdır ve mevcut bulgular tutarsızdır. Bazı araştırmalarda, damağın dahil edilmediği üst çene taramalarında doğruluk (trueness) ve kesinlik (precision) değerlerinin alt çene taramalarına kıyasla daha düşük olduğu bildirilmiştir. Buna karşılık, bazı klinik çalışmalar üst ve alt çene taramaları arasında anlamlı bir fark bulunmadığını göstermiştir. Diğer bir araştırmada ise, hem üst hem alt çenede arka bölgelerde doğruluğun ön bölgelere göre daha düşük olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, damağın taramaya dahil edilip edilmemesinin ölçü doğruluğu üzerinde belirgin bir fark yaratmadığı yönünde bulgular da mevcuttur. Ancak, bu sonuçların yalnızca belirli cihazlar ve sınırlı örneklem koşullarında elde edildiği dikkate alınmalı; genel bir yargıya varılmadan önce daha kapsamlı çalışmaların yapılması gerektiği unutulmamalıdır. (24, 25)

- **İmplantlar arası mesafe, implant derinliği ve açısı**

İntraoral dijital implant taramalarında implantlar arası mesafe, açılma (angulasyon) ve derinlik gibi faktörlerin tarama doğruluğunu etkileyebileceği belirtilmektedir. Sınırlı sayıda çalışma, implantlar arası mesafenin artmasıyla hata oranının da arttığını göstermiştir. Yani, tarama mesafesi uzadıkça ölçü doğruluğu azalma eğilimindedir. Buna karşın, implantın açısı ve derinliğiyle ilgili bulgular tutarsızdır. Bazı araştırmalar, artmış implant açısının dijital ölçülerin doğruluğunu düşürdüğünü veya konvansiyonel ölçülere kıyasla daha fazla hata oluşturduğunu bildirirken; diğer çalışmalar bu değişkenlerin tarama doğruluğu üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını ortaya koymuştur. Benzer şekilde, implant derinliğinin tarama hassasiyetine etkisi konusunda da çelişkili sonuçlar bulunmaktadır. Bu nedenle, bu faktörlerin dijital ölçü doğruluğu üzerindeki gerçek etkisini belirleyebilmek için daha fazla kontrollü çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. (26, 27)

- **Yeniden tarama (Rescanning) ve modeldeki boşlukların (mesh holes) doldurulması**

Rescanning (yeniden tarama) işlemi, daha önce taranmamış bölgelerden veri elde ederek üç boyutlu modeldeki boşlukları ("mesh holes") doldurmak amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bu işlem, diş ve implant destekli protezlerin dijital üretim süreçlerinde sıklıkla önerilse de, verinin kesilmesi, yeniden alınması veya mevcut tarama üzerine yeni verinin bindirilmesi gibi karmaşık adımlar, ölçü doğruluğu üzerinde olumsuz etkilere yol açabilmektedir. (28) Çeşitli çalışmalar, yeniden taramanın mevcut dijital tarama verisini değiştirmesi sonucunda genel tarama doğruluğunu azalttığını ve özellikle yeniden taranan alanların sayısı ile çapının bu etkide belirleyici olduğunu göstermiştir. Ayrıca,

yeniden tarama ve veri birleştirme (stitching) işlemlerinin hem doğruluk (trueness) hem de kesinlik (precision) üzerinde olumsuz etkilere neden olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, kullanılan tarayıcı teknolojisine göre sonuçlar farklılık gösterebilmektedir; örneğin Primescan cihazında aşırı tarama (overscanning) yöntemi daha yüksek doğruluk sağlarken, CEREC Omnicam için kes-yeniden tara (cut-out-rescan) yönteminin daha başarılı olduğu rapor edilmiştir.(29) Bu nedenle, yeniden tarama stratejisinin etkinliği kullanılan sistemin teknik özelliklerine bağlı olarak değişiklik gösterebilir. (30)

• Kullanılan Yazılımın Sürümü

Farklı yazılım sürümlerinin aynı intraoral tarayıcı üzerindeki etkisi çeşitli araştırmalarda incelenmiştir. Bulgular, kullanılan yazılım sürümünün tarama doğruluğunu anlamlı düzeyde etkileyebildiğini göstermektedir. Örneğin, CEREC Omnicam (Dentsply Sirona) cihazının 4.4.0 ve 4.4.4 yazılım sürümleriyle yapılan karşılaştırmalarda doğrulukta belirgin farklar gözlenmiştir. Bu nedenle, araştırmacıların çalışmalarında kullandıkları tarayıcıların yazılım sürümlerini açıkça belirtmeleri, hem sonuçların tekrarlanabilirliği hem de yazılım kaynaklı olası farklılıkların doğru şekilde yorumlanabilmesi açısından büyük önem taşımaktadır. (31-33)

Buna ek olarak, yazılım sürümlerindeki güncellemeler yalnızca kullanıcı arayüzünü değil, aynı zamanda veri işleme algoritmalarını, nokta bulutu yoğunluğunu, yüzey eşleştirme (mesh alignment) yöntemlerini ve hata düzeltme filtrelerini de değiştirebilmektedir. Bu durum, özellikle yüksek çözünürlüklü taramalarda trueness ve precision değerlerini doğrudan etkileyebilmektedir. Yazılımın görüntü yakalama hızı, veri sıkıştırma biçimi ve 3B model oluşturma algoritmasındaki küçük değişiklikler dahi elde edilen STL dosyalarının geometrik bütünlüğünü değiştirebilir. Dolayısıyla, aynı cihaz farklı yazılım sürümleriyle çalıştırıldığında, tarama sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmesi mümkündür.

Ayrıca, üretici firmalar tarafından yapılan yazılım güncellemeleri genellikle yeni donanım özelliklerini desteklemek veya hata düzeltmeleri yapmak amacıyla yayımlansa da, bu güncellemelerin tarama doğruluğu üzerindeki etkileri her zaman olumlu olmayabilir. Klinik çalışmalarda, sürüm farklılıklarının veri setleri arasında karşılaştırılabilirliği azaltabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle, intraoral tarayıcılarla gerçekleştirilen araştırmalarda yazılım sürümünün açıkça raporlanması, metodolojik şeffaflığın korunması ve bilimsel reproduksiyonun sağlanması açısından kritik öneme sahiptir.

• Yüzey İşlemleri

Tam ark intraoral taramalarda tarama yardımcı materyallerinin (scanning-aid materials) kullanımı, hem ölçü doğruluğu hem de işlem verimliliği üzerinde etkili olabilmektedir. Yapılan araştırmalarda, IP Scan Spray ve Vita Powder Scan Spray gibi ajanların kullanıldığı gruplarda, herhangi bir materyal uygulanmayan durumlara kıyasla tarama kesinliğinin (precision) anlamlı biçimde arttığı bildirilmiştir. Buna karşın, doğruluk (trueness) açısından kullanılan materyal türleri arasında fark gözlenmemiştir. Ayrıca, tarama yardımcı ajanlarının uygulanması, tarama süresini önemli ölçüde azaltarak işlemin daha hızlı tamamlanmasına katkı sağlamaktadır. Bu bulgular, yüzey yansımalarını azaltan ve optik okuma performansını iyileştiren materyallerin, intraoral taramaların hem kalitesini hem de klinik verimliliğini artırabileceğini göstermektedir. (31)

Sonuç

Protetik diş tedavisinde kullanılan ölçü alma tekniklerinin tarihsel gelişimi, diş hekimliğinde malzeme bilimi ve dijital teknolojiler alanında önemli ilerlemeler kaydedildiğini göstermektedir. Balmumundan başlayan ölçü alma süreci, günümüzde elastomerik materyallerin yerini büyük ölçüde dijital ağız içi tarayıcıların aldığı, daha hassas, hızlı ve tekrarlanabilir ölçülerin elde edildiği bir döneme evrilmiştir. Bu teknolojik dönüşüm, yalnızca protez ve restorasyonların üretim süreçlerini değil, aynı zamanda hasta konforunu ve klinik verimliliği de köklü biçimde etkilemiştir.

Ağız içi tarayıcıların doğruluk (trueness) ve kesinlik (precision) düzeylerinin yüksek olması, dijital ölçülerin klinik güvenilirliği açısından belirleyici öneme sahiptir. Bununla birlikte, operatör deneyimi, tarama stratejisi, ortam koşulları, tarayıcı teknolojisi ve hasta özellikleri gibi çok sayıda değişkenin ölçü doğruluğu üzerinde etkili olduğu unutulmamalıdır. Her ne kadar teknolojik ilerlemeler sayesinde optik sistemler, yazılım algoritmaları ve veri işleme hızları sürekli iyileştirilse de; insan faktörünün ve klinik ortam değişkenlerinin hâlen ölçü kalitesinde belirleyici olduğu görülmektedir.

Günümüzde intraoral tarayıcıların hassasiyetini artırmak için geliştirilen fotogrametri sistemleri, yatay scanbody tasarımları, tarama yardımcı ajanları ve yazılım güncellemeleri, dijital ölçüleme sürecinin optimizasyonunda önemli katkılar sağlamaktadır. Ancak bu sistemlerin klinik başarısı, kullanılan cihaz, yazılım sürümü, tarama protokolü ve uygulayıcının deneyim düzeyiyle doğrudan ilişkilidir. Dolayısıyla, dijital ölçülerin standardizasyonu ve güvenilirliğini artırmak amacıyla

bu değişkenlerin kontrollü biçimde değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır.

Gelecekte, yapay zekâ destekli veri analiz sistemlerinin, otomatik hata tanımlama algoritmalarının ve derin öğrenme tabanlı tarama optimizasyon teknolojilerinin entegrasyonu, dijital ölçülerin doğruluğunu daha da artıracaktır. Bu gelişmeler, yalnızca ölçü doğruluğunu değil, klinik karar verme süreçlerini de iyileştirme potansiyeline sahiptir.

Sonuç olarak, intraoral tarayıcıların kullanımında hassasiyetin maksimize edilmesi; cihaz seçimi, yazılım sürümü, tarama stratejisi, çevresel koşullar ve operatör faktörlerinin bütüncül bir yaklaşımla değerlendirilmesini gerektirir. Dijital diş hekimliğinde ulaşılan bu noktada, teknoloji ile klinik becerinin uyum içinde kullanılması, uzun dönemli tedavi başarısının ve hasta memnuniyetinin anahtarıdır.

KAYNAKÇA

1. Revilla-León M, Koïs DE, Koïs JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans: Part 2-Patient factors. *J Esthet Restor Dent.* 2023;35(1):241-9.
2. Revilla-León M, Koïs DE, Koïs JC. A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. *J Esthet Restor Dent.* 2023;35(1):230-40.
3. Ozden YE, Ozkurt-Kayahan Z, Kazazoglu E. Effect of intraoral scanning distance on the marginal discrepancy of milled interim crowns. *J Prosthodont.* 2024;33(1):41-5.
4. Revilla-León M, Gohil A, Barmak AB, Gómez-Polo M, Pérez-Barquero JA, Att W, et al. Influence of ambient temperature changes on intraoral scanning accuracy. *J Prosthet Dent.* 2023;130(5):755-60.
5. Revilla-León M, Subramanian SG, Özcan M, Krishnamurthy VR. Clinical Study of the Influence of Ambient Lighting Conditions on the Mesh Quality of an Intraoral Scanner. *J Prosthodont.* 2020;29(8):651-5.
6. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res.* 2018;62(3):324-9.
7. Wesemann C, Kienbaum H, Thun M, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Does ambient light affect the accuracy and scanning time of intraoral scans? *J Prosthet Dent.* 2021;125(6):924-31.
8. Piedra-Cascón W, Adhikari RR, Özcan M, Krishnamurthy VR, Revilla-León M, Gallas-Torreira M. Accuracy assessment (trueness and precision) of a confocal based intraoral scanner under twelve different ambient lighting conditions. *J Dent.* 2023;134:104530.
9. Uzel SM, Guncu MB, Aktas G, Arikan H, Reiss N, Turkyilmaz I. Influence of the implant scan body modifications on trueness of digital impressions. *J Dent Sci.* 2023;18(4):1771-7.
10. Oh KC, Park JM, Moon HS. Effects of Scanning Strategy and Scanner Type on the Accuracy of Intraoral Scans: A New Approach for Assessing the Accuracy of Scanned Data. *J Prosthodont.* 2020;29(6):518-23.
11. Son K, Lee KB. Effect of Tooth Types on the Accuracy of Dental 3D Scanners: An In Vitro Study. *Materials (Basel).* 2020;13(7).
12. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014;18(6):1687-94.
13. Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *J Prosthet Dent.* 2017;117(6):755-61.
14. Lim JH, Mangal U, Nam NE, Choi SH, Shim JS, Kim JE. A Comparison of Accuracy of Different Dental Restorative Materials between Intraoral Scanning and Conventional Impression-Taking: An In Vitro Study.

Materials (Basel). 2021;14(8).

15. Arıkan H, Özden YE, Güncü B. Evaluation of the Use of Intraoral Scanners in Implant Impressions and Factors Affecting Digital Impressions. *Yeditepe J Dent*. 2024;20(50):39-47.
16. Gómez-Polo M, Donmez MB, Çakmak G, Yilmaz B, Revilla-León M. Influence of implant scan body design (height, diameter, geometry, material, and retention system) on intraoral scanning accuracy: A systematic review. *J Prosthodont*. 2023;32(S2):165-80.
17. Laureti A, Marques T, Pitta J, Fehmer V, Sailer I, Pozzi A, et al. Influence of Horizontal Intraoral Scan Bodies on the Trueness of Digital Impressions for Complete-Arch Prostheses on Four Implants: An In Vitro Evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2025;36(10):1287-95.
18. Gehrke P, Rashidpour M, Sader R, Weigl P. A systematic review of factors impacting intraoral scanning accuracy in implant dentistry with emphasis on scan bodies. *Int J Implant Dent*. 2024;10(1):20.
19. Ammoun R, Suprono MS, Goodacre CJ, Oyoyo U, Carrico CK, Kattadiyil MT. Influence of Tooth Preparation Design and Scan Angulations on the Accuracy of Two Intraoral Digital Scanners: An in Vitro Study Based on 3-Dimensional Comparisons. *J Prosthodont*. 2020;29(3):201-6.
20. Ashraf Y, Sabet A, Hamdy A, Ebeid K. Influence of Preparation Type and Tooth Geometry on the Accuracy of Different Intraoral Scanners. *J Prosthodont*. 2020;29(9):800-4.
21. Ozden I, Ozden YE, Ovecoglu HS, Kayahan ZO, Blatz MB. Does Cavity Base Shade of Endocrowns Play a Role in the Accuracy of Intraoral Scans? *J Esthet Restor Dent*. 2025;37(10):2252-8.
22. Özden YE, Doğu Kaya B, Akbal Ç, Yılmaz Atalı P, Özkurt-Kayahan Z. The effect of cavity depth on accuracy of intraoral scanners in intra-coronal restorations. *BMC Oral Health*. 2025;25(1):1169.
23. Ashraf Y, Abo El Fadel A, Hamdy A, Ebeid K. Effect of different intraoral scanners and scanbody splinting on accuracy of scanning implant-supported full arch fixed prosthesis. *J Esthet Restor Dent*. 2023;35(8):1257-63.
24. Kaewbuasa N, Ongthiemsak C. Effect of different arch widths on the accuracy of three intraoral scanners. *J Adv Prosthodont*. 2021;13(4):205-15.
25. Geramipanah F, Sadighpour L, Payaminia L. Investigation of the effects of arch size and implant angulation on the accuracy of digital impression using two intraoral scanners: An in vitro study. *Clin Exp Dent Res*. 2023;9(6):983-92.
26. Abduo J, Elseyoufi M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2018;26(3):101-21.
27. Gómez-Polo M, Sallorenzo A, Ortega R, Gómez-Polo C, Barmak AB, Att W, et al. Influence of implant angulation and clinical implant scan body

- height on the accuracy of complete arch intraoral digital scans. *J Prosthet Dent.* 2024;131(1):119-27.
28. Ali IE, Hattori M, Sumita YI, Wakabayashi N. Effect of cut-out rescan procedures on the accuracy of an intraoral scanner used for digitizing an ear model: An in vitro study. *J Prosthodont.* 2023;32(6):527-33.
29. Passos L, Meiga S, Brigagão V, Neumann M, Street A. Digital impressions' accuracy through "cut-out-rescan" and "data exchange by over scanning" techniques in complete arches of two intraoral scanners and CAD/CAM software. *J Prosthodont Res.* 2022;66(3):509-13.
30. Revilla-León M, Sicilia E, Agustín-Panadero R, Gómez-Polo M, Kois JC. Clinical evaluation of the effects of cutting off, overlapping, and rescanning procedures on intraoral scanning accuracy. *J Prosthet Dent.* 2023;130(5):746-54.
31. Alkadi L. A Comprehensive Review of Factors That Influence the Accuracy of Intraoral Scanners. *Diagnostics (Basel).* 2023;13(21).
32. Chiu A, Chen YW, Hayashi J, Sadr A. Accuracy of CAD/CAM Digital Impressions with Different Intraoral Scanner Parameters. *Sensors (Basel).* 2020;20(4).
33. Haddadi Y, Bahrami G, Isidor F. Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont.* 2018;31(4):375–6.

Bölüm 2

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİNDE ÖLÇÜ İŞLEMLERİNİN TARİHSEL GELİŞİMİ

Dr. Öğr. Üyesi Elifnaz ÖZEN SÜTÜVEN¹

GİRİŞ

Ölçü, çeşitli ölçü maddeleri ve uygulamalarıyla preparasyon sahasının veya ağız içi dokuların negatifinin elde edilmesi işlemidir.(1,2) Protetik diş tedavisinde ölçü alma işlemi, restorasyonun planlanması, üretimi ve ağız içi uyumunun değerlendirilmesi açısından tedavi sürecinin en kritik aşamalarından biridir. Ölçü işlemleri kullanılarak uygulanan tedavilerde temel amaç, ağız içi dokuların morfolojisini ve topografyasını mümkün olduğunca doğru şekilde yansıtan, biyolojik ve mekanik uyumu yüksek restorasyonlar üretmektir.(3) Protetik bir restorasyonun başarısı, doğrudan ölçü alma işleminin doğruluğu ile ilişkilidir. Ölçüde yapılacak küçük bir hata, laboratuvar aşamasında üretilen protezin uyumunu, estetiğini ve fonksiyonunu doğrudan etkileyebilir. Doğru ve net bir ölçü, restorasyonun uyumunun iyi olmasını sağlayarak hem işlevsel hem de estetik olarak başarılı sonuçların elde edilmesine katkıda bulunur. Özellikle bitim sınırında uyumu başarılı olan bir restorasyon, hastaya yalnızca daha doğal bir görünüm sunmakla kalmaz, aynı zamanda biyolojik uyumluluğu da artırır. Bu tür restorasyonlar, mikrosızıntıyı önleyerek sekonder çürük riskini azaltır ve diş dokularının uzun dönem korunmasına yardımcı olur. Ayrıca doğru ölçü, yumuşak doku sağlığının korunması açısından da belirleyici bir faktördür. Diş eti kenarının altında veya üzerinde hatalı bitim sınırına sahip bir restorasyon, zaman içinde diş eti iltihabı, kanama, çekilme veya periodontal doku kaybına neden olabilir. Bu nedenle, ölçü doğruluğu yalnızca estetik veya mekanik bir gereklilik değil, aynı zamanda biyolojik bir zorunluluktur.(4) Ölçü alma sırasında kullanılan materyalin akıcılığı, elastik özellikleri ve boyutsal stabilitesi, bu biyolojik uyumun sağlanmasında kritik bir rol oynar.

Klinik açıdan değerlendirildiğinde, ölçü alma aşamasında yapılan hatalar tedavinin tüm aşamalarını olumsuz etkileyebilir. Preparasyon hattının tam olarak yansıtılamaması, hava kabarcıkları, yetersiz materyal akışı veya ölçü maddesinin erken polimerizasyonu gibi faktörler, laboratuvar aşamasında yanlış model üretimine yol açabilir. Bu durum restorasyonun marjinal uyumunun bozulmasına, erken temaslara ve oklüzal dengesizliklere neden olur. Hatalı ölçüye bağlı olarak üretilen bir restorasyonun ağız içinde düzeltilmesi zaman kaybına ve ek maliyete yol açarken, bazı durumlarda tüm ölçünün tekrarlanması gerekebilir.(5) Bu nedenle ölçü alma işleminin standardizasyonu, hem klinik başarı hem de hasta memnuniyeti açısından vazgeçilmez bir gerekliliktir.

Günümüzde ölçü alma işlemleri hem geleneksel analog tekniklerle hem de dijital sistemlerle gerçekleştirilebilmektedir. Geleneksel ölçü yöntemleri uzun yıllar boyunca güvenle ve yaygın olarak kullanılmış olsa da, dijital teknolojilerin gelişimiyle birlikte ölçü kavramı önemli bir dönü-

şüm geçirmiştir. Dijital ölçü sistemleri, yüksek doğruluk, hızlı veri aktarımı ve hasta konforu gibi avantajlarıyla protetik diş tedavisinde giderek daha fazla tercih edilmektedir.(6) Bununla birlikte, her iki yöntemin de kendine özgü avantaj ve sınırlılıkları bulunmakta; bu durum, klinik koşullara göre uygun ölçü yönteminin seçilmesini gerekli kılmaktadır.

Ölçü alma işlemi yalnızca protezlerin teknik bir basamağı değil, aynı zamanda biyolojik, estetik ve fonksiyonel bir denge sürecidir. Başarılı bir protetik tedavinin temelinde, ağız içi dokuların morfolojisini en doğru şekilde yansıtan, klinik ve laboratuvar aşamalarında hata payını en aza indiren bir ölçü yer alır. Bu nedenle ölçü alma tekniklerinin tarihsel gelişimi, kullanılan materyallerin evrimi ve dijitalleşmenin bu sürece etkisi, modern diş hekimliğinde incelenmesi gereken önemli konular arasında yer almaktadır.

1. Geleneksel Ölçü Yöntemlerinin Tarihsel Gelişimi

Tarihsel olarak değerlendirildiğinde, diş hekimliğinde ölçü alma kavramı restoratif tedavilerin temelini oluşturmuştur. Arkeolojik bulgular, ölçü ve protez yapımının antik dönemlerden itibaren uygulandığını göstermektedir. Antik Mısır, Etrüsk ve Roma medeniyetlerinde protez yapımında basit yöntemler kullanılmıştır. MÖ 800 civarına tarihlenen Etrüsk diş protezleri, hayvan dişlerinin veya insan dişlerinin altın bantlarla birleştirilmesiyle oluşturulmuş, erken dönem “sabit protez” örnekleridir. Bu protezler, altın teller yardımıyla komşu dişlere bağlanarak sabitlenmiştir. (7) Benzer şekilde, MS 1. ve 2. yüzyıllara dair yapılan keşiflerde Antik Romalıların da eksik dişlerin yerine altın veya gümüş tellerle sabitlenen yapay dişler kullandığı bulunmuştur.(8) Bu uygulamalar, dönemin teknolojik olanaklarıyla ağız içi yapının birebir ölçüsünü almanın güç olduğunu, ancak anatomik uyumun gözlemsel yollarla sağlanmaya çalışıldığını göstermektedir. Antik Mısır’da ise balmumu ve keten gibi organik materyaller, diş boşluklarını doldurmak için kullanılmıştır.(9) Her ne kadar o dönemlere ait restoratif diş hekimliğine dair doğrudan bir ölçü malzemesi kanıtı bulunmasa da, bu bulgular ilkel yöntemlerle yapılan diş restorasyonlarını işaret etmektedir. O dönemde ölçü alma işleminin, ağız içi gözlemler ve elle şekillendirme teknikleri ile gerçekleştirilmiş olma ihtimali kuvvetlidir. Mevcut örnekler, diş hekimliğinde ölçü kavramının yalnızca modern döneme ait bir olgu olmadığını, binlerce yıldır estetik ve fonksiyonel kayıpları gidermek için çeşitli biçimlerde var olduğunu kanıtlamaktadır.

1.1. Modern Ölçü Maddelerinin Gelişimi

Modern anlamda diş hekimliğinde ölçü alma girişimleri 1800'lerin başında gelişmeye başlamıştır. Bu dönemde balmumu, diş hekimleri tarafından yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Balmumu, ısındığında kolayca şekil alabilen ve soğuduğunda sertleşen bir materyal olarak tercih edilmiştir. Ancak balmumunun doğruluğunun sınırlı olması, daha gelişmiş materyallerin keşfini hızlandırmıştır.(10) Balmumunun yerini zamanla alçı almaya başlamıştır. Alçı, daha dayanıklı ve sert bir malzeme olduğundan, diş hekimliğinde model yapımında kullanılmaya başlanmıştır. Ölçü alçısı ise yapısal olarak model alçısına göre bazı farklılıklara sahiptir. Alçının kalsiyum sülfat hemihidrat yapısına genleşmeyi azaltmak için potasyum sülfat, sertleşme zamanını uzatmak için boraks, model alçısından ayrılabilmesini sağlamak amacıyla da nişasta eklenmesiyle ölçü alçısı elde edilmiştir.(1,11) Ölçü alçısı balmumumuna göre daha iyi bir stabilite sağlamış olsa da, elastik olmayan yapısı nedeniyle dişlerin detaylı ölçülerini almakta yetersiz kalmıştır. Ayrıca polimerizasyon sonrası esnemeyen yapısı nedeniyle ağız içindeki andırkatlı dokulardan çıkartılması esnasında deforme olmuştur. Andırkatlardan çıkma anındaki davranışına göre rijit olan ölçü maddeleri kategorisinde sınıflandırılabilir. Çinko oksit ojenol de ağız içinde çeşitli dental amaçlarla kullanılabilen, benzer şekilde ölçü maddesi olarak rijit ölçü maddeleri kategorisinde sınıflandırılabilen bir malzemedir. Günümüzde bu iki malzemenin çeşitli durumlarda ölçü almak amacıyla kullanımına devam edilmektedir.(12)

Polimerizasyonları sonrasında andırkatlardan çıkartılmaları esnasında esneyebilen elastomerik ölçü maddeleri, hidrokolloidler ve elastomerler adı altında iki başlıkta sınıflandırılmıştır. İlk elastomerik ölçü materyali olarak kabul edilen agar, 1920'lerde kullanılmaya başlanan hidrokolloid sınıfında bir ölçü maddesidir.(1) Ana aktif maddesi yosun olan su bazlı bu materyal, hidrasyon ve nem kontrolü gerektirmekte ve ölçü alma işlemi için belirli sıcaklık koşullarına ihtiyaç duymaktadır. Tersinir bir hidrokolloid olan agar, 70-100°C'ye ısıtıldığında sıvı hale gelmekte, 35-50°C'ye kadar soğutulduğunda ise tekrar katılaşmaktadır. Günümüzde kullanımı yoktur.(1,12,13) 1940'larda aljinat kullanılmaya başlanmıştır. Tersinir olmayan bir hidrokolloid olan aljinat, su bazlı ve hidrofilik bir ölçü materyalidir. Aljinat, ekonomik ve kullanımı kolay bir materyal olduğundan diş hekimliğinde popülerlik kazanmıştır. Ancak boyutsal stabilitesinin zamanla kaybolmasına bağlı olarak saklama zorluğu, nem kaybına duyarlılığı, yırtılma direncinin düşük olması, tekrarlanabilirliğinin olmaması, detay hassasiyetinin düşüklüğü yeni materyal arayışını devam ettirmiştir.(14)

1950'lerde daha gelişmiş elastomerik materyaller kullanılmaya baş-

lanmıştır. Sanayide kullanılması amacıyla üretilen sentetik elastomerler, diş hekimliği alanında da yırtılmaya dirençli olmaları ve boyutsal stabilitelerinin iyi olması nedeniyle kullanım alanı bulmuştur.(1,14) Elastomerler sınıfında yer alan ölçü maddeleri arasında polisülfidler, silikon esaslı ölçü maddeleri (kondansasyon silikonları ve ilave silikonlar) ve polieterler yer almaktadır. Piyasaya sürülen ilk sentetik elastomerik ölçü maddesi olan polisülfid, elastik özellikler gösteren ve boyutsal stabilitesi hidrokolloidlerden daha iyi olduğundan daha doğru ölçü almayı sağlayan bir malzemedir. Koyu rengi, keskin kokusu, boyayıcı özelliği ve boyutsal stabilitesinin zayıflığı nedeniyle güncel kullanımı yoktur.(1,12,14) Kondansasyon silikonları ise silikon esaslı elastomerik ölçü maddelerindendir. Farklı viskozitelerde piyasaya sunulmuşlardır. Polimerizasyonları sonrası yan ürünler ortaya çıktığından boyutsal stabiliteleri yüksek değildir. Bu özelliklerinin geliştirilmeye çalışılması sonucunda 1970’li yıllarda polimerizasyon sonrası yan ürün ortaya çıkartmayan ilave reaksiyonlu silikon (ilave tipi silikon, polivinilsiloksan, PVS) ölçü maddesi üretilmiştir. PVS ölçü maddesinin polimerizasyon sonrası boyutsal stabilitesi oldukça başarılıdır.(1,15,16) 1970’lerin sonunda piyasaya sürülen bir diğer elastomerik materyal olan polieterler, zaman içinde formülasyonlarının iyileştirilmesiyle daha geniş bir kullanım alanı bulmuştur.(17) Polieterler, yüksek boyutsal stabilitesi ve yüksek akıcılığı ile öne çıkmaktadır. Özellikle dokudaki detayları hassas şekilde kaydetmenin gerekli olduğu ölçülerde tercih edilmektedir. Psödoplastik özellikleri sayesinde, ölçünün karıştırılması ve ağız içine uygulanması esnasında üzerine kuvvet uygulanması malzemenin akıcılığını artırır. Kuvvet ortadan kalktığında ise malzeme deforme olmadan daha viskoz hale gelerek polimerize olur. Bu durum uygulamanın kolaylaşmasını ve detayların hassas şekilde kaydedilmesini sağlar.(13) Elastomerik materyallerin geliştirilmesiyle birlikte, hidrofilik özellikleri ve boyutsal stabiliteleri yüksek olan materyaller, 2000’li yıllardan itibaren yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Polivinilsiloksaneter (PVSE), elastomerlerin sunduğu avantajları genişleterek diş hekimliğinde tercih edilen materyaller arasında yer almıştır. PVSE polieterlerin polimer grubu ile PVS’lerin vinil gruplarının birleşmesiyle oluşmuştur.(17,18)

1.2. Ölçü Kaşıklarının Gelişimi

Ölçü kaşıkları, ölçü maddesini taşıyan ve ağız dokularına uygun şekilde yerleştirilmesini sağlayan araçlardır. Diş hekimliğinde ölçü kaşıkları, ölçü maddesi kadar önemli bir unsurdur; çünkü ölçünün doğruluğu yalnızca materyalin fiziksel özelliklerine değil, aynı zamanda taşıyıcının stabilitesine de bağlıdır. Bu nedenle ölçü kaşıklarının tarihsel gelişimi, ölçü tekniklerinin evriminde kritik bir yere sahiptir.

İlk ölçü kaşıkları, 19. yüzyılın ortalarında balmumu ve alçı ölçülerin kullanıldığı dönemde ortaya çıkmıştır.(19) Bu dönemde kullanılan kaşıklar genellikle metalden, özellikle de pirinç veya bakırdan yapılmaktaydı. Bu kaşıklar, standardize edilmemiş olup, diş hekiminin hasta ağzına göre şekillendirdiği bireysel formdaydı.(20) Daha sonra, endüstrileşmenin diş hekimliği ekipmanlarına yansımalarıyla birlikte, hazır üretim (stok) ölçü kaşıkları geliştirilmiştir. Bu stok kaşıklar farklı çene boyutları ve anatomik varyasyonlara göre sınıflandırılarak diş hekimlerinin kullanımına sunulmuştur.(21)

20. yüzyılın başlarında paslanmaz çelik ve alüminyumdan üretilen kaşıklar, sterilizasyon kolaylığı nedeniyle yaygın hale gelmiştir. Bununla birlikte, her hastanın ağız anatomisi farklı olduğundan, kişisel (bireysel) ölçü kaşıkları geliştirme ihtiyacı doğmuştur. Bu amaçla akrilik rezin veya ısıyla sertleşen materyallerden elde edilen bireysel kaşıklar, ölçü maddesinin kalınlığını kontrol etme ve ölçü hassasiyetini artırma açısından önemli bir yenilik olmuştur.(22)

Günümüzde, ölçü kaşıkları; stok kaşıklar ve bireysel kaşıklar olmak üzere iki ana kategoride sınıflandırılmaktadır. Stok kaşıklar genellikle polipropilen veya metal materyallerden üretilirken, bireysel kaşıklar akrilik, 3D baskı reçineleri veya fotopolimer materyallerden üretilmektedir. (23) Üç boyutlu yazıcı teknolojisinin diş hekimliğine entegrasyonu sayesinde, dijital olarak tasarlanan bireysel ölçü kaşıkları, CAD/CAM yazılımları aracılığıyla yüksek hassasiyetle üretilebilmektedir. Bu gelişme, hem ölçü maddesinin homojen dağılımını sağlamış hem de klinik tekrar gereksinimini azaltmıştır.(24,25) Ayrıca ölçü kaşıklarının tasarımında delikli ve deliksiz tipler arasında seçim, kullanılan ölçü materyaline göre yapılmaktadır. Elastomerik materyaller için deliksiz kaşıklar ve kaşık adeziv solüsyonları tercih edilebilmekteyken, aljinat gibi hidrokolloid materyaller için delikli kaşıklar tercih edilmektedir. Böylece materyalin mekanik retansiyonu sağlanır ve ölçünün distorsiyonu minimize edilir. (26) Bununla birlikte, dijital diş hekimliğinde ölçü kaşığı kavramı giderek yerini tarayıcı başlıklarına bırakmaktadır. Ancak tam protez yapımı gibi bazı klinik alanlarda hâla bireysel ölçü kaşıkları altın standart olarak kabul edilmektedir.

2. Dijital Ölçü Yöntemlerinin Tarihsel Gelişimi

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (computer-aided design and computer-aided manufacturing, CAD/CAM) sistemleri ilk olarak 1950'lerde Amerika Birleşik Devletleri Hava Kuvvetleri'nin savunma uçakları ve otomotiv alanlarında kullanılması için üretilmiştir. 1970'lerde ise diş hekimliğine entegrasyonu alanında çalışmalar başla-

mıştır.(12,27,28) 1980'ler diş hekimliğinde dijital ölçü uygulamalarının tanıtıldığı önemli bir dönem olmuştur. François Duret, 1983 yılında ilk CAD/CAM sisteminin prototipini tanıtmıştır ve ilk restorasyonu frezelemiştir.(12) Bu sistem, hastanın ağzındaki dişlerin ağız içi bir kamera ile dijital olarak taranmasına, restorasyonların dijital olarak tasarlanmasına ve üretilmesine olanak tanımıştır. Duret'in çalışmaları, dijital diş hekimliği alanında bir dönüm noktası olarak kabul edilir.

1985 yılında, diş hekimi Werner Mörmann ve elektrik mühendisi Marco Brandestini ilk ağız içi tarayıcıyı icat etmiş ve patentini almışlardır.(29,30) Bu cihaz ile tarama yapıldıktan sonra, dizayn ve üretimin aynı gün içinde yapıldığı CAD/CAM sistemi CEREC 1 1987'de tanıtılmıştır. (12) CEREC kelimesi "Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics" tanımlamasının baş harflerinden oluşmaktadır.(1) Bu sistem ile iki boyutlu dijital ağız içi tarama ve restorasyon tasarımı yapılabilmektedir. Yapılan tasarımın dental seramikler kullanılarak üretimi de aynı seansta yapılabilmektedir. Tasarım sistemi siyah-beyaz bir ekran ve temel tasarım araçları sunmaktadır.(30) 1994 yılında, daha gelişmiş bir yazılım ve daha kullanıcı dostu bir arayüz ile CEREC 2 tanıtılmıştır. Bu sistemde daha hassas bir frezeleme sistemi ile restorasyonların kalitesi artırılmıştır. Ancak, bu dönemde ağız içi tarayıcılar, mevcut dönemin bilgisayar işlem gücü ve grafik kapasitesi sınırlamaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmamıştır. Tarayıcı başlıklarının hacimli yapısı, ağız içi erişimi kısıtlıyor; işlem süreleri uzun, veri aktarımı ise yavaştı. Tarama işlemi yalnızca diş yüzeylerinin iki boyutlu görüntülerini kaydedebiliyor, bu da restorasyon tasarımında hatalara yol açabiliyordu. Ayrıca dijital sistemlerin maliyeti oldukça yüksekti; hem cihazların temini hem de bakım-onarım süreçleri klinik bütçeleri zorlayıcıydı. Bu nedenlerle 1990'lar boyunca dijital ölçü sistemleri, daha çok üniversitelerde ve büyük kliniklerde sınırlı araştırma amacıyla kullanılabiliyordu. 2000'li yılların başında bilgisayar işlem gücünün artması, görüntüleme sensörlerinin küçülmesi ve yazılım optimizasyonlarıyla birlikte dijital ölçü sistemleri klinik pratiğe daha etkin biçimde entegre olmaya başlamıştır.(29) 2000 yılında CEREC 3'ün piyasaya sürülmesi ile tarama ve modellemeler üç boyutlu olarak yapılabilme-ye başlanmıştır. Kompleks restorasyonların üretimi kolaylaşmış ve dijital diş hekimliğinin gelişimi hız kazanmıştır.(1)

Farklı markalar tarafından çeşitli ağız içi tarayıcıların geliştirilmesi ve üretimi devam etmiştir. 2006 yılında LAVA C.O.S. sistemi icat edilmiş ve 2008'de kullanıma sunulmuştur. Ağız içi tarayıcı ile üç boyutlu verileri oluşturmada aktif optik dalga boyu örneklemesi (active wavefront sampling, AWS) sistemini kullanmıştır Triangulasyon ve lazer yöntemleri ile karşılaştırıldığında, AWS sistemi daha hızlıdır ve doğruluk oranı daha yüksektir.(16) 2007 yılında iTero üretilmiştir ve yalnızca ağız içi

tarayıcıdan oluşan bir sistemdir. Ağız içi tarama sonucunda elde edilen model kazınarak hazırlanmakta ve restorasyon bu model üzerinde elde edilmektedir.(1) 2008'de Planscan ve E4D sistemleri piyasaya sürülmüştür.(12) E4D sisteminde bir ağız içi tarayıcı, bir bilgisayara bağlı dizayn merkezi ve kazıyıcı bulunmaktadır. Sistemin ağız içi tarayıcısının başlığının yüksekliği kısa olduğundan ağız açıklığı kısıtlı hastalarda bile kullanılabilmesi önemli avantajlarındanır.(1,16) 2009 yılında CEREC AC ile taşınabilir tarama cihazı donanımı ve CEREC Bluecam ile mavi ışık teknolojisi ile daha hassas tarama sağlanarak ağız içi tarayıcılar geliştirilmiştir. Bluecam sisteminde taranacak alana özel bir yansıma önleyici pudra püskürtülür ve taramalar siyah-beyaz yapılmaktadır. Kamera dişe direkt temas edecek şekilde konumlanarak ölçü alınmaktadır. Tek tek çekilen görüntüler birleştirilerek üç boyutlu model oluşturulmaktadır.(1)

2010'lar, ağız içi tarayıcı teknolojilerinde ciddi bir ilerleme dönemi olmuştur. Gelişen optik teknolojiler ve bilgisayar işlemcilerinin gücü sayesinde, ağız içi tarayıcılar çok daha hızlı, hassas, kompakt ve ergonomik bir hale gelmiştir. 2011'de TRIOS ve 2012'de CEREC Omnicam üretilmiştir. Omnicam tarayıcısında Bluecam ile karşılaştırıldığında tarama alanına uygulanan özel yansıma önleyici pudra kullanımı ortadan kalkmıştır, kamera dişe temas etmeden belli bir uzaklıkta tutularak ve sürekli görüntü alımı videolamaya benzer şekilde gerçekleştirilerek üç boyutlu model oluşturulur. Taramalar renkli yapılmaktadır, bu sayede yumuşak doku ve sert dokuların birbirinden ayırt edilmesi kolaylaşmıştır.(1) TRIOS tarayıcısında da tarama alanında herhangi bir özel yansıma önleyici pudra kullanılması gerekli değildir.(16) 2016'da True Definition, 2018'de Medit i500, 2019'da CEREC Primescan, CEREC Primemill ve TRIOS 4, 2021'de Medit i700, 2022'de TRIOS 5 piyasaya çıkmıştır.(12)

2010'lu yıllardan itibaren dijital ölçü sistemlerinin en önemli gelişmelerinden biri, bulut tabanlı veri aktarımı olmuştur. Dijital ölçü verilerinin internet üzerinden bulut sunuculara yüklenebilmesi, hekim ve laboratuvar arasındaki iletişimi hızlandırmış, coğrafi kısıtlamaları ortadan kaldırmıştır. Bu sayede hekimler, dünyanın herhangi bir yerindeki laboratuvarla aynı gün içerisinde tasarım ve üretim süreçlerini paylaşabilmektedir.(31,32) Bununla birlikte, hasta bilgilerinin dijital ortamlarda saklanması, veri güvenliği ve kişisel verilerin korunması konularını gündeme getirmiştir. Güncel dijital sistemlerde, hasta kayıtlarının şifrelenmesi, kullanıcı erişim düzeylerinin sınırlandırılması ve veri yedekleme protokollerinin uygulanması, dijital diş hekimliği uygulamalarında güvenliğin temel bileşenleri haline gelmiştir. Bu gelişmeler, yalnızca klinik verimliliği değil, aynı zamanda etik ve hukuki sorumluluk bilincini de güçlendirmiştir.(32)

2.1. Dijital Ölçülerin Klinik Kullanım Alanları

Dijital ölçü teknolojilerinin gelişimi, protetik diş tedavisi uygulamalarının yanı sıra diş hekimliğinin birçok disiplininde devrim niteliğinde değişiklikler yaratmıştır. CAD/CAM sistemleri ve ağız içi tarayıcıların yaygınlaşması, ölçü işlemini sadece sabit protezlerle sınırlı bir uygulama olmaktan çıkarıp, ortodonti, implantoloji ve cerrahi rehber tasarımı gibi alanlara da entegre etmiştir.(33-35)

İmplantoloji alanında, dijital ölçülerin kullanımı geleneksel yöntemlere göre belirgin avantajlar sunmaktadır. İmplant çevresindeki yumuşak dokuların hassas şekilde kaydedilmesi, özellikle çoklu implant vakalarında protez uyumunu artırmaktadır. Dijital ölçü ile implant konumları, açıları ve diş eti profili yüksek doğrulukla belirlenebilmekte, sanal planlama yazılımlarıyla implant üstü restorasyonların tasarımı daha öngörülebilir hale gelmektedir. Ayrıca, dijital veriler cerrahi rehber üretiminde kullanılabilen ve implant yerleşim açısı planlamasında büyük kolaylık sağlamaktadır. Bu durum, cerrahi komplikasyonların azalmasına ve operasyon süresinin kısalmasına katkı sağlar.(35) Ağız, diş ve çene cerrahisinde, dijital ölçülerin en önemli kullanım alanı rehberli cerrahi planlamadır. Tarama verileri, bilgisayarlı tomografi (CBCT) verileri ile entegre edilerek üç boyutlu kemik modelleri oluşturulabilir. Bu entegrasyon sayesinde cerrahi operasyonlar, anatomik yapılar (sinüs, mandibular kanal vb.) dikkate alınarak daha güvenli biçimde planlanır.(36) Ayrıca dijital veriler, cerrahi sonrası iyileşme sürecinin izlenmesinde de kullanılabilir.(37) Ortodonti uygulamalarında dijital ölçüler, klasik alçı modellerin yerini büyük oranda almıştır. Üç boyutlu dijital modeller sayesinde diş hareketleri sanal ortamda simüle edilmekte, tedavi planlaması daha objektif biçimde yapılabilmektedir. Dijital ölçülerin kullanımı, “clear aligner” sistemlerinin (örneğin Invisalign vb.) üretiminde de temel veri kaynağını oluşturmaktadır. Tarama verileri doğrudan laboratuvar yazılımlarına aktarılabilmesi için model döküm hataları veya deformasyon riskleri ortadan kalkar. Ayrıca dijital arşivleme, hasta kayıtlarının fiziksel depolama ihtiyacını da ortadan kaldırarak uzun dönem takipte pratiklik sağlar.(34,38) Protetik diş tedavisinde, dijital ölçüler kuron-köprü, inley-onley ve veneer restorasyonlarda hem estetik hem de işlevsel açıdan yüksek hassasiyet sunar. Özellikle marjinal uyumun kritik olduğu anterior bölgelerde, renkli tarama özelliği ile doku renkleri ve anatomik sınırlar daha net şekilde analiz edilebilir. Bu sayede restorasyonun bitim hattı daha doğru belirlenir ve biyolojik uyum artırılır. Dijital sistemlerin, aynı seansta tarama-tasarım-üretim (chairside) olanağı sunması da klinik verimliliği artıran önemli bir faktördür.(39) Sonuç olarak, dijital ölçü yöntemleri yalnızca ölçü işlemini değil, tedavi planlama ve üretim süreçlerini de kökten değiştirmiştir. Ölçü verilerinin farklı dijital plat-

formlarla entegre edilmesi, interdisipliner tedavilerin daha koordine ve hatasız şekilde yürütülmesine olanak tanımaktadır. Bu durum, modern diş hekimliğinde dijital ölçülerin “tanıdan proteze uzanan” bütüncül bir tedavi zincirinin parçası haline geldiğini göstermektedir.

2.2. Dijital Ölçülerin Klinik Avantajları ve Sınırlılıkları

Dijital ölçü sistemlerinin yaygınlaşması, klinik diş hekimliğinde hem hasta konforu hem de uygulama verimliliği açısından önemli kazanımlar sağlamıştır. Bununla birlikte, teknolojik ilerlemelere rağmen sistemlerin belirli sınırlılıkları da mevcuttur.

Klinik avantajlar açısından, dijital ölçüler öncelikle hasta konforunu belirgin biçimde artırmaktadır. Geleneksel ölçü materyalleriyle karşılaşılırıldığında, ağız içinde uzun süreli kaşık kullanımı, bulantı refleksi, tat rahatsızlığı veya nefes alma zorlukları gibi olumsuz deneyimler ortadan kalkmaktadır. Küçük başlıklı tarayıcıların kullanımı, özellikle ağız açıklığı sınırlı veya hassas refleksli hastalarda işlemi kolaylaştırır. Ayrıca dijital ölçüler, işlem süresini kısaltarak klinik etkinliği artırmakta ve aynı seansta tasarım ile üretim yapılabilmesine olanak sağlamaktadır.(6,40) Zaman yönetimi açısından da dijital sistemler diş hekimine önemli avantajlar sunmaktadır. Geleneksel yöntemde ölçünün alınması, dezenfeksiyonu, laboratuvara gönderilmesi, model dökümü ve restorasyonun hazırlanması gibi birçok aşama gerekmektedir. Dijital yöntemlerde ise ölçü verisi anında dijital ortamda elde edilir, tasarım yazılımına aktarılır ve üretim süreci başlatılabilir. Bu durum hem laboratuvar süresini kısaltır hem de olası hata kaynaklarını azaltır. Literatürde, dijital ölçülerle hazırlanan restorasyonların geleneksel ölçülere kıyasla daha az uyum hatası ve daha kısa üretim süresi gösterdiği bildirilmektedir (1,4,6,12,40) Dijital sistemler ayrıca veri güvenliği ve izlenebilirlik açısından da üstünlük sağlamaktadır. Ölçü dosyaları dijital olarak arşivlenebilir, gerektiğinde yeniden kullanılabilir veya farklı merkezlerle paylaşılabilir. Bu özellik, özellikle multidisipliner vakalarda (örneğin ortodonti-protetik kombinasyonlarında) iletişim ve koordinasyonu kolaylaştırmaktadır. Ayrıca veri aktarımının çevrim içi yapılması, fiziksel materyal taşınmadığı için çapraz enfeksiyon riskini ortadan kaldırır.(40) Ekolojik ve ekonomik yönlerden, dijital ölçüler çevre dostu bir alternatif sunmaktadır. Tek kullanımlık ölçü kaşıkları, alçı modeller, taşınma kutuları ve ölçü materyalleri ortadan kalktığı için atık miktarı azalır. Bu durum, kliniklerde sürdürülebilir uygulamalara katkı sağlamaktadır. Başlangıçta ağız içi tarayıcı ve yazılım yatırımları maliyetli olsa da uzun vadede laboratuvar harcamaları ve malzeme israfı azaldığından ekonomik denge sağlanmaktadır.(40)

Bununla birlikte, dijital ölçü sistemlerinin bazı sınırlılıkları da bu-

lunmaktadır. İlk olarak, sistemlerin doğru kullanımı belirli bir öğrenme eğrisi gerektirir; operatör deneyimi, elde edilen verinin doğruluğu üzerinde doğrudan etkilidir. Ayrıca, yansıtıcı yüzeyler, kan, tükürük veya yoğun nem varlığı gibi klinik koşullar, tarama kalitesini olumsuz etkileyebilmektedir. Özellikle tam ark taramalarda, uzun mesafe ölçümlerinde doğruluk oranı bazı cihazlarda azalma gösterebilmektedir.(40,41) Bir diğer sınırlılık, donanım ve yazılım uyumluluğudur. Farklı markaların sistemleri arasında veri formatı uyumsuzluğu, teknik iş akışını zorlaştırabilir. Ayrıca dijital verilerin bulut sistemlerinde saklanması, hasta mahremiyeti ve veri güvenliği açısından düzenli denetim gerektirmektedir. Bu nedenle dijital sistemlerin kullanımı sırasında ulusal ve uluslararası veri koruma standartlarına uyum büyük önem taşır.(40)

Sonuç olarak, dijital ölçü sistemleri modern diş hekimliğine hız, hassasiyet, konfor ve sürdürülebilirlik açısından önemli katkılar sağlamıştır. Ancak optimum sonuçlar için sistemlerin teknik sınırlarının bilinmesi, uygun endikasyonlarda kullanılması ve operatörün deneyim düzeyinin artırılması gerekmektedir.

2.3. Dijital Ölçü Teknolojilerinde Yapay Zekâ Entegrasyonu ve Gelecek Perspektifleri

Ağız içi tarayıcılara yapay zekanın (artificial intelligence, AI) entegre edilmesi, dijital diş hekimliği alanında 2010'lu yılların ortalarında hız kazanan teknolojik gelişmelerin bir parçası olarak ortaya çıkmıştır. Bu entegrasyon, ağız içi tarayıcıların dijital verileri işleme kapasitelerini artırmak, diş hekimliği tanı ve tedavi süreçlerini iyileştirmek amacıyla gerçekleştirilmiştir. AI'nin ağız içi tarayıcılar ile birleşmesi özellikle 2015'ten itibaren önemli bir gelişme göstermiştir. Özellikle üç boyutlu veri analizi, marjin tespiti, oklüzyon değerlendirmesi ve otomatik restorasyon tasarımı gibi süreçlerde AI destekli sistemlerin kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. AI tabanlı sistemler, özellikle otomatik marjin çizimi ve diş sınırlarının belirlenmesi konularında yüksek doğruluk oranlarına ulaşmıştır. Geleneksel olarak teknisyen veya hekim tarafından manuel olarak yapılan marjin tanımlama işlemi, zaman alıcı ve operatöre bağlı hatalara açık bir süreçtir. Makine öğrenimi algoritmaları, yüzlerce restorasyon vakasından elde edilen verilerle eğitilerek marjin bölgesini otomatik tanımlayabilmekte ve restorasyon tasarım süresini belirgin ölçüde kısaltmaktadır.(42) Üç boyutlu tarama verilerinden elde edilen temas noktaları, çiğneme kuvvetleri ve oklüzal düzlem analizleri algoritmalar aracılığıyla değerlendirilebilmektedir. Bu sayede restorasyon tasarımı, yalnızca estetik değil, fonksiyonel açıdan da daha optimize hale gelmektedir.(43) Yapay zeka algoritmaları, tarayıcılar tarafından toplanan verilerin otomatik olarak analiz edilmesini ve işlenmesini sağlayarak, diş

hekimlerinin klinik kararlarını daha doğru ve hızlı bir şekilde almalarına yardımcı olmaktadır. Ayrıca, AI destekli tarayıcılar, tarama sırasında oluşabilecek hataları ve tarama verilerindeki eksik alanları “öğrenilmiş örüntüler” aracılığıyla tamamlayarak ölçünün bütünlüğünü koruyabilmektedir.(44) Bunun yanında restorasyon tasarımı gibi işlemleri optimize edebilmekte ve hasta verilerinin daha etkili bir şekilde yönetilmesini sağlamaktadır. Ayrıca bazı gelişmiş sistemlerde, AI modelleri hasta verilerini önceki tedavi sonuçlarıyla karşılaştırarak olası komplikasyonları öngörebilmektedir.(45)

Sonuç olarak, yapay zekâ entegrasyonu dijital ölçülerin yalnızca doğruluk düzeyini değil, klinik karar verme süreçlerinin kalitesini de yükseltme potansiyeline sahiptir. Diş hekimliğinde ölçü teknolojilerinin geleceği, insan deneyimi ile makine öğreniminin bütünleştiği hibrit bir yaklaşıma doğru ilerlemektedir. Bu yaklaşım, dijital diş hekimliğinin hem tanınması hem de tedavi planlaması boyutlarında yeni bir paradigma oluşturacaktır.

3. Geleneksel Ölçü Yöntemleri ile Dijital Ölçü Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Geleneksel ve dijital ölçü yöntemleri arasındaki farklar yalnızca kullanılan materyaller ve araçlar açısından değil, aynı zamanda klinik süreçlerin etkinliği, hasta konforu, zaman yönetimi ve doğruluk düzeyi bakımından da önemli farklılıklar göstermektedir. Günümüzde dijital ölçü sistemleri, geleneksel yöntemlerin yerini tamamen almamış olmakla birlikte, birçok klinik senaryoda daha yüksek verimlilik ve hassasiyet sunmaktadır.(6)

Zaman ve iş akışı açısından, dijital ölçü yöntemleri klinik süreçleri önemli ölçüde kısaltmaktadır. Geleneksel ölçü yöntemlerinde, ölçü materyalinin hazırlanması, ağız içine yerleştirilmesi, polimerizasyon sürecinin beklenmesi, dezenfeksiyon, model dökümü ve laboratuvara gönderim gibi çok sayıda aşama bulunmaktadır. Bu basamakların her biri hata riski taşımakta ve toplam işlem süresini uzatmaktadır. Buna karşılık dijital ölçüde, tarama işlemi tamamlandıktan sonra ölçü verileri anında dijital ortamda kaydedilmekte ve laboratuvara çevrim içi olarak aktarılabilir. Bu durum hem hasta hem de klinisyen açısından ciddi zaman tasarrufu sağlamaktadır. Ayrıca aynı seansta CAD/CAM sistemleri aracılığıyla restorasyonun tasarlanıp üretilmesi (chairside uygulamalar), tedavi sürecini tek randevuda tamamlamaya imkan tanımaktadır.(6,40)

Hasta konforu bakımından, dijital ölçü yöntemleri belirgin avantajlar

sunmaktadır. Geleneksel ölçü materyallerinin ağızda uzun süre kalması, özellikle bulantı refleksi güçlü veya nefes alma zorluğu yaşayan hastalarda rahatsızlık oluşturabilir. Ayrıca ölçü kaşığı kenarlarının yumuşak dokulara baskı yapması ağrı veya irritasyona neden olabilir. Buna karşın dijital tarayıcılar, küçük başlıklı ve ergonomik tasarımları sayesinde özellikle posterior bölgelerde ölçü alımını kolaylaştırır. Tarama işlemi sırasında hasta, daha kısa sürede ve daha az rahatsızlık hissiyle işlemi geçer. Bu durum, hasta memnuniyetinin ve tedaviye uyumun artmasına katkı sağlamaktadır.(6,40)

Doğruluk ve tekrarlanabilirlik açısından değerlendirildiğinde, dijital ölçü sistemleri özellikle sabit protetik restorasyonlarda yüksek hassasiyet göstermektedir. Geleneksel ölçülerde, ölçü materyalinin büzülmesi, alçı modelin genleşmesi veya deformasyonu gibi faktörler boyutsal stabiliteyi olumsuz etkileyebilir. Ayrıca ölçünün laboratuvara taşınması sırasında deformasyon veya yıpranma riski de vardır. Dijital ölçülerde ise elde edilen veriler sayısal formda kaydedildiği için herhangi bir fiziksel deformasyon meydana gelmez. Tarama doğruluğu, kullanılan cihazın çözünürlüğü ve yazılım algoritmalarına bağlı olmakla birlikte, literatürde dijital ölçülerin özellikle tek kuron ve kısa köprü restorasyonlarında mikron düzeyinde hassasiyet sağladığı bildirilmektedir.(1,5,41)

Enfeksiyon kontrolü yönünden bakıldığında, dijital ölçü yöntemleri çapraz enfeksiyon riskini neredeyse tamamen ortadan kaldırmaktadır. Geleneksel ölçülerde kaşık, ölçü maddesi ve alçı modellerin birçok kez el değiştirmesi (hekim-asistan-teknisyen zinciri), bulaş riski oluşturabilir. Dijital ölçülerde ise veriler internet üzerinden doğrudan laboratuvara iletilir; böylece fiziksel materyal transferi ortadan kalkar ve enfeksiyon zinciri kırılır. Ayrıca tarayıcı başlıklarının otoklavlanabilir veya tek kullanımlık uçlarla kullanılması, enfeksiyon kontrolü açısından ek bir güvenlik sağlar.(46)

Maliyet ve sürdürülebilirlik açısından yapılan karşılaştırmalarda, dijital sistemlerin başlangıç yatırımı yüksek olmakla birlikte uzun vadede ekonomik avantaj sunduğu gösterilmiştir. Ölçü kaşıkları, ölçü materyalleri ve alçı modellerin kullanımının ortadan kalkması, hem malzeme israfını azaltmakta hem de çevresel açıdan sürdürülebilir bir uygulama oluşturmaktadır. Tekrarlanan ölçü gereksiniminin azalması da hasta başına düşen maliyeti düşürmektedir.

Bununla birlikte, dijital ölçülerin sınırlılıkları da göz ardı edilmemelidir. Tam ark restorasyonlarda tarama mesafesinin uzaması, bazı cihazlarda doğruluğun azalmasına neden olabilmektedir.(41) Ayrıca yansıyan yüzeyler, tükürük, kan veya yetersiz ışık koşulları tarama kalitesini dü-

şürebilir. Bu nedenle dijital ölçülerin başarısı, cihazın kalibrasyonu, çevresel koşullar ve operatör deneyimi ile yakından ilişkilidir.(40) Buna rağmen, günümüzde geliştirilen yeni nesil tarayıcılar ve yapay zekâ destekli yazılımlar bu sınırlılıkları büyük ölçüde azaltmış ve dijital ölçüleri klinik pratiğin vazgeçilmez bir parçası haline getirmiştir.(44) Sonuç olarak, geleneksel ölçü yöntemleri uzun yıllar boyunca güvenilir sonuçlar vermiş olmakla birlikte, dijital ölçü sistemleri modern diş hekimliğinde zaman, konfor, doğruluk ve sürdürülebilirlik açısından belirgin üstünlük sağlamaktadır.

SONUÇ

Protetik diş tedavisinde kullanılan ölçü alma tekniklerinin tarihsel gelişimi, diş hekimliğinde malzeme ve teknoloji açısından önemli ilerlemeler kaydedildiğini göstermektedir. Balmumundan başlayan süreç, günümüzde elastomerik materyaller ve dijital ağız içi tarayıcılarla daha hassas ve güvenilir sonuçlar elde edilmesine olanak tanımıştır. Teknolojik gelişmeler ve hasta beklentilerinin de artmasıyla karşılaştırmalı olarak daha hızlı ve konforlu bir tedavi sunan CAD/CAM sistemlerinin kullanımı gitgide önem kazanmıştır. Ağız içi tarayıcıların, dijital tasarım programlarının ve üretim yöntemlerinin geliştirilmesi ve günümüzde yapay zeka ile entegrasyonu klinik diş hekimliği uygulamalarını kolaylaştırmaya devam etmektedir.

KAYNAKLAR

1. Şahan MH, Kümbüloğlu Ö. Ölçüde Dijital Dönüşüm. EÜ Diş Hek Fak Derg 2022; 43; 27-34.
2. Birnbaum NS, Aaronson HB. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent* 2008; 29: 498-505.
3. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent* 1986; 55:197-203.
4. Hasanzade M, Shirani M, Afrashtehfar KI, Naseri P, Alikhasi M. In Vivo and In Vitro Comparison of Internal and Marginal Fit of Digital and Conventional Impressions for Full-Coverage Fixed Restorations: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract* 2019; 19(3): 236-54.
5. Al-Makramani BMA, Sayed ME, Al-Sanabani FA, Mattoo KA, Alqahtani NM, Alqahtani SM, Jokhadar HF, AlResayes SS, Alamri M, AlWadei MH, Motlaq K, Alshehri FH, Alshahrani AA, Eshaq R. Comparative Evaluation of Dimensional and Occlusal Accuracy of Non-Working Antagonist Casts: A Study on Different Impression Materials and 3D Printing. *Med Sci Monit* 2023; 29: e941654.
6. Ahmed S, Hawsah A, Rustom R, Alamri A, Althomairy S, Alenezi M, Shaker S, Alrawsaa F, Althumairy A, Alteraigi A. Digital Impressions Versus Conventional Impressions in Prosthodontics: A Systematic Review. *Cureus* 2024; 16(1): e51537.
7. Loevy HT, Kowitz AA. The dawn of dentistry: dentistry among the Etruscans. *Int Dent J* 1997; 47: 279-84.
8. Minozzi S, Fornaciari G, Musco S, Catalano P. A Gold Dental Prosthesis of Roman Imperial Age. *Am J Med* 2007; 120(5): e1-e2.
9. Austin A. Dental health and dentistry in ancient Egypt: Possible evidence for dental filling and extraction at Deir el-Medina. *Int J Paleopathol* 2022; 38: 95-106.
10. Papadiochos I, Papadiochou S, Emmanouil I. The Historical Evolution of Dental Impression Materials. *J Hist Dent* 2017; 65(2): 79-89.
11. Sweeney W, Taylor DF. Dimensional changes in dental stone and plaster. *J Dent Res* 1950; 29: 749-55.
12. Uçar Y. Prepare dişlerin ölçüsünde dijital gelenekselin yerini aldı mı? Akaltan F, editör. *Sabit Protetik Restorasyonların Temeli: Diş Preparasyonu ve Ölçüde Güncel Yaklaşımlar*. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2024. p.60-8.
13. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. Saunders Elsevier, Florida. 2012.
14. McCabe JF, Walls AG. Applied Dental Materials. 8th ed. Blackwell Publishing Co, Oxford. 1998.
15. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Quintessence Publishing, Chicago. 2002.

16. Çağlar İ, Yeşil Duymuş Z, Ateş S. Diş Hekimliğinde Kullanılan Ölçü Sistemlerinde Güncel Yaklaşımlar: Dijital Ölçü. *Ata Diş Hek Fak Derg* 2015; 25: 135-40.
17. Kümbüloğlu Ö, Türk AG. Geçmişten Günümüze Ölçü Maddeleri ve Yöntemleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont Special Topics* 2018; 4(1): 51-6.
18. Shetty RM, Bhandari GR, Mehta D. Vinyl Poly-siloxane Ether: A Breakthrough in Elastomeric Impression Material. *World J Dent* 2014; 5(2): 134-7.
19. Harris CA. The dental art: a practical treatise on dental surgery. Armstrong & Berry, Baltimore. 1839.
20. White JW. Taking impressions of the mouth. Samuel S. White, Philadelphia. 1871.
21. SS White dental catalog. Samuel S. White, Philadelphia. 1876.
22. Brintha Jei J, Anitha KV. Evolution of Impression Tray and Materials- A Literature Review. *J Clin Prosth Impl* 2021; 3(2): 37-41.
23. Gupta S, Narayan AI, Balakrishnan D. In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *Int J Dent* 2017; 2017: 6306530.
24. Schmidt A, Berschin C, Wöstmann B, Schlenz MA. Chairside 3-D printed impression trays: a new approach to increase the accuracy of conventional implant impression taking? An in vitro study. *Int J Implant Dent* 2023; 9: 47.
25. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental Impression Materials and Techniques. *Dent Clin North Am* 2017; 61(4): 779-96.
26. Heartwell CM Jr, Modjeski PJ, Mullins EE Jr, Strader KH. Comparison of impressions made in perforated and nonperforated rimlock trays. *J Prosthet Dent* 1972; 27(5): 494-500.
27. van Noort R. The future of dentistry is digital. *Dent Mater* 2012; 28(1): 3-12.
28. Dikmen M, Dikmen M. Ağız içi Dijital Tarayıcılara Güncel Bir Bakış. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2018; 4(1): 37-41.
29. Mörmann W. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 7S-13S.
30. Mörmann WH, Brandestini M. Cerec-System: Computer Inlays, Onlays und Schalenverblendungen (Cerec-System: computerized inlays, onlays and shell veneers). *Zahnarztl Mitt* 1987; 77(21): 2400-5.
31. Surdu A, Foia CI, Luchian I, Trifan D, Budala DG, Scutariu MM, Ciupilan C, Puha B, Tatarciuc D. Telemedicine and Digital Tools in Dentistry: Enhancing Diagnosis and Remote Patient Care. *Medicina (Kaunas)* 2025; 61(5): 826.
32. Chatterjee P, Bose R, Banerjee S, Roy S. Enhancing Data Security of Cloud Based LMS. *Wirel Pers Commun* 2023; 130(2): 1123-39.
33. AlRumaih HS. Clinical Applications of Intraoral Scanning in Removable

- Prosthodontics: A Literature Review. *J Prosthodont* 2021; 30(9): 747-62.
34. Mohammed Alassiry A. Clinical aspects of digital three-dimensional intraoral scanning in orthodontics - A systematic review. *Saudi Dent J* 2023; 35(5): 437-42.
35. Kafedzhieva A, Vlahova A, Chuchulska B. Digital Technologies in Implantology: A Narrative Review. *Bioengineering (Basel)* 2025; 12(9): 927.
36. Rangel FA, Maal TJJ, de Koning MJJ, Bronkhorst EM, Bergé SJ, Kuijpers-Jagtman AM. Integration of digital dental casts in cone beam computed tomography scans-a clinical validation study. *Clin Oral Investig* 2018; 22(3): 1215-22.
37. Docampo-Vázquez C, Gragera-Alia T, Fernández-Domínguez M, Zubizarreta-Macho Á, Aragoneses-Lamas JM. Novel digital technique for measuring the volumetric healing process of free gingival grafts surrounding dental implants. *Front Dent Med* 2024; 5: 1372312.
38. Ingle NA, Al-Hashimi H, Alhammad AT, Aldajani HA, Alabsi NF, Albuolayan NA. Impact of 3D Printing and CAD/CAM Technology on Orthodontic Treatment Outcomes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Pharm Bioallied Sci* 2025; 17(Suppl 1): S226-S228.
39. Abad-Coronel C, Valdiviezo OP, Naranjo OB: Intraoral scanning devices applied in fixed prosthodontics. *Acta Sci Dent Sci* 2019; 3: 44-51.
40. Dhull KS, Nagar R, Mathur P, Shil M, Jain S, Dureha R, Kapoor A. Intraoral Scanners: Mechanism, Applications, Advantages, and Limitations. *J Pharm Bioallied Sci* 2024; 16(Suppl 3): S1929-S1931.
41. Marques VR, Çakmak G, Yilmaz H, Abou-Ayash S, Donmez MB, Yilmaz B. Effect of Scanned Area and Operator on the Accuracy of Dentate Arch Scans with a Single Implant. *J Clin Med* 2022; 11(14): 4125.
42. Alsheghri A, Zhang Y, Keren J, Cheriet F, Guibault F. Automatic margin line extraction using 3D deep learning on digital surface models of prepared teeth for crown generation. *Comput Biol Med* 2025; 196(Pt C): 110960.
43. Zhao Z, Wang Q, Li J, Zhou M, Tang K, Chen J, Wang F. Construction of a novel digital method for quantitative analysis of occlusal contact and force. *BMC Oral Health* 2023; 23(1): 190.
44. Róth I, Géczi Z, Végh DC, Hegedüs T, Pál A, Hermann P, Schmalzl J. The role of artificial intelligence in intraoral scanning for complete-arch digital impressions: An in vitro study. *J Dent* 2025; 156: 105717.
45. van Nistelrooij N, Maier E, Bronkhorst H, Crins L, Xi T, Loomans BAC, Vinayahalingam S. Automated monitoring of tooth wear progression using AI on intraoral scans. *J Dent* 2024; 150: 105323.
46. Barenghi L, Barenghi A, Cadeo C, Di Blasio A. Innovation by Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing Technology: A Look at Infection Prevention in Dental Settings. *Biomed Res Int* 2019; 2019: 6092018.

Bölüm 3

İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERDE DİJİTAL YAKLAŞIMLAR VE İŞ AKIŞI

Dr. Esra SÖNMEZ¹

Dijital diş hekimliği, teknolojinin hızla gelişmesiyle birlikte diş hekimliği uygulamalarına entegre olmuş, tedavi süreçlerini daha hızlı, daha hassas ve hasta odaklı hale getiren bir yaklaşımdır. Geleneksel yöntemlerle kıyaslandığında dijital uygulamalar, tanıdan tedavi planlamasına, cerrahi implant planlanmasından, protezin yapım ve uygulamasına kadar implant işlemlerinin her aşamasında kesinlik ve öngörülebilirliği artırmıştır¹. İmplant destekli protez tedavilerinde dijital iş akışı, birbirine entegre birkaç temel bileşenden oluşur:

- Üç Boyutlu Görüntüleme ve Planlama: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) ile kemik yapının üç boyutlu olarak görüntülenmesi ve elde edilen DICOM verilerinin dijital implant planlama yazılımlarında kullanılması². Bu sayede implantların anatomik ve protez ihtiyaçlarına göre sanal olarak en uygun konumda planlanması sağlanır.
- Kılavuzlu Cerrahi (Rehberli İmplantasyon): Planlanan implant pozisyonlarının CAD/CAM ile üretilen cerrahi kılavuzlar veya dinamik navigasyon sistemleri yardımıyla yüksek doğrulukla uygulanması. Bu yöntem, implantların istenen açıda ve konumda yerleştirilmesini sağlayarak cerrahi hassasiyeti artırır ve serbest elle yerleştirmeye kıyasla sapmaları azaltır¹.
- Dijital Ölçü ve İntraoral Tarama: İmplant pozisyonlarının ve ağız yapısının klasik ölçü malzemeleri yerine intraoral tarayıcılar ile dijital olarak kaydedilmesi. Bu dijital ölçü, anında görselleştirilebilir ve laboratuvara elektronik olarak iletilebilir¹.
- CAD/CAM Protez Tasarımı ve Üretimi: Tarayıcıyla elde edilen veriler kullanılarak bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımlarında protezin dijital olarak tasarlanması ve ardından frezeleme veya üç boyutlu baskı gibi bilgisayar destekli üretim (CAM) cihazları ile protezin fiziksel olarak üretilmesi¹. Modern CAD yazılımları, protezin fonksiyonel ve estetik gerekliliklere uygun özelleştirilmiş tasarımına imkan tanırken CAM teknolojileri yüksek kesinlikte ve tutarlılıkta restorasyonlar üretebilmektedir¹.
- Yapay Zeka ve Destekleyici Teknolojiler: Dijital iş akışına entegre edilen yapay zeka (AI) uygulamaları, tedavi planlaması ve sonuç öngörüsü konularında destek sunmaya başlamıştır. Örneğin, yapay zeka tabanlı yazılımlar CBCT verilerinden ideal implant yerlerini önerebilmekte veya taramalardaki eksik bölgeleri tespit ederek anında geri bildirim verebilmektedir¹. Bunun yanı sıra, artırılmış gerçeklik ve gelişmiş üç boyutlu baskı teknikleri de dijital implantoloji alanında yükselen trendlere örnektir¹.

- Dijital iş akışı; ölçü alımı, tarama, tasarım (CAD) ve üretim (CAM) gibi birbirini takip eden aşamalardan oluşur. Her aşama, klinik ve laboratuvar süreçlerini birbirlerine entegre ederek hem estetik hem de fonksiyonel açıdan başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlar.
- Geleneksel ölçü yöntemlerine kıyasla dijital ölçü alma işleminin bazı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Dijital ölçü alımının avantajları şu şekilde sıralanabilir;
- Hassasiyet: Yüksek doğruluk sağlar ve büzülme, genleşme gibi deformasyonlar yaşanmaz.
- Hasta Konforu: Ölçü materyali kullanılmadığı için bulantı refleksi olan hastalar için daha konforludur³⁻⁶. Geleneksel ölçü maddelerinin kullanıldığı yöntemler, hastalar için çoğu zaman rahatsız edici olabilmektedir; ağızda uzun süre kalıp sertleşen ölçü malzemesi bulantı refleksini tetikleyebilir, kötü bir tat bırakabilir veya hastanın nefes almasını zorlaştırabilir. Dijital ölçü ise bu olumsuzlukları ortadan kaldırır. Tarayıcıyla alınan ölçülerde hastalar öğürme veya bulantı hissetmez, kötü tat veya koku algılamaz, ağızlarında yabancı bir kütle olmadığı için daha rahat nefes alabilir ve dişlerine soğuk/ıslak bir madde temas etmediği için hassasiyet yaşamazlar. Ayrıca, hastalar dijital ekranlarda kendi ağız yapılarını üç boyutlu olarak görüp hekimle etkileşim kurabildiklerinde, tedaviye katılımları ve memnuniyetleri artmaktadır. Bu, hastaların tedavi ihtiyaçlarını kavramasını kolaylaştırdığı gibi, hekimin önerdiği tedavi planına uyum göstermelerini de teşvik eder. Diğer bir deyişle, dijital yöntemler yalnızca fiziksel konforu artırmakla kalmaz, aynı zamanda psikolojik konfor ve hasta-hekim iletişimini güçlendirme avantajı sunar.
- Zaman Tasarrufu: Ölçü alımı, model dökümü gibi laboratuvar işlemleri olmadığı için zamandan tasarruf edilir⁷. Ölçü, klasik yöntemdeki kargo/kurye ile model gönderme olmadan dijital ortam aracılığıyla anında laboratuvara aktarılmış olur. Böylelikle fiziksel modellerde olabilecek kırılma, ölçüde genleşme/büzülme veya kargoda kaybolma gibi sorunları elimine ederek veri güvenliğini artırır.
- Tekrarlanabilirlik: Eksik veya hatalı taramalar anında tespit edilir ve tekrar taranabilir⁸.
- Dezenfeksiyon: Ölçünün dezenfeksiyonu gibi bir işlem olmadığı için çapraz enfeksiyon ihtimali düşüktür^{3,8}. Özellikle pandemi

gibi dönemlerde teması azaltmak için de dijital veri paylaşımı kritik bir rol oynamıştır.

- Renk Seçimi: Renk seçimi tarama esnasında yapıp laboratuvara aktarılabilir^{3,8}.
- Veri Saklama: Dijital ölçü dosyaları veri tabanında yedeklenip saklanabilir, böylelikle ihtiyaç halinde ileride tekrar kullanılabilir⁹. Tüm ölçüler, planlamalar ve tasarımlar dijital dosyalar şeklinde arşivlendiği için kağıt veya alçı model depolama ihtiyacı ortadan kalkar.
- Uzaktan Erişim: Laboratuvar, tarayıcı verilerini internet üzerinden anında alabilir, bu da coğrafi kısıtlamaları ortadan kaldırıp dünyanın her noktasına anında veri aktarımını sağlar^{3,8}.

Dijital gülüş tasarımı yazılımları ve tarayıcılar üzerinden yapılan anlık gösterimler sayesinde hastalar, tedavi sonucunu önceden görerek onay verebilmekte; bu durum, hem hasta-hekim iletişimini güçlendirmekte hem de beklenti yönetimini kolaylaştırmaktadır. Ayrıca dijital planlama araçları, özellikle karmaşık vakalarda öngörü sağladığından, cerrahi ve protetik aşamalarda karşılaşılabilecek beklenmedik aksamaları en aza indirir. Böylece tedavi süreçleri daha sistematik, hızlı ve güvenli bir şekilde ilerler. Dijital veri yönetimi ve iletişimi, kliniğin genel verimliliğini artırırken kayıt tutma ve ekip içi iş birliği süreçlerini modernize eder. Sonuç olarak, dijital teknolojiler sayesinde tedaviler daha az randevu ve daha kısa klinik ziyaretleriyle tamamlanabilmekte; bu durum hem klinik üretkenliği artırmakta hem de hastaların tedaviye ayırdığı zamanı önemli ölçüde azaltmaktadır.

Dijital Ölçü Alımının Dezavantajları

- Yüksek Başlangıç Maliyeti: Tarayıcılar, freze makineleri, üç boyutlu yazıcılar ve CAD/CAM yazılımlarının satın alım ve yazılım güncelleme maliyetleri yüksektir^{3,10}.
- Eğitim ve Deneyim: Dijital ölçü alımını doğru şekilde uygulamak için personel eğitimi gereklidir^{3,10,11}.
- Dezenfeksiyon: Aynı tarama başlığı ile tarama yapıldığı için her taramadan sonra tarama başlığının dezenfeksiyonundan emin olunmalıdır.
- Nem Kontrolü: Ölçü alınacak bölgenin kan ve tükürük açısından temiz olması ölçünün netliği ve doğruluğu açısından önem taşımaktadır, gingival retraksiyon gerekebilir^{3,4,12}.

- Tarama Yüzeyi: Tarama yüzeyinin parlaklığı ve şeffaflığı ölçü alınırken sorun olabilir¹³.
- Tarama Alanı: Tarama alanı genişledikçe ölçünün başarısı azalır¹⁴⁻²⁰.
- Veri Kaybı: Bu risk de dijital sistemlerin dezavantajlarından sayılabilir. Uygun şekilde yedekleme yapılmazsa bilgisayar çökmesiyle hastaların tüm dijital arşivleri kaybedilebilir. Bu tür riskleri minimize etmek için bulut depolama ve düzenli yedek alma alışkanlıkları geliştirilmelidir.
- Uyumluluk ve Standartlaştırma Sorunları: Dijital sistemlerde farklı marka ve sistemlerin bir arada kullanılması bazen uyum sorunlarına yol açabilir. Açık kaynaklı çözümler, uluslararası standartlar geliştirilerek bu dezavantajın etkisi azalmaktadır.

Dijital sistemlerde iş akışı Logozzo ve arkadaşları tarafından 3'e ayrılmıştır²¹.

1. Geleneksel Dijital İş Akışı

Diş hekimliğinde geleneksel dijital yöntem, geleneksel ölçü alma teknikleriyle başlayan ve dijital üretim teknolojileriyle sonlanan bir iş akışını ifade etmektedir. Bu yöntemde diş hekimi, ölçü kaşığı ve ölçü materyalleri kullanarak hastadan geleneksel yöntemle ölçü alır. Alınan ölçü, ölçü kaşığı ile dental laboratuvara gönderilir. Laboratuvar teknisyeni, ölçünün içine alçı dökerek model oluşturur ve alçının sertleşmesinin ardından bu modeli ekstraoral tarayıcı kullanarak tatar. Tarama işlemi sonucunda, tüm diş arkının üç boyutlu sanal bir dijital modeli elde edilir.

Daha sonra, teknisyen bu dijital modeli kullanarak CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımında protezin tasarımını gerçekleştirir. Tasarım tamamlandıktan sonra, bu veri dosyası CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) sistemine aktarılır. CAM sistemi, kazıma ünitesini kullanarak protezin üretimini sağlar. Üretilen protez, diş hekimi tarafından hasta ağızda prova edilir, oklüzyon kontrol edilir ve gerekirse uyumlamalar yapılır.

Bu yöntemin “geleneksel dijital” olarak adlandırılmasının temel sebebi, sürecin geleneksel ölçü alma yöntemleriyle başlayıp dijital üretim teknolojileriyle tamamlanmasıdır. Günümüzde bu iş akışının daha modern bir alternatifi olarak, alçı model oluşturulmadan doğrudan ölçü kaşığının taranmasıyla üç boyutlu bir dijital model elde edilebilmekte ve süreç daha da hızlandırılabilmektedir.

Bu yöntem, dijital ölçü tekniklerinin erken dönem bir örneği olup hem geleneksel hem de dijital yöntemlerin bir arada kullanıldığı bir köprü niteliği taşımaktadır²¹.

2. Eski Dijital İş Akışı

Dijital diş hekimliğinde iş akışı, genellikle intraoral tarayıcılar kullanılarak alınan ölçülerle başlar. Bu süreçte elde edilen dijital veriler, restorasyonun hazırlanmasında hem dijital hem de konvansiyonel yöntemlerin kullanılmasına olanak tanır. “Eski” terimi, bu yöntemi burada “hızlı dijital iş akışı” olarak anılan en yeni yöntemden ayırmak için kullanılır. Bu bağlamda, eski dijital iş akışı terimi, kazıma ünitesine sahip olmayan ancak bağımsız intraoral tarayıcılarla çalışan klinisyenlerin uyguladığı bir yöntemi tanımlamaktadır.

Diş hekimi, intraoral tarayıcı aracılığıyla hastadan dijital ölçü alır ve elde edilen dijital veriyi laboratuvara iletir. Laboratuvar, dijital dosyayı indirir ve özel bir yazılım yardımıyla diş preparasyonundaki marjinleri işaretleyerek gerekli düzenlemeleri yapar. Düzenlenen dijital dosya, 3D yazıcı kullanılarak stereolitografik (SLA) model haline getirilir. Protez, tercih edilen restorasyon yapım yöntemiyle analog veya tamamen dijital olarak üretilir. Final restorasyon laboratuvardan diş hekimine gönderilir. Diş hekimi, protezi hasta ağızına uygular ve gerekli oklüzyon düzenlemelerini yaparak işlemi tamamlar.

Bu iş akışı, intraoral tarayıcıya sahip olup kazıma ünitesi bulunmayan klinisyenlerin uyguladığı bir yöntemdir. Böylece dijital ölçülerin alınması ve bu ölçülerin işlenmesi süreçleri dijital olarak gerçekleştirilebilirken, restorasyon üretim aşamaları isteğe bağlı olarak konvansiyonel veya tamamen dijital yöntemlerle tamamlanabilir²¹.

3. Hızlı Dijital İş Akışı

Klinisyenin, intraoral tarayıcı ve freze makinesi gibi dijital cihazlarla donatılmış bir klinikte çalıştığı durumlarda, restorasyonların aynı gün içerisinde hastaya teslim edilmesi mümkün olmaktadır. Bu hızlı dijital iş akışı konsepti, özellikle kliniklerde dijital diş hekimliği uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte önemli bir avantaj sağlamaktadır. Diş hekimi, intraoral tarayıcı aracılığıyla dijital ölçüyü alır. Elde edilen dijital veriler, özel CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımlarında kullanılarak restorasyon tasarımı gerçekleştirilir. Tasarım verileri CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) cihazına gönderilir ve restorasyon, kısa bir süre içerisinde CAM ünitesinde kazınarak hazırlanır. Hazırlanan restorasyon, diş hekimi tarafından aynı seansta hastanın ağızına uygulanır. Uygulama sırasında gerekli düzenlemeler yapılarak oklüzyon uyumlaması sağlanır.

Bu iş akışı, klinisyenin intraoral tarayıcı sistemi ve dental kliniklerde kullanılmak üzere tasarlanmış bir freze ünitesine sahip olduğu durumlarda etkin bir şekilde uygulanabilir. İntraoral tarayıcı ile alınan dijital ölçüler CAD yazılımları yardımıyla işlenir ve elde edilen tasarım verileri otomatik olarak freze ünitesine aktarılır. Bitim restorasyonu, freze ünitesinde hazırlanır ve diş hekimi tarafından hastanın ağzına uygulanarak son uyumlamalar gerçekleştirilir²¹.

İmplant üstü protezlerde iş akışına baktığımızda ise geleneksel olarak ölçü postları ve konvansiyonel ölçülerle ölçü alınıp alçı model elde edilip yine geleneksel yöntemlerle protez üretimi yapılabileceği gibi alçı model elde edildikten sonra ekstraoral dijitalizasyon ile alçı modelin ekstraoral dijital tarama başlıklarıyla taranması sonucu üretim aşamasına dijital olarak devam edilebilir. Bu yöntemde alçı model dijital ortama aktarıldıktan sonra CAD yazılımları ile alt yapı, geçici protez veya nihai protez tasarımları yapıp, üretim cihazlarına istenen tasarım aktarılıp üretilir. Tam dijital iş akışında ise geleneksel ölçü postları yerine scan body adı verilen tarama bayrakları ağız içine yerleştirilir. Tarama bayrakları sayesinde implantların ağız içindeki konumları doğru olarak dijital ortama aktarılmış olur. Aktarılan bu verilerden dijital model elde edilip protez dijital olarak tasarlanır ve üretime gönderilir. Her üç yöntemde de model elde edilip protez modele uyumlandıktan sonra hekim tarafından protezin estetik ve fonksiyonel uyumu, implant üstü protezlerin abutment, diş eti ve çevre ağız dokularıyla uyumu incelenip düzenlemeler yapılır²².

Scan body, dijital diş hekimliğinde implant pozisyonunun ve açısının doğru bir şekilde taranıp dijital ortama aktarılmasını sağlayan özel bir alettir. Bir bakıma, geleneksel ölçü postu yerine kullanılan dijital ölçü postu olarak düşünülebilir. Genellikle titanyum, plastik, akrilik veya bu malzemelerin kombinasyonundan üretilir. İmplant üzerine yerleştirilerek intraoral tarayıcılar veya masaüstü tarayıcılar ile dijital ölçü alınmasını sağlar. Scan body'ler sayesinde laboratuvar veya CAD/CAM yazılımları implantın ağız içindeki yerini tam olarak simüle edebilir. Ayrıca, geometrisi sayesinde yazılımda referans noktası oluşturur ve implant ile protez bileşenlerinin doğru konumlandırılmasını sağlar. Sonuç olarak scan body kullanımı, konvansiyonel ölçülerde karşılaşılan elastik deformasyon, malzeme büzülmesi gibi hata risklerini ortadan kaldırarak çok daha hassas implant üstü protez üretimine imkân tanır. Özellikle çoklu implant vakalarında implantların açılarının ve mesafelerinin doğru bir şekilde tespit edilmesini sağlar.

Scan bodyler ile dijital ölçü alımı geleneksel ölçü malzemeleri kullanılmadığı için özellikle bulantı refleksi olan hastalar için daha konfor-

ludur. Ölçü alma ve model hazırlama süreçleri dijitalleştiğinden zaman tasarrufu sağlar. Tekrarlanabilirlik yüksektir. Eksik veya hatalı taramalar anında tespit edilip düzeltilebilir. Ayrıca dijital ölçüler bulut veya veri tabanlarında saklanabildiğinden, gerektiğinde yeniden kullanılabilir. Enfeksiyon kontrolü kolaylaşır, çünkü fiziksel ölçü ve model transferi ortadan kalkar. Kısacası, dijital ölçü ve scan body kullanımı sayesinde hassasiyet artarken hasta konforu ve klinik verimlilik yükselir.

Scan Body Kullanım Aşamaları:

1. İmplantın üzerindeki iyileşme başlıkları çıkarılır. İlk olarak çıkış profili için çevre dokuların taraması yapılır.
2. Ardından implant markası ve sistemi ile uyumlu scan body implanta yerleştirilir ve tam oturduğundan emin olunur, gerekirse radyografi alınarak kontrol edilebilir. Bu tarama verilerinin hatasız olması için kritik önemdedir.
3. İntraoral tarayıcı ile ağız içi tarama gerçekleştirilir. Bu aşamada scan body'nin tüm yüzeyleri eksiksiz kaydedilmelidir. Scan body'nin üstündeki düz yüzeyler ve kenarlar net şekilde taranmazsa, yazılım implant konumunu doğru algılayamayabilir. Bu nedenle scan body yüzeyi kuru olmalı, yüzeyinde tükürük veya kan olmamalıdır. Parlak yüzeyli titanyum scan body'ler için de gerekirse matlaştırıcı sprey kullanılmalıdır.
4. Tarama tamamlandıktan sonra elde edilen dijital ölçü verisi ilgili CAD yazılımına aktarılır. CAD/CAM yazılımı, kullanılan implant sistemine ait scan body kütüphanesini kullanarak taramadaki scan body geometrisini tanır. Böylece implantın ağız içinde tam olarak nerede ve hangi açıda olduğu dijital model üzerinde belirlenir. Bir başka deyişle, yazılım taramadaki scan body'yi, gerçekte temsil ettiği implant analoguyla eşleştirir. Bu eşleştirme sonucunda sanal model üzerinde implantın bağlantı noktası doğru şekilde konumlanır.
5. Dijital model üzerinde implantın yeri belirlendikten sonra, hasta için gerekli üst yapı tasarımına geçilir. CAD yazılımında abutment (dayanak) ve/veya implant üstü protez (köprü, kron, hibrit protez vb.) dijital olarak tasarlanır. Bu tasarım yapılırken implant etrafındaki yumuşak doku profili ve karşı çenedeki dişlerle olan ilişki de hesaba katılır. Tasarım tamamlandıktan sonra CAM aşamasına yani bilgisayar destekli üretime geçilir. Burada tasarım dosyasına uygun şekilde abutment, geçici protez, altyapı veya nihai protez frezelenir ya da 3D yazıcı ile üretilir. Son

olarak üretilen parça hastanın ağzında denenir ve gereken uyum kontrolleri yapılır. Dijital iş akışı, bu süreçte insan hatasını en aza indirgeyip hız kazandırdığı için, scan body ile alınmış dijital ölçülerden üretilen protezlerde genellikle minimum düzeltmeye ihtiyaç duyulur.

Scan body, dijital diş hekimliğinde hassasiyet ve hız açısından büyük avantajlar sağlar ve implant üstü protezlerin başarılı bir şekilde üretilmesi için kritik bir role sahiptir. Tarama sırasında doğru yerleştirilmesi ve tarayıcının kaliteli olması, işlemin başarı oranını artırır²³.

Bununla birlikte, günümüzde klasik dikey konumlu tarama parçalarına ek olarak yatay uzantılı (horizontal) tarama parçaları da geliştirilmiştir. Bu tip scan body'ler, özellikle tam ark implant vakalarında tercih edilmektedir. Yatay düzlemde yer alan uzantılar sayesinde implantlar arasındaki inter-implant ilişkilerin daha güvenilir biçimde taranmasına olanak tanır; böylece ölçü doğruluğu artar ve olası hata payı azalır. Ayrıca, sınırlı interoklüzal mesafe bulunan vakalarda dikey yüksekliğin azaltılması sayesinde daha kolay tarama gerçekleştirilebilmektedir. Bu yatay referanslı sistemler, implant konumlarının daha yüksek doğrulukla dijital modele yansıtılmasını sağlayarak özellikle tam dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda protez uyumunun ve pasif adaptasyonun iyileştirilmesine katkı sağlamaktadır.

Yatay scan body'ler, dikey konumlu klasik tasarımlardan farklı olarak, implant eksenine paralel veya ona dik açıyla yerleştirilebilen, yatay düzlemde uzantılara sahip tarama parçalarıdır. Bu tasarım, implantın çevresel referans düzlemini genişleterek dijital tarama sırasında elde edilen veri miktarını artırır ve bu sayede ölçünün hassasiyeti artar. Yatay uzantılı tarama parçası, özellikle inter-implant mesafesi fazla olan veya implantların açısallık farklılık gösterdiği durumlarda, implantlar arası ilişkinin tek düzlemde daha güvenilir biçimde yakalanmasına yardımcı olur. Literatürde bildirildiği üzere, bu tarama parçalarının kullanımı hem trueness (gerçeğe yakınlık) hem de precision (tekrarlanabilirlik) açısından daha yüksek sonuçlar sağlayabilmektedir. Ayrıca, dikey tip scan body'lere göre daha düşük profil oluşturmaları, sınırlı ağız açıklığı veya posterior bölge taramalarında klinik kolaylık sunar. Bununla birlikte, yatay uzantılı aparatlar her implant sistemiyle uyumlu olmayabilir ve doğru oryantasyonun sağlanması operatör deneyimi gerektirir. Uygun şekilde yerleştirildiğinde ise, dijital ölçü doğruluğunu artıran, tarama süresini kısaltan ve laboratuvar aşamalarındaki veri bütünlüğünü iyileştiren modern bir alternatiftir^{24,25}.

İmplant üstü dijital ölçü alımını takiben protezin dijital olarak tasarlanıp üretilmesinin ardından, sıra protezin hastaya uygulanması aşaması gelir. Bu aşama, protezin ağız içinde prova edilmesi, gerekli düzeltmelerin yapılması ve kalıcı olarak ağız içine uygulanmasını içerir. Dijital iş akışı, protezin ağız içi uygulama sürecini de optimize edecek yenilikler sunmaktadır. CAD/CAM ile üretilen protez, hasta ağzına takıldığında genellikle yüksek bir uyum oranı sergiler. Dijital ölçü ve üretim süreçlerinin hassasiyeti sayesinde, protezin marjinal ve internal uyumu çoğunlukla minimal düzeltme ile yeterli olmaktadır²⁶. Yine de tam oturma kontrolü için genellikle artikülasyon kağıdı ile oklüzal temaslar ve floresan bazlı kontrol spreyleriyle iç yüzey uygunluğu klinikte değerlendirilir. Tam ark implant rehabilitasyonlarında, dijital iş akışıyla birlikte prototip protez üretimi yaygınlaşmıştır. Örneğin, büyük bir implant üstü protez daimi olarak final malzemede üretilmeden önce, geçici veya prototip bir materyalden (PMMA gibi) frezelenerek hastada prova edilebilir. Bu prototip, dijital planlamanın doğruluğunu sınamak ve olası uyum sorunlarını tespit etmek için kullanılabilir. Çift dijital tarama (Double Digital Scan, DDS) tekniği, tam ark vakalarda tüm ölçü ve kayıtların dijital olarak alınmasını ve protez provası aşamalarının azaltılmasını hedefleyen bir yaklaşımdır²⁷⁻³³. Bu teknikte, hastanın mevcut geçici protezi veya kayıt plakları taranarak oklüzal dikey boyut, yüz arku konumu, orta hat, gülme hattı gibi veriler dijital ölçüye entegre edilir; böylece klasik yöntemle ayrı bir çene ilişkisi ölçüsü alınmasına gerek kalmaz. Papaspyridakos ve arkadaşlarının bildirdiğine göre DDS tekniği ile geleneksel yöntemlerde beş seans süren (ölçü, çene ilişkisi, prova, prototip prova, teslim) tam ark protez prosedürü üç seansa indirilebilmektedir^{27,28}. Bu dijital yaklaşım, klinik zamanı azaltırken hasta konforunu da artırmaktadır.

Protezin prova aşamasında saptanabilecek olası uyum sorunları, dijital teknoloji sayesinde daha kolay çözümlenebilmektedir. Eğer prototip protez istenen uyumu sağlamazsa, geleneksel yöntemde tekrar ölçü almak gerekebilirken dijital yöntemde farklı bir çözüm vardır. Örneğin, prototip PMMA protez ağızda yerine yerleştirildikten sonra pasif uyum göstermiyorsa klinisyen prototipi ağız içinde uygun yerlerden kesip yeniden birleştirerek doğru uyumu elde edebilir. Bu düzeltme yapılmış prototip, intraoral tarayıcı ile tekrar taranır ve dijital modele entegre edilir; böylece nihai protez, ayarlamaları yansıtacak şekilde yeniden CAD/CAM ile üretilir²⁹.

Geleneksel ölçü yöntemleri, basit vakalarda hala yaygın olarak kullanılırken, dijital ölçü alma yöntemleri modern diş hekimliğinin temel taşlarından biri haline gelmiştir. Dijital diş hekimliği, sürekli gelişen teknolojilerle implant tedavilerinde devrim yaratmaya devam etmektedir. Yapay zeka destekli planlama, üç boyutlu yazıcılarla üretim gibi yenilik-

ler, implant tedavilerinde daha da hassas ve kişiselleştirilmiş çözümler sunacaktır. Bu gelişmeler hem klinik başarıyı artıracak hem de hasta memnuniyetini daha da üst seviyeye çıkaracaktır.

Dijital teknolojiler, özellikle implant üstü protez uygulamalarında, diş hekimliği pratiğinde bir paradigma değişimi yaratmıştır. Doğru uygulandığında dijital iş akışları ile daha hassas, hızlı ve öngörülebilir tedavi sonuçları elde etmek mümkün hale gelmiştir. Bu dönüşüm, hasta konforundan klinik verimliliğe, protez kalitesinden veri yönetimi ve iletişim kadar pek çok alanda olumlu etkiler göstermektedir. Elbette dijital sistemler belirli bir öğrenme süreci ve teknolojik yatırım gerektirse de güncel literatür ve klinik deneyimler, bu sistemlerin avantajlarının dezavantajlarına açıkça üstün geldiğini ortaya koymaktadır.

Bu noktada dijital diş hekimliğinin geleceği, yalnızca mevcut teknolojilerin optimizasyonuna değil, aynı zamanda yapay zeka destekli planlama, artırılmış gerçeklik ile cerrahi yönlendirme ve gelişmiş üç boyutlu yazıcı materyalleri gibi yeniliklerin entegrasyonuna dayanmaktadır¹. Örneğin, yapay zeka tabanlı analizler sayesinde hekim hatalarının minimize edilmesi veya hastaya özel implant-protez tasarımlarının otomatik önerilmesi gibi ufukta beliren uygulamalar, bugünün dijital başarısını katlayarak artırma potansiyeline sahiptir. Bu süreçte, dijital teknolojilere uyum sağlayan ve bunları geleneksel klinik bilgiyle harmanlayan diş hekimleri, implant tedavilerinde yüksek başarı oranlarına ulaşacaklardır. Sonuç olarak, dijital iş akışları implant üstü protezlerde artık bir seçenek değil, giderek artan oranda kabul gören yeni standart haline gelmektedir. Bu standardın bilimsel temellerini, klinik uygulama ilkelerini ve teknolojik yeniliklerini anlamak hem bugünün hem de yarının diş hekimliği pratiğinde yer alan her klinisyen için kaçınılmaz bir gerekliliktir.

Referanslar

1. Kafedzhieva, A., Vlahova, A., & Chuchulska, B. (2025). Digital Technologies in Implantology: A Narrative Review. *Bioengineering*, 12(9), 927.
2. Tahmaseb, A., Wu, V., Wismeijer, D., Coucke, W., & Evans, C. (2018). The accuracy of static computer-aided implant surgery: A systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 29, 416-435.
3. Punj, A., Bompolaki, D., & Garaicoa, J. (2017). Dental impression materials and techniques. *Dental Clinics*, 61(4), 779-796.
4. Memari, Y., Mohajerfar, M., Armin, A., Kamalian, F., Rezayani, V., & Beyabanaki, E. (2019). Marginal adaptation of CAD/CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: a literature review. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e536-e544.
5. Londono, J., Abreu, A., Baker, P. S., & Furness, A. R. (2015). Fabrication of a definitive obturator from a 3D cast with a chairside digital scanner for a patient with severe gag reflex: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(5), 735-738.
6. Hu, F., Pei, Z., & Wen, Y. (2019). Using intraoral scanning technology for three-dimensional printing of Kennedy class I removable partial denture metal framework: A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e473-e476.
7. Sfondrini, M. F., Gandini, P., Malfatto, M., Di Corato, F., Trovati, F., & Scribante, A. (2018). Computerized casts for orthodontic purpose using powder-free intraoral scanners: accuracy, execution time, and patient feedback. *BioMed research international*, 2018(1), 4103232.
8. Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., & Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems-a current overview. *International journal of computerized dentistry*, 18(2), 101-129.
9. Luqmani, S., Jones, A., Andiappan, M., & Cobourne, M. T. (2020). A comparison of conventional vs automated digital Peer Assessment Rating scoring using the Carestream 3600 scanner and CS Model+ software system: A randomized controlled trial. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 157(2), 148-155.
10. Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC oral health*, 17(1), 149.
11. Ahmed, K. E., Wang, T., Li, K. Y., Luk, W. K., & Burrow, M. F. (2019). Performance and perception of dental students using three intraoral CAD/CAM scanners for full-arch scanning. *Journal of prosthodontic research*, 63(2), 167-172.
12. Patel, N. (2010). Integrating three-dimensional digital technologies for comprehensive implant dentistry. *The journal of the American dental association*, 141, 20S-24S.
13. Dutton, E., Ludlow, M., Mennito, A., Kelly, A., Evans, Z., Culp, A., ...

- & Renne, W. (2020). The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 204-218.
14. Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review. *Journal of Prosthodontics*, 27(1), 35-41.
15. Braian, M., & Wennerberg, A. (2019). Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 122(2), 129-136.
16. Alsharbaty, M. H. M., Alikhasi, M., Zarrati, S., & Shamshiri, A. R. (2019). A clinical comparative study of 3-dimensional accuracy between digital and conventional implant impression techniques. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), e902-e908.
17. Ender, A., Zimmermann, M., & Mehl, A. (2019). Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *International journal of computerized dentistry*, 22(1), 11-19.
18. Mangano, F. G., Hauschild, U., Veronesi, G., Imburgia, M., Mangano, C., & Admakin, O. (2019). Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC oral health*, 19(1), 101.8
19. Park, G. H., Son, K., & Lee, K. B. (2019). Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(5), 803-810.
20. Keul, C., & Güth, J. F. (2020). Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison. *Clinical oral investigations*, 24(2), 735-745.
21. Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., & Mäkyinen, A. (2014). Recent advances in dental optics—Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and lasers in engineering*, 54, 203-221.
22. Özyer, E. K., Kahramanoğlu, E., Aslan, Y. U., & Özkan, Y. (2019). İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Ölçü Yöntemleri ve Materyalleri: Derleme. *European Journal of Research in Dentistry*, 3(2), 124-132.
23. Kiraz, M. S., & Çevik, P. (2022). İmplant Üstü Protezlerde Konvansiyonel ve Dijital Ölçü Teknikleri. *Selcuk Dental Journal*, 9(1), 268-277.
24. Laureti, A., Marques, T., Pitta, J., Fehmer, V., Sailer, I., Pozzi, A., & Azevedo, L. (2025). Influence of Horizontal Intraoral Scan Bodies on the Trueness of Digital Impressions for Complete-Arch Prostheses on Four Implants: An In Vitro Evaluation. *Clinical oral implants research*, 36(10), 1287–1295.
25. Azevedo, L., Laureti, A., Marques, T., Pitta, J., Fehmer, V., Pozzi, A., & Sailer, I. (2025). Effect of Horizontal and Vertical Intraoral Scan Bodies on the Trueness of Complete-Arch Digital Implant Impressions:

A Comparative In Vitro Study With Six Implants. *Clinical oral implants research*, 36(9), 1136–1145.

26. Kafedzhieva, A., Vlahova, A., & Chuchulska, B. (2025). Digital Technologies in Implantology: A Narrative Review. *Bioengineering*, 12(9), 927.
27. Papaspyridakos, P., Vazouras, K., Gotsis, S., Bokhary, A., Sicilia, E., Kudara, Y., ... & Chochlidakis, K. (2023). Complete digital workflow for prosthesis prototype fabrication with double digital scanning: a retrospective study with 45 edentulous jaws. *Journal of Prosthodontics*, 32(7), 571-578.
28. Chochlidakis, K., Romeo, D., Ercoli, C., & Papaspyridakos, P. (2022). Complete digital workflow for prosthesis prototype fabrication with the double digital scanning (DDS) technique: a prospective study on 16 edentulous maxillae. *Journal of Prosthodontics*, 31(9), 761-765.
29. Papaspyridakos, P., Chen, Y. W., Gonzalez-Gusmao, I., & Att, W. (2019). Complete digital workflow in prosthesis prototype fabrication for complete-arch implant rehabilitation: a technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(3), 189-192.
30. Monaco, C., Scheda, L., Ciocca, L., & Zucchelli, G. (2018). The prototype concept in a full digital implant workflow. *The Journal of the American Dental Association*, 149(10), 918-923.
31. Papaspyridakos, P., Chochlidakis, K., Kang, K., Chen, Y. W., Alghfeli, A., Kudara, Y., & Weber, H. P. (2020). Digital workflow for implant rehabilitation with double full-arch monolithic zirconia prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 29(6), 460-465.
32. Papaspyridakos, P., De Souza, A., Bathija, A., Kang, K., & Chochlidakis, K. (2021). Complete digital workflow for mandibular full-arch implant rehabilitation in 3 appointments. *Journal of Prosthodontics*, 30(6), 548-552.
33. Marinis, A., Papaspyridakos, P., Sicilia, E., Bernardes, S. R., Touloumi, F., Chochlidakis, K., & Weber, H. P. (2022). Digital workflow for double complete arch zirconia prostheses utilizing a novel scan body. *Journal of Prosthodontics*, 31(1), 4-8.

Bölüm 4

PROTETİK DİŞ HEKİMLİĞİNDE FOTOPOLİMER DENTAL REÇİNELER

Esra Ayşe DİLAVERLER YARDIM'

Selen Elif MERT²

Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD, ORCID: 0000-0002-7066-3032
Doktora Öğrencisi, İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD, ORCID: 0000-0001-8018-9381

GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinde kullanılan üretim yöntemleri, son yıllarda dijital teknolojilerin gelişimine paralel olarak önemli bir dönüşüm sürecinden geçmektedir. Geleneksel döküm, presleme ve frezeleme temelli üretim yöntemlerinin yerini, bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemleri (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing – CAD/CAM) ile birlikte eklemeli üretim teknolojileri (Additive Manufacturing – AM) almaya başlamıştır. Bu teknolojiler, üretim doğruluğunu ve işlem hızını artırarak materyal kullanımında verimlilik sağlamış, aynı zamanda kişiye özgü protetik restorasyonların üretilmesini mümkün kılmıştır.

Dijital üretim yöntemlerinin benimsenmesi, yalnızca teknik bir yenilik değil; aynı zamanda klinik protetik yaklaşımın felsefesinde de belirgin bir değişime yol açmıştır. CAD/CAM ve eklemeli üretim temelli sistemler, üretim süreçlerinin standartlaşması, tekrarlanabilirliği ve dijital doğrulama olanakları sayesinde, manuel işleme dayalı varyasyonları azaltmakta ve öngörülebilir klinik sonuçlar elde edilmesini kolaylaştırmaktadır (Revilla-León ve Özcan, 2019). Bu dönüşüm, laboratuvar bağımlılığını azaltmakta, klinik uygulamalarda işlem sürelerini kısaltmakta ve hasta memnuniyetini artırmaktadır.

Eklemeli üretim teknolojileri, dijital ortamda oluşturulan üç boyutlu model verilerinin, belirli bir düzen içinde katman katman eklenmesi prensibine dayanmaktadır. Geleneksel eksiltmeli üretim tekniklerinin aksine, materyal kazıma veya aşındırma yerine katman ekleme prensibiyle çalışan bu yöntem, malzeme kaybını azaltmakta, karmaşık geometrilerin üretimine olanak tanımakta ve kişiye özel restorasyonların yüksek hassasiyetle üretilmesini mümkün kılmaktadır (Mangano ve ark., 2020; Alifui-Segbaya ve ark., 2020). Ayrıca, dijital veri temelli üretim süreci, tasarım dosyalarının güvenli biçimde saklanması, tekrar üretimi ve modifikasyonuna olanak sağlayarak klinik izlenebilirliği artırmaktadır.

Eklemeli üretim sistemlerinin diş hekimliği pratiğinde klinik olarak uygulanabilir hale gelmesi, fotopolimer bazlı reçine materyallerinin geliştirilmesiyle mümkün olmuştur. Bu materyaller, belirli dalga boyundaki ışık altında fotopolimerizasyon yoluyla sertleşen monomer, oligomer ve fotobaşlatıcı bileşenlerden oluşmaktadır. Polimerizasyon mekanizmasının kontrol edilebilir olması, bu reçinelerin mekanik dayanım, optik stabilite ve biyouyumluluk açısından farklı klinik gereksinimlere göre optimize edilmesine imkân tanımaktadır. Başlangıçta yalnızca modeller ve cerrahi rehberler için tasarlanan reçineler, günümüzde geçici restorasyonlar, implant üstü yapılar, protez kaideleri, ölçü kaşıkları, oklüzal splintler ve ortodontik apareyler dahil olmak üzere geniş bir uygulama

alanına sahiptir (Unkovskiy ve ark., 2021).

Dijital iş akışının sunduğu hız, doğruluk ve tekrarlanabilirlik avantajları, eklemeli üretim teknolojilerini hem laboratuvar hem de klinik süreçlerde verimli, maliyet etkin ve standartlaştırılabilir bir üretim alternatifi haline getirmiştir. Fotopolimer reçine kimyasındaki son gelişmeler, bu materyallerin yalnızca geçici restorasyonlarda değil, aynı zamanda daimi restoratif uygulamalarda da kullanılabileceğini ortaya koymaktadır (Kessler ve ark., 2022). Ayrıca, son dönemde geliştirilen biyobazlı ve hibrit reçine formülasyonları, çevresel sürdürülebilirlik ve biyouyumluluk açısından bu teknolojinin potansiyelini artırmaktadır.

Sonuç olarak, eklemeli üretim teknolojileri, protetik diş hekimliğinde üretim süreçlerini yeniden tanımlamış ve dijital iş akışının ayrılmaz bir bileşeni haline gelmiştir. Bu sistemler, dijital tasarım, malzeme bilimi ve klinik uygulama arasındaki entegrasyonu güçlendirerek, günümüzde yalnızca bir üretim yöntemi değil, dijital temelli, öngörülebilir ve hasta merkezli bir tedavi anlayışını temsil etmektedir.

1. 3B Baskı Teknolojileri

Eklemeli üretim sistemleri, dijital diş hekimliğinde kişiye özel üretimi mümkün kılan temel teknolojilerdendir. Bu sistemlerde dijital olarak tasarlanan model, materyalin katman katman eklenmesiyle üç boyutlu biçimde oluşturulur. Hem laboratuvar hem de klinik süreçlerde yüksek doğruluk, tekrarlanabilirlik ve zaman tasarrufu sağlamaktadır. Geleneksel üretim yöntemlerinde karşılaşılan malzeme kaybı, uzun işlem süreleri ve operatöre bağlı değişkenlikler, eklemeli üretim sistemlerinin kullanımının artmasıyla önemli ölçüde azaltılmıştır. Ayrıca, dijital tasarım verilerinin klinik ve laboratuvar ortamları arasında kolaylıkla aktarılabilmesi, üretim sürecinde standardizasyonun sağlanmasına ve hata oranının azalmasına katkıda bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan 3B baskı teknolojileri genel olarak iki ana grupta incelenmektedir: fotopolimerizasyon temelli sistemler ve diğer ileri üretim teknolojileri.

Fotopolimerizasyon Sistemleri (SLA, DLP, LCD)

Fotopolimerizasyon temelli yazıcılar, diş hekimliği pratiğinde en yaygın kullanılan 3B baskı sistemleridir. Bu teknoloji, ışığa duyarlı sıvı reçinenin belirli dalga boyundaki ışıkla katman katman sertleştirilmesi esasına dayanır (Şekil 1). Katman kalınlığı genellikle 25–100 mikrometre arasında değişir ve bu parametre baskı süresi ile yüzey kalitesini doğrudan etkiler (Unkovskiy et al., 2021). Yüksek çözünürlük ve düzgün yüzey kalitesi sunmaları, bu sistemleri özellikle geçici restorasyon, cerrahi rehber, model ve protez kaide üretiminde tercih edilir hâle getirmiştir.

- **SLA (Stereolitografi):** SLA sistemleri, ultraviyole lazer ışını kullanarak sıvı rezini noktasal olarak polimerize eder. Bu yöntemle yüksek çözünürlükte ve karmaşık geometrili yapılar üretilebilir. Ancak baskı süresi görece uzundur ve işlem sonrası (post-curing, destek temizliği) aşamaları daha fazla zaman gerektirir. SLA baskılar, 0.025–0.05 mm hassasiyetle üretim yapabildiğinden, implant cerrahi rehberleri, hassas modelleme çalışmaları ve estetik bölge geçici restorasyonları için uygundur (Revilla-León & Özcan, 2019). Bununla birlikte, sistemin lazer tabanlı olması nedeniyle ekipman maliyeti yüksektir ve reçine tüketimi fazladır.

Avantajları: Yüksek çözünürlük, detay başarısı, pürüzsüz yüzey.

Sınırlılıkları: Yavaş üretim, yüksek ekipman maliyeti, reçine kaybı.

- **DLP (Digital Light Processing):** DLP sistemleri, sıvı rezinin katmanlarını tek seferde sertleştiren dijital projektör ışığı kullanır. Bu nedenle SLA'ya kıyasla baskı süresi yaklaşık %40–60 oranında daha kısadır. Katman bazında toplu kütleme sayesinde üretim hızı artar; ancak her katmanda ışık dağılımı kenar bölgelerde hafif çözünürlük düşüşüne yol açabilir. Bu sistemler, laboratuvar modelleri, geçici köprüler, splintler ve cerrahi rehberlerin seri üretiminde yaygın olarak kullanılır. Ayrıca, tek platformda çoklu baskı yapabilme kapasitesi klinik verimliliği artırır. Tek baskıda çok sayıda örnek üretebilme avantajı, klinik verimliliği artırır.

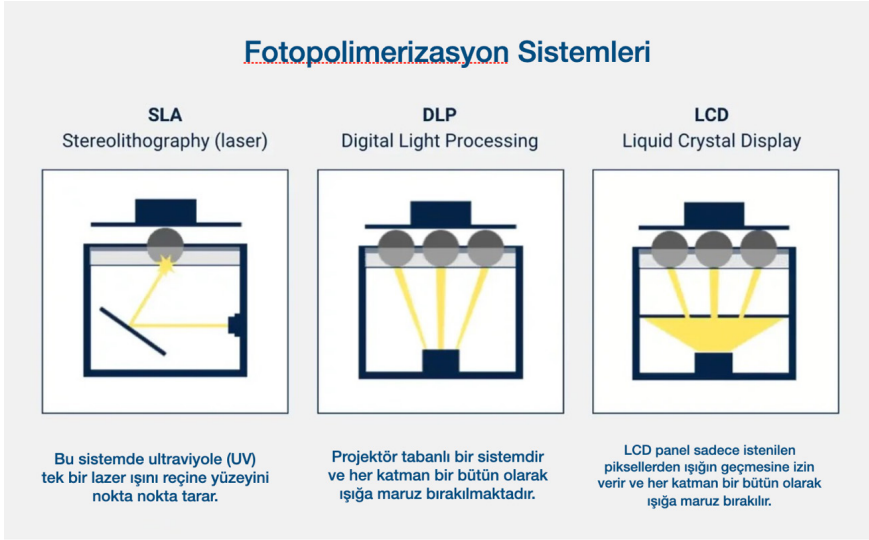
Avantajları: Hızlı üretim, yüksek verimlilik, seri baskı olanağı.

Sınırlılıkları: Kenar bölgelerde ışık difüzyonu nedeniyle çözünürlük kaybı, periyodik projektör kalibrasyonu ihtiyacı.

- **LCD (Liquid Crystal Display):** LCD sistemleri, LED ışık kaynağından gelen ışığı LCD ekran aracılığıyla reçine havuzuna yansıtarak polimerizasyonu sağlar. Bu teknoloji, DLP sistemlerine benzer şekilde katman bazlı sertleşme prensibiyle çalışır, ancak ışık yoğunluğu ve homojenliği ekran kalitesine bağlıdır. Baskı maliyeti düşük, cihaz bakımı kolaydır. Bu nedenle LCD yazıcılar küçük ölçekli kliniklerde, eğitim ortamlarında ve prototip üretiminde sık tercih edilir. Çözünürlük ve yüzey kalitesi SLA ve DLP'ye göre nispeten düşüktür; ancak hasta başı geçici restorasyon veya ölçü kaşığı gibi düşük yük altındaki yapılar için yeterlidir.

Avantajları: Düşük maliyet, kolay kullanım, bakım kolaylığı.

Sınırlılıkları: Orta çözünürlük, ekran ömrü sınırlaması, reçine seçimi kısıtlılığı.



Şekil 1: Fotopolimerizasyon Sistemleri

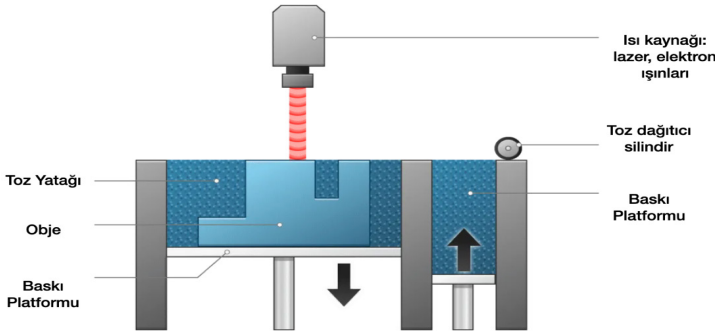
Diğer Teknolojiler (FDM, Jetting, Powder Bed Fusion vb.)

Fotopolimerizasyon dışındaki sistemler diş hekimliğinde daha sınırlı, ancak belirli alanlarda tamamlayıcı rol üstlenir.

Malzeme Ekstrüzyonu (FDM – Fused Deposition Modeling): Eritilmiş termoplastik filamentlerin katman katman biriktirilmesi prensibine dayanır. Reçine tabanlı sistemlere kıyasla yüzey kalitesi daha düşüktür, bu nedenle doğrudan restoratif üretimlerde sınırlıdır. Bu yöntem düşük maliyetli donanım ve sarf malzemeleri sayesinde kolay erişilebilir bir teknoloji olarak öne çıkmaktadır. Ancak üretim sırasında katmanlar arası bağlanmanın sınırlı olması, basım süresince oluşabilecek boşluklar ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler, elde edilen ürünlerin çözünürlük ve mekanik dayanım açısından fotopolimerizasyon veya toz füzyonu tabanlı yöntemlerle karşılaştırıldığında daha zayıf olmasına yol açmaktadır (van Noort, 2012). Diş hekimliği bağlamında malzeme ekstrüzyonu tabanlı sistemler genellikle yüksek doğruluk gerektirmeyen uygulamalarda tercih edilmektedir. Örneğin ortodontik tedavi planlamasında çalışma modellerinin hazırlanmasında, cerrahi planlamaya yönelik anatomik modellerin üretilmesinde ve eğitim amaçlı diş veya çene prototiplerinin oluşturulmasında kullanıldığı bildirilmektedir (Camardella et al., 2017). Bununla birlikte, mekanik dayanımın ve yüzey kalitesinin sınırlı olması nedeniyle sabit protezler, implant üstü yapılar veya uzun dönemli restoratif uygulamalar gibi klinik olarak yük taşıyan alanlarda kullanılmaları uygun bulunmamaktadır.

Material Jetting: Sıvı rezin damlacıkları püskürtülerek eş zamanlı polimerize edilir. Bu sistemin en önemli avantajı, farklı malzemelerin ve renklerin aynı anda işlenebilmesi ve yüksek yüzey kalitesi elde edilebilmesidir. Diş hekimliği tarafında daha çok estetik planlama prototipleri, eğitim modelleri ve cerrahi simülasyonlar için kullanılmaktadır (González de Villaumbrosia et al., 2020). Bununla birlikte, mekanik dayanım sınırlı olduğundan daimi restorasyonlarda kullanım imkânı bulunmamaktadır. Ayrıca bu sistemlerin maliyetinin yüksek olması ve kullanılan malzemelerin biyouyumluluk açısından sınırlı çeşitliliğe sahip olması, yaygın klinik kullanımını kısıtlamaktadır (Alharbi et al., 2016).

Powder Bed Fusion: Toz halindeki polimer veya metal partiküllerin lazer ya da elektron ışını ile sinterlenmesi esasına dayanır. Katman katman ilerleyen bu üretim süreci, karmaşık geometrilere sahip yapıların yüksek mekanik dayanım ile elde edilmesine olanak tanır. Powder Bed Fusion'da yapı platformu üzerine ince bir toz tabakası serilir, ardından lazer veya elektron ışını bu tabakanın gerekli bölgelerini eriterek birleştirir. Her katman tamamlandığında platform aşağı iner, yeni toz tabakası yayılır ve bu işlem model tamamen oluşuncaya kadar tekrarlanır (Şekil 2). Diş hekimliğinde özellikle metal altyapı protezler ve implant abutment üretiminde kullanılır. Bu grup, özellikle metal alaşımların yüksek mekanik dayanım ile işlenmesine imkân tanıdığı için diş hekimliğinde sabit protez altyapıları, parsiyel protez iskeletleri, implant abutmentleri ve titanyum implantların üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır (Mangano et al., 2017). Bununla birlikte Powder Bed Fusion teknolojilerinin en önemli dezavantajı, üretilen yüzeylerin genellikle pürüzlü olması ve post-processing işlemlerinin (örneğin tesfiye, polisaj) zorunlu hale gelmesidir. Ayrıca üretim maliyetlerinin yüksekliği ve cihaz boyutlarının büyük olması, klinik kullanımı çoğunlukla dental laboratuvarlarla sınırlı tutmaktadır (Revilla-León & Özcan, 2019).



Şekil 2: Powder Bed Fusion Sistemi

Sheet Lamination: İnce tabakaların yapıştırılması veya kaynaştırılması prensibine dayanır. Diş hekimliği alanında sınırlı düzeyde kullanım alanı bulmuş olup, özellikle eğitim amaçlı anatomik modellerin hazırlanmasında tercih edilmektedir (Frazier, 2014). Yöntemin düşük maliyeti ve basitliği avantaj sağlasa da, mekanik dayanım ve yüzey kalitesi açısından yetersiz kalması nedeniyle klinik restoratif uygulamalarda kullanımı mümkün değildir. Buna rağmen, dental eğitim ve planlama süreçlerinde anatomik yapıların düşük maliyetli biçimde modellenmesi için uygun bir yöntem olarak değerlendirilmektedir.

Tablo 1. 3B Baskı Sistemlerinin Karşılaştırılması

YÖNTEM	ENERJİ TÜRÜ	ÜRETİM HIZI/ ÇÖZÜNÜRLÜK	DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANIM DÜZEYİ	KULLANILAN MATERYALLER	KULLANIM ALANI
LCD	LED + LCD ekran	Orta / Orta	Yaygın kullanım	Fotopolimer reçineler	Klinik ve eğitim amaçlı prototipler, model üretimi
DLP	Dijital projektör (UV/LED)	Yüksek / Yüksek	Yaygın kullanım	Fotopolimer reçineler	Ortodontik modeller, cerrahi rehberler, geçici restorasyonlar
SLA	UV lazer	Orta / Çok Yüksek	Yaygın kullanım	Fotopolimer reçineler	Cerrahi rehberler, geçici restorasyonlar, hassas modeller

Sheet Lamination	Material Jetting	Powder Bed Fusion	Materyal Ekstrüzyonu
Ultrasonik kaynak / yapıştırma	Püskürtme kafası + UV kür	Lazer/elektron ışıını	Isıtılmış nozul (termoplastik ekstrüzyon)
Yüksek / Düşük	Orta / Yüksek	Düşük / Yüksek	Orta / Düşük
Nadir kullanım	Sınırlı kullanım	Yaygın kullanım	Sınırlı kullanım
Polimer veya kâğıt tabakalar	Fotopolimer reçineler (çoklu malzeme/rek) Estetik planlama, simülasyon modelleri, çok materyalli baskılar	Co-Cr alaşımları, titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V)	PLA, ABS, PEEK/PEKK
Eğitim amaçlı anatomik modeller		Sabit protez altyapıları, parsiyel protez iskeletleri, implant parçaları	Ortodontik modeller, eğitim amaçlı prototipler

2. Fotopolimer Dental Reçinelerin Yapısı ve Sınıflandırılması

Eklemeli üretim teknolojilerinde kullanılan dental fotopolimer reçineler, dijital diş hekimliğinde üretilen modellerin, geçici ve daimi restorasyonların, cerrahi rehberlerin ve protez kaidelerinin temel yapı taşlarını oluşturur. Bu materyaller; ışığa duyarlı monomerler (çoğunlukla metakrilat veya dimetakrilat türevleri), oligomerler, çapraz bağlayıcı ajanlar ve fotobaşlatıcılardan oluşur. Polimerizasyon işlemi, belirli dalga boyundaki ışığın etkisiyle zincir reaksiyonu şeklinde gerçekleşir. Bu sürecin et-

kinliği; kullanılan ışık kaynağının spektral özellikleri, katman kalınlığı, oksijen inhibisyonu ve post-curing koşullarıyla yakından ilişkilidir (Van Noort ve ark., 2020).

Fotopolimer rezinlerin bileşimi ve formülasyonu, eklemeli üretimle elde edilen dental ürünlerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik performansını belirleyen temel unsurdur. Kullanılacak rezinenin seçimi; uygulama alanına (ör. geçici restorasyon, cerrahi guide, model rezini, hibrit sistem), ışık kaynağı tipine (lazer, DLP, LCD) ve post-processing parametrelerine bağlı olarak optimize edilmelidir. Fotopolimer rezinler monomerler, oligomerler ve fotobaşlatıcılar olmak üzere üç temel bileşenden oluşmaktadır.

Monomerler, fotopolimer rezinlerde esas yapı taşı metakrilat ve akrilat esaslı monomerlerdir. En sık kullanılan monomerler arasında bisfenol A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve etoksietil metakrilat (EEMA) bulunur (Lovell et al., 2001). Monomerler, viskoziteyi ve çapraz bağlanma derecesini belirleyerek polimerizasyonun akışkanlığını ve mekanik dayanımı etkiler. Bis-GMA yüksek çapraz bağlanma potansiyeliyle sert ve dayanıklı bir yapı sağlarken kırılabilirliği artırır; UDMA daha düşük viskozitesiyle polimerizasyon büzülmesini azaltır; TEGDMA ise akışkanlığı artırarak çapraz bağ yoğunluğunu düzenler.

Oligomerler (örneğin poliüretan akrilatlar), reçineye esneklik ve darbe dayanımı kazandırır. Monomerlerin sert yapısını dengelemek ve polimerizasyon sırasında oluşan iç gerilmeleri azaltmak amacıyla formülasyona eklenir (Velo et al., 2022).

Fotobaşlatıcı ajanlar, belirli dalga boyundaki ışığı absorbe ederek serbest radikal oluşturur ve polimerizasyonu başlatır. VPP sistemlerinde sıklıkla camphorquinone (CQ), phenylbis(2,4,6-trimethylbenzoyl) phosphine oxide (BAPO) ve diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide (TPO) kullanılır. Fotobaşlatıcının ışık kaynağıyla uyumu, kür derinliğini ve dolayısıyla baskının mekanik bütünlüğünü doğrudan belirler (Neumann et al., 2020).

Fotopolimer reçinelerin klinik performansı, kimyasal yapıdaki fonksiyonel grupların yanı sıra katı faz içeriği, fotobaşlatıcı tipi ve polimer ağ yoğunluğu gibi parametrelerden de etkilenmektedir. Bu nedenle üreticiler, mekanik dayanım, yüzey pürüzsüzlüğü ve biyouyumluluk gibi özellikleri optimize etmek amacıyla reçine formülasyonlarını sürekli olarak geliştirmektedir. Günümüzde, fotopolimer reçineler kimyasal yapılarına ve klinik kullanım amaçlarına göre altı temel grupta sınıflandırılmaktadır: model reçineleri, geçici/restoratif reçineler, cerrahi rehber reçineleri,

protez kaide ve ölçü kaşığı reçineleri, oklüzal splint/gece plağı reçineleri ve daimi/hibrit reçineler (Revilla-León ve Özcan, 2019; Alharbi ve ark., 2021; Kessler ve ark., 2022; Yüceer ve ark., 2025). Bu sınıflama, materyallerin yalnızca kullanım amacına göre değil, ışık geçirgenliği, viskozite, mekanik direnç ve biyouyumluluk özellikleri açısından da farklı formülasyonlara sahip olduğunu göstermektedir. Her reçine tipi, kendine özgü fiziksel ve kimyasal gereksinimlere göre optimize edilmekte olup; post-processing süreci, nihai mekanik dayanım ve klinik başarı üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir.

Model Reçineleri (Model Resins)

Model reçineleri, dijital ölçü verilerinin fiziksel forma dönüştürülmesinde kullanılır. Bu materyaller yüksek boyutsal doğruluk, düşük polimerizasyon büzülmesi ve pürüzsüz yüzey kalitesi sunar. Renk olarak genellikle opak gri veya bej tonları tercih edilir; bu sayede diş ve yumuşak doku kontrastı daha kolay değerlendirilir. Eklemeli üretim modelleri, geleneksel alçı modellerin yerini almış ve dijital arşivleme olanağı sağlamıştır. Kullanım örnekleri: NextDent Model 2.0, Detax Freeprint Model, Formlabs Model Resin (Zhang et al., 2021).

Bu reçineler, dijital ölçülerin klinik doğruluğunu fiziksel forma en doğru şekilde aktaran materyal grubudur.

Geçici / Restoratif Reçineler (Temporary Restorative Resins)

Geçici kuron ve köprülerin üretiminde kullanılır. Bu reçineler, kısa süreli klinik kullanımda estetik, kenar uyumu ve yüzey pürüzsüzlüğü açısından yüksek performans göstermelidir. Eklemeli üretim yöntemiyle üretilen geçici restorasyonlar, CAD/CAM freze bloklara kıyasla daha az materyal israfı ve hızlı yeniden üretim avantajı sunar. Örnekler: NextDent C&B, Formlabs Temporary CB Resin, Detax Freeprint Temp. Çalışmalar bu materyallerin kenar uyumu ve oklüzal doğruluğunun tatmin edici olduğunu göstermektedir (Alharbi et al., 2021).

Bu reçineler, dijital geçiş sürecinde estetik ve fonksiyonun korunmasını sağlayan temel ara materyallerdir.

Cerrahi Rehber Reçineleri (Surgical Guide Resins)

Bu reçineler biyouyumlu tıbbi sınıf IIa materyaller olarak sertifikalandırılmıştır. Yüksek mekanik rijitlik, optik saydamlık ve sterilizasyon dayanımı özellikleriyle implant cerrahisinde güvenilir konumlandırma sağlar. Fotopolimerizasyon sonrası yetersiz kürlenme, yüzey pürüzlülüğü ve monomer kalıntısı riskini artırabileceğinden üretici protokollerine uyum önemlidir. Klinikte sık kullanılan örnekler: NextDent SG, Form-

labs Surgical Guide Resin (Revilla-León & Özcan, 2019).

Cerrahi rehber reçineleri, dijital cerrahi planlamanın doğruluğunu hastaya güvenli biçimde aktaran materyallerdir.

Protez Kaide ve Ölçü Kaşığı Reçineleri (Denture Base / Tray Resins)

Bu grup, kimyasal olarak benzer yapıda olan ancak farklı klinik gereksinimlere hizmet eden iki alt reçine tipini kapsar: Protez kaide reçineleri ve ölçü kaşığı reçineleri.

Protez kaide reçineleri, tam ve parsiyel protezlerin akrilik tabanlarının üretiminde kullanılır. Yüksek kırılma dayanımı, düşük su emilimi, renk stabilitesi ve biyouyumluluk bu materyallerin temel gereksinimleridir. Ekllemeli üretimle üretilen protez kaideleri, konvansiyonel sıcak polimerize akriliklerle benzer mekanik özellik gösterirken, post-curing süresi ve ışık yoğunluğu nihai dayanımı belirleyici rol oynar (Kessler et al., 2022). Örnek materyaller: NextDent Denture Base, DENTCA Denture Base, Detax Freeprint Denture.

Ölçü kaşığı reçineleri, bireyselleştirilmiş ölçü kaşıklarının üretiminde kullanılır. Bu materyallerde sertlik, boyutsal kararlılık ve deformasyona direnç öne çıkar. 3B baskı ile üretilen ölçü kaşıkları, konvansiyonel akriliklere kıyasla daha hafif ve ölçü doğruluğu açısından daha güvenilirdir. Örnek: NextDent Tray, Detax Freeprint Tray (Şekil 3).

Bu iki reçine grubu, dijital protez planlama sürecinde ölçüden protez kaidesine uzanan zincirin tamamlayıcı elemanlarıdır.

Oklüzal Splint ve Gece Plağı Reçineleri (Splint / Night Guard Resins)

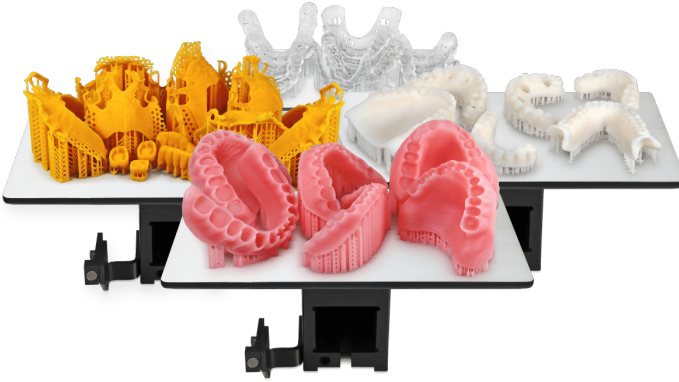
Son yıllarda oklüzal splint ve brüksizm plaklarının dijital olarak üretilmesiyle birlikte bu amaç için özel reçine formülasyonları geliştirilmiştir. Splint reçineleri, yüksek elastik modül, uzun süreli ağız içi stabilite ve şeffaflık gereksinimlerini karşılamak üzere tasarlanmıştır. Bu materyaller biyouyumlu olup uzun dönem ağız içi temas için güvenlidir. Örnek: NextDent Splint, Formlabs Dental LT Clear, Detax Freeprint Splint.

Splint reçineleri, fonksiyonel oklüzal tedavilerde dijital üretim zincirinin en yeni halkasını temsil etmektedir. (Şekil 3)

Daimi / Hibrit Reçineler (Permanent / Hybrid Resins)

Bu reçineler, uzun dönem klinik kullanım amacıyla geliştirilen hibrit kompozit materyallerdir. İçeriklerindeki seramik veya nano doldurucu partiküller, aşınma direncini ve kırılma dayanımını artırır. Renk stabilitesi ve translüsensi özellikleri, estetik bölgelerde kullanım potansiyelini güçlendirmiştir. Formlabs Permanent Crown Resin ve NextDent C&B MFH, bu sınıfta klinik onay alan materyallerdendir (Jiang et al., 2022; Kessler et al., 2022).

Hibrit reçineler, gelecekte daimi restorasyonlarda tam dijital üretim hedefinin en önemli bileşeni olarak değerlendirilmektedir (Şekil 3).



Şekil 3: Model, Daimi ve Gece Plağı Reçineleri

Tablo 2. Reçine tipleri ve kullanım alanları

Reçine Tipi	Klinik Kullanım Alanı	Temel Özellikler	Örnek Materyaller
Model Reçineleri	Tanısal modeller, implant planlaması	Boyutsal doğruluk, düşük büzülme, opak renk	NextDent Model 2.0, Detax Freeprint Model
Geçici Restoratif Reçineler	Geçici kuron ve köprüler	Kısa süreli kullanım, yüksek yüzey kalitesi	NextDent C&B, Formlabs Temporary CB Resin

Cerrahi Rehber Reçineleri	İmplant rehberleri	Biyouyumluluk, sterilizasyon dayanımı	NextDent SG, Formlabs Surgical Guide
Protez Kaide Reçineleri	Tam ve parsiyel protez tabanları	Kırılma dayanımı, renk stabilitesi	NextDent Denture Base, DENTCA Base
Ölçü Kaşığı Reçineleri	Bireyselleştirilmiş ölçü kaşıkları	Sertlik, boyutsal kararlılık	NextDent Tray, Detax Freeprint Tray
Splint Reçineleri	Oklüzal splint ve brüksizm plakları	Elastik modül, uzun dönem stabilite	NextDent Splint, Formlabs Dental LT Clear
Daimi / Hibrit Reçineler	Uzun dönem restorasyonlar	Seramik dolgulu yapı, estetik translüsensi	Formlabs Permanent Crown, NextDent C&B MFH

3. Fotopolimer Dental Reçinelerin Klinik Performansı

Dijital protez uygulamalarında kullanılan materyallerin klinik başarısı yalnızca üretim hızıyla değil, uzun dönem fonksiyonel performans, biyolojik uyumluluk ve hasta memnuniyetiyle de yakından ilişkilidir. Ekleme üretim teknolojileriyle geliştirilen fotopolimer reçineler, kısa sürede üretim olanağı sunarken; mekanik dayanım, estetik görünüm, biyouyumluluk ve klinik verimlilik açısından farklı performans profilleri sergileyebilmektedir (Revilla-León ve Özcan, 2019; Kessler ve ark., 2022). Bu parametrelerin bütüncül biçimde değerlendirilmesi, reçine bazlı materyallerin klinik güvenilirliğini anlamak açısından önem taşımaktadır.

Mekanik dayanım açısından değerlendirildiğinde, eklemeli üretim reçinelerinin geçici restorasyonlarda tatmin edici sonuçlar sunduğu; ancak CAD/CAM bloklara kıyasla kırılma dayanımı, elastik modül ve aşınma direncinin görece daha düşük olabildiği bildirilmektedir (Tahayeri ve ark., 2020; Kim ve ark., 2021). Bu fark, katman bazlı üretim sürecinde polimer zincirlerinin yönlenmesi ve katmanlar arası bağlanmanın sınırlı olmasıyla ilişkilendirilmektedir. Bununla birlikte, post-curing süresi ve sıcaklığının optimize edilmesiyle bu farkın anlamlı ölçüde azaltılabildiği belirtilmiştir. Hibrit veya seramik dolgulu kompozit reçineler, bu alanda umut verici sonuçlar göstermekte; inorganik partikül katkıları sayesinde

aşınma direnci ve yüzey sertliği artmaktadır (Ortiz ve ark., 2023). Ancak bu materyallerin uzun dönem klinik doğrulaması ve çiğneme yükü altında dayanıklılığı hâlen araştırma konusudur.

Estetik performans bakımından, fotopolimer reçineler başlangıçta yüksek parlaklık, translüsensi ve renk uyumu sunarken, uzun süreli ağız içi maruziyet sonrasında renk değişimleri gözlenebilmektedir. Kahve, çay ve kırmızı şarap gibi pigmentli sıvıların etkisiyle yüzeyde belirgin renklenme oluştuğu; bu etkinin post-curing süresi, yüzey işlemi ve katman yönüne bağlı olarak değişkenlik gösterdiği bildirilmiştir (Güth ve ark., 2021; Papadiochou ve ark., 2022). Yüzeyin pürüzsüzlüğünü artıran glazing veya coating uygulamaları, pigment penetrasyonunu azaltarak renk stabilitesine olumlu katkı sağlamaktadır (Daghrery ve ark., 2023). Özellikle uzun süreli geçici restorasyonlarda, yüzey bitirme protokollerinin standardizasyonu estetik sürekliliğin sağlanması açısından kritik öneme sahiptir.

Biyouyumluluk yönünden, eklemeli üretim reçinelerinin güvenli kullanımı polimerizasyonun yeterliliğiyle doğrudan ilişkilidir. Yetersiz ışıkla sertleştirme işlemleri sonucu oluşan artık monomerlerin (ör. TEGDMA, UDMA) oral dokular üzerinde sitotoksik ve irritatif etkilere neden olabileceği gösterilmiştir (Sokołowski ve ark., 2021). Uygun dalga boyu, ışık yoğunluğu ve ısı kombinasyonlarının kullanıldığı post-curing protokollerinin, monomer dönüşüm oranını artırarak bu riski azalttığı kanıtlanmıştır (Alharbi ve ark., 2022; Ryu ve ark., 2020). Ayrıca oksijen inhibit tabakasının giderilmesiyle hücre uyumlu, daha inert yüzeylerin elde edildiği bildirilmiştir. Bu nedenle üretici önerilerine tam uyum, yalnızca mekanik ve estetik değil, biyolojik güvenlik açısından da belirleyici bir faktördür.

Klinik verimlilik açısından bakıldığında, dijital iş akışının sağladığı hız, öngörülebilirlik ve maliyet avantajı, fotopolimer reçinelerin en güçlü yönlerinden biridir. Dijital modellerin kısa sürede hazırlanabilmesi, cerrahi rehberlerin yüksek doğrulukla üretilebilmesi ve aynı anda çok sayıda restorasyonun üretilmesi hem klinik hem laboratuvar süreçlerinde zamandan tasarruf sağlar (Kalberer ve ark., 2022; Arcuri ve ark., 2023). Ayrıca dijital arşivleme sayesinde restorasyonların yeniden basımı veya modifikasyonu kolaylaşmakta, hasta takibi ve tedavi sürdürülebilirliği artmaktadır. Ekonomik açıdan değerlendirildiğinde, başlangıçta cihaz yatırımı gerektirse de malzeme israfının azalması ve üretim süresinin kısılması, eklemeli üretimi uzun vadede maliyet etkin bir yöntem haline getirmektedir.

Genel olarak, güncel literatür verileri eklemeli üretim reçinelerinin kısa ve orta dönem klinik uygulamalarda yeterli mekanik performans, tatmin edici estetik görünüm ve biyouyumlu yüzey özellikleri sunduğunu ortaya koymaktadır. Uygun post-processing koşullarının uygulanması durumunda, bu materyallerin hem fonksiyonel dayanıklılık hem de biyolojik güvenlik açısından klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmektedir. Ancak uzun dönem renk stabilitesi, kırılma dayanımı ve aşınma direnci gibi parametrelerde daha fazla standardizasyon ve klinik çalışma gereksinimi devam etmektedir. Bu bağlamda, doğru materyal seçimi, uygun işlem protokolleri ve üretici önerilerine bağlı kalınması, eklemeli üretim restorasyonlarının klinik başarısını doğrudan belirleyen unsurlar arasında yer almaktadır.

4. Post-Processing İşlemleri

Eklemeli üretimle elde edilen dental reçinelerin nihai özellikleri yalnızca baskı parametrelerine değil, üretim sonrasında gerçekleştirilen işlemlere de bağlıdır. “Post-processing” olarak adlandırılan bu süreç; temizleme (washing), ışıkla sertleştirme (post-curing) ve yüzey bitirme işlemleri (polishing, glazing, coating) basamaklarını kapsamaktadır. Bu aşamalar, materyalin mekanik dayanımı, yüzey kalitesi, optik özellikleri ve biyouyumluluğu üzerinde belirleyici etkiye sahiptir (Bayarsaikhan ve ark., 2021; Lim ve ark., 2022). Her bir basamağın sonucu; kullanılan çözücü tipi, ışık dalga boyu, uygulama süresi, sıcaklık, oksijen varlığı ve yüzey işlem yöntemleri gibi parametrelere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Yetersiz post-processing uygulamaları, polimerizasyonun tamamlanamamasına bağlı olarak materyalde artık monomer kalıntısı, artmış yüzey pürüzlülüğü ve azalmış mekanik dayanım gibi istenmeyen etkilerle sonuçlanabilmektedir. Bu durum yalnızca restorasyonun fonksiyonel ömrünü kısaltmakla kalmamakta, aynı zamanda biyolojik güvenliği de olumsuz yönde etkilemektedir. Dolayısıyla post-processing aşamaları, dijital üretim sürecinin yalnızca tamamlayıcı bir adımı değil, restorasyonun klinik başarısını doğrudan belirleyen kritik bir bileşeni olarak değerlendirilmelidir. Son yıllarda yapılan çalışmalar, uygun post-processing koşullarının sağlanması durumunda eklemeli üretim reçinelerinin geleneksel CAD/CAM materyalleriyle karşılaştırılabilir performans gösterebildiğini ortaya koymuştur (Guttridge ve ark., 2024; Lask ve ark., 2024). Bu nedenle her üretici tarafından belirlenen reçine-özel post-processing protokollerine titizlikle uyulması, hem mekanik hem de biyolojik açıdan güvenilir ve öngörülebilir sonuçlar elde edilmesi açısından zorunludur.

Temizleme (Washing)

Eklemeli üretimle basılan yapıların yüzeyinde kalan polimerize olmamış reçine fazının uzaklaştırılması, polimerizasyonun tamamlanması ve mekanik dayanımın korunması açısından kritik bir aşamadır. Bu amaçla en sık alkol bazlı çözücüler (ör. izopropanol, etanol) kullanılır. Ancak yapılan çalışmalar, uzun süreli solvent temasının yüzey sertliği ve kırılma dayanımını olumsuz etkileyebileceğini bildirmektedir (Liu et al., 2024). Buna karşılık, deterjan katkılı su bazlı temizleme yöntemlerinin mekanik özellikler üzerinde daha koruyucu etki sağladığı ifade edilmiştir. Ultrasonik temizleme, rezidüel reçinelerin etkin uzaklaştırılmasında avantaj sağlar; ancak yüksek güçte veya uzun süreli uygulamalarda yüzey çatlaklarına neden olabileceği belirtilmektedir. Bu nedenle, temizleme süresi ve yöntemi, yalnızca yüzey kontaminasyonunu değil, aynı zamanda yapının uzun dönem mekanik stabilitesini de etkileyen bir faktör olarak ele alınmalıdır.

Işıklı Polimerizasyon (Post-curing)

Polimerizasyon derecesi, reçinelerin hem mekanik hem biyolojik performansını doğrudan belirler. Yetersiz ışık şiddeti veya kısa kürleme süresi, düşük dönüşüm oranına yol açarak mekanik zayıflık ve artmış monomer salınımıyla ilişkilendirilmektedir (Guttridge et al., 2024; Las-sila et al., 2024). Buna karşılık, UV ışığıyla birlikte ısı desteği sağlanan protokollerin polimerizasyon verimini artırdığı ve artık monomer miktarını azalttığı gösterilmiştir (Bayarsaikhan et al., 2021). Ancak yüksek sıcaklık uygulamalarının bazı materyallerde renk stabilitesini olumsuz etkileyebileceği de rapor edilmiştir. Oksijenin polimerizasyonu inhibe eden etkisi göz önüne alındığında, gliserin, vakum veya inert atmosfer altında gerçekleştirilen post-curing uygulamalarının yüzey sertliğini ve dönüşüm oranını artırdığı bildirilmektedir (Lim et al., 2022). Dola-yısıyla post-curing aşaması, yalnızca sertleşmeyi tamamlayan bir işlem değil; mekanik dayanım, biyoyumluluk ve optik kaliteyi şekillendiren belirleyici bir süreçtir.

Yüzey İşlemleri (Polishing, Glazing, Coating)

Yüzey işlemleri, eklemeli üretim reçinelerinin estetik ve biyolojik performansını doğrudan etkileyen son basamaktır. Polisaj (polishing) işlemleri, yüzey pürüzlülüğünü azaltarak parlaklık kazandırır, ancak zamanla yüzey matlaşması ve renk değişimi görülebilir. Glazing ve coating uygulamaları, özellikle renklendirici ajanlara maruz kalan restorasyonlarda daha kalıcı parlaklık ve renk stabilitesi sağlar (Lask et al., 2024; Daghrery et al., 2023). Coating işlemi, yüzeye ince bir şeffaf rezin tabakasının uygulanmasıyla oksijen inhibit tabakasını elimine eder ve yüzey pürüzlü-

lüğünü azaltır. Bu sayede hem monomer salınımı azalır hem de biyofilm tutunma potansiyeli düşer. Yüzeyin daha pürüzsüz olması, uzun dönem biyoyoumluluk açısından avantaj sağlar. Bu nedenle yüzey işlemleri, yalnızca estetik bir adım değil; restorasyonun biyolojik ve mekanik performansını destekleyen tamamlayıcı bir süreç olarak görülmelidir.

Post-processing adımlarının eklemeli üretim reçinelerinin klinik başarısını doğrudan etkilediği görülmektedir. Uygun temizleme ve post-curing protokolleri, kırılma dayanımı ve sertliği artırmakta, monomer salınımını azaltarak biyoyoumluluğu güçlendirmektedir. Yüzey işlemleri ise hem renk stabilitesini hem de plak retansiyonunu etkileyerek estetik ve biyolojik performansa katkı sağlar. Eksik veya hatalı uygulamalar, restorasyonun mekanik dayanımını ve hasta güvenliğini olumsuz etkileyebilir. Dolayısıyla post-processing, yalnızca teknik bir gereklilik değil; restorasyonun uzun dönem başarısını belirleyen klinik bir parametre olarak değerlendirilmelidir.

SONUÇ

Eklemeli üretim teknolojileri, protetik diş hekimliğinde yalnızca üretim süreçlerini değil, tedavi yaklaşımını da kökten değiştirmektedir. Fotopolimer reçineler, dijital iş akışının temel yapı taşlarından biri haline gelmiş; modellerden cerrahi rehberlere, geçici ve implant üstü restorasyonlardan protez kaidelerine kadar geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Güncel klinik bulgular, bu materyallerin kısa ve orta dönem uygulamalarda yeterli mekanik performans, estetik tatmin ve biyoyoumluluk sunduğunu göstermektedir. Ancak kırılma dayanımı, aşınma direnci ve uzun dönem renk stabilitesi gibi parametrelerde hâlen geliştirilmeye açık alanlar bulunmaktadır. Bu noktada, post-processing adımlarının standardizasyonu, hem mekanik hem biyolojik açıdan güvenilir sonuçların elde edilmesinde belirleyici bir faktör olarak öne çıkmaktadır.

Geleceğe yönelik olarak hibrit ve biyobazlı reçinelerin geliştirilmesi, hem sürdürülebilirlik hem biyoyoumluluk açısından yeni bir dönemin başlangıcını temsil etmektedir. Aynı zamanda çok materyalli (multi-material) ve tam renkli baskı sistemlerinin gelişimi, restorasyonların doğallığını ve kişiselleştirilebilirliğini artıracaktır. Dijital tasarım yazılımlarının yapay zekâ destekli hale gelmesiyle birlikte, klinisyenlerin tedavi planlamasında daha öngörülebilir ve hasta odaklı çözümler üretebilmeleri mümkün olacaktır. Bu teknolojik ilerlemeler, diş hekimliği eğitimiyle bütünleştğinde, yeni kuşak hekimlerin dijital sistemleri yalnızca kullanan değil, yönlendiren bir konuma ulaşmasını sağlayacaktır.

Sonuç olarak, eklemeli üretim sistemleri ve reçine bazlı materyaller, protetik diş hekimliğinde çağdaş tedavi anlayışının merkezine yerleşmiştir. Bu teknolojilerin geleceği, yalnızca donanım ve yazılım gelişmelerine değil; bilimsel doğrulamalara, standardizasyon protokollerine ve multidisipliner araştırmalara bağlıdır. Yakın gelecekte, dijital ve biyobazlı yaklaşımların birleşimiyle daha dayanıklı, biyouyumlu ve çevre dostu restoratif çözümlerin günlük klinik pratiğin bir parçası haline geleceği öngörülmektedir. Eklemeli üretim, diş hekimliğinin yalnızca üretim araçlarını değil, düşünme biçimini de yeniden tanımlamaktadır.

KAYNAKÇA

- Alharbi, N., Osman, R. B., & Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), 760–767. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.12.002>
- Alharbi, N., Osman, R. B., & Wismeijer, D. (2021). Effects of post-curing light exposure time on the flexural strength, hardness, and color stability of 3D-printed provisional restorative materials. *Journal of Prosthodontics*, 30(5), 412–418. <https://doi.org/10.1111/jopr.13248>
- Alharbi, N., Osman, R. B., & Wismeijer, D. (2022). Influence of different post-curing methods on the degree of conversion and cytotoxicity of 3D printed resins. *Dental Materials*, 38(1), 32–42. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.09.004>
- Alifui-Segbaya, F., George, R., & Bajunaid, S. O. (2020). Additive manufacturing in prosthodontics: A review of current applications and future perspectives. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(4), 407–416. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2020.01.003>
- Arcuri, C., Martinelli, M., & De Angelis, F. (2023). Digital workflow for complete-arch implant rehabilitation: A narrative review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(3), 351–359. <https://doi.org/10.1016/j.jprosdent.2021.11.017>
- Bayarsaikhan, E., Lim, J. H., & Song, S. Y. (2021). Effect of post-curing temperature on mechanical properties and biocompatibility of 3D-printed dental resins. *Polymers*, 13(13), 2211. <https://doi.org/10.3390/polym13132211>
- Camardella, L. T., Vilella, O. D. V., & Breuning, K. H. (2017). Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 151(6), 1178–1187. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2016.12.011>
- Daghrery, H., Chu, T. M. G., & Flinn, B. D. (2023). Surface coating effects on color stability and stain resistance of 3D printed dental resins. *Dental Materials*, 39(2), 240–248. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.11.012>
- Frazier, W. E. (2014). Metal additive manufacturing: A review. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 23(6), 1917–1928. <https://doi.org/10.1007/s11665-014-0958-z>
- González de Villaumbrosia, P., Martínez-Rus, F., Pradíes, G., & Suárez, M. J. (2020). Comparison of digital and conventional implant impressions: Influence on clinical fit of final restorations. *Journal of Clinical Medicine*, 9(6), 1902. <https://doi.org/10.3390/jcm9061902>
- Güth, J. F., Keul, C., & Stimmelmayer, M. (2021). Color stability and aging resistance of 3D printed resin materials for dental applications. *Dental Materials Journal*, 40(5), 1103–1111. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-275>
- Guttridge, N. M., Lask, E., & Lim, J. H. (2024). Effect of post-curing parameters on flexural properties of 3D printed dental resins. *Journal of Prosthodontic Research*. Advance online publication. <https://doi.org/10.2186/jpr.24.101>
- Jiang, X., Tsoi, J. K. H., & Matinlinna, J. P. (2022). Mechanical and optical

- properties of 3D printed permanent crown materials: An in vitro study. *Dental Materials*, 38(11), 1712–1721. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.08.004>
- Kalberer, N., Mehl, A., & Reich, S. (2022). Efficiency and accuracy of digital workflows in fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(6), 893–901. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.017>
- Kessler, A., Reymus, M., Hickel, R., & Kunzelmann, K. H. (2022). Mechanical properties of 3D printed denture base resins: A comparative study. *Dental Materials*, 38(7), 1027–1037. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.04.010>
- Kim, D., Park, J., & Shin, S. H. (2021). Mechanical properties of interim restorative materials fabricated by 3D printing versus milling: An in vitro comparison. *Prosthodontic Research & Practice*, 20(2), 85–92. <https://doi.org/10.2186/prp.21.015>
- Lask, E., Guttridge, N. M., & Lim, J. H. (2024). Influence of polishing and glazing on the surface roughness and color stability of printed dental resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1111/jerd.13112>
- Lim, J. H., Song, S. Y., & Bayarsaikhan, E. (2022). Effect of oxygen inhibition on the surface hardness and degree of conversion of post-cured dental resins. *Polymers*, 14(9), 1804. <https://doi.org/10.3390/polym14091804>
- Liu, M., Zhang, Q., & Lin, H. (2024). Solvent cleaning methods and their effect on the mechanical performance of printed dental resins. *Materials*, 17(1), 55. <https://doi.org/10.3390/ma17010055>
- Lovell, L. G., Newman, S. M., & Bowman, C. N. (2001). The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *Dental Materials*, 17(6), 504–511. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(00\)00124-1](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(00)00124-1)
- Mangano, F., Luongo, F., Shibli, J. A., & Mangano, C. (2017). Immediate loading of single and multiple implants using 3D printed titanium frameworks: A prospective clinical study. *Journal of Dentistry*, 66, 98–106. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.09.008>
- Mangano, F., Raffa, G. M., & Adhikari, R. (2020). Additive manufacturing in dentistry: Current technologies, clinical implications, and future trends. *International Journal of Computerized Dentistry*, 23(1), 1–15.
- Neumann, M., Reymus, M., Hickel, R., & Kunzelmann, K. H. (2020). Evaluation of photoinitiators in 3D printing resins for dental applications. *Dental Materials*, 36(9), 1115–1124. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.05.004>
- Ortiz, P., Arrieta, M., & Castaño, R. (2023). Reinforced hybrid 3D printing resins with inorganic fillers for dental restorations. *Polymers*, 15(3), 590. <https://doi.org/10.3390/polym15030590>
- Papadiochou, S., Pissiotis, A., & Kontonasaki, E. (2022). Discoloration behavior of 3D printed provisional restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 694–702. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.02.022>
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies

- used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146–158. <https://doi.org/10.1111/jopr.12786>
- Ryu, J. E., Cho, S. A., & Kwon, K. R. (2020). Cytotoxicity evaluation of photopolymerized 3D printing resins after different post-curing times. *Polymers*, 12(11), 2580. <https://doi.org/10.3390/polym12112580>
- Sokołowski, J., Szczesio, A., Bociong, K., & Domarecka, M. (2021). Influence of residual monomer content on cytotoxicity of 3D printed dental resins. *Materials*, 14(18), 5322. <https://doi.org/10.3390/ma14185322>
- Tahayeri, A., Morgan, M., & Fugolin, A. P. (2020). 3D printed versus CAD/CAM milled interim restorations: Mechanical and wear comparison. *Dental Materials*, 36(11), 1486–1493. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.08.009>
- Van Noort, R. (2012). *Introduction to dental materials* (4th ed.). Elsevier.
- Van Noort, R., et al. (2020). Additive manufacturing in dental research: Materials, processes, and applications. *Dental Materials*, 36(8), 1095–1106. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.05.001>
- Velo, M., Arrieta, M. P., & Martínez, J. (2022). Polyurethane acrylates in dental applications: A review of mechanical behavior and formulation strategies. *Polymers*, 14(11), 2290. <https://doi.org/10.3390/polym14112290>
- Yüceer, M., Dilaverler, E. A., & Mert, S. E. (2025). Evaluation of clinical performance of newly developed photopolymer hybrid resins for permanent dental restorations. *Journal of Advanced Dental Research*, 17(1), 45–58.
- Zhang, Z. C., Li, P. L., & Chu, F. (2021). Dimensional accuracy and surface quality of 3D printed dental model resins. *Dental Materials Journal*, 40(2), 299–307. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-230>

Bölüm 5

SABİT PROTEZLERDE MARJİNAL UYUM

Yeliz HAYRAN¹

¹ Doçent Doktor, Bursa Uludağ Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, ORCID ID: 0000-0002-8664-9083

Giriş

Sabit restorasyonlar, bireyin ağız ve genel sağlığını koruyarak, eksik dokuların fonksiyonel ve estetik bütünlüğünü yeniden oluşturmayı hedefleyen tedavi yaklaşımlarıdır (Michalakis, 2006). Uygun şekilde tasarlanmamış bir restorasyon, destek diş ve periodontal dokular üzerinde olumsuz etkilere neden olabilir; ayrıca bakteri birikimi için uygun bir ortam oluşturarak sekonder çürükler ile gingival irritasyona yol açabilir (Knoernschild ve Campbell, 2000). Dentin tübüllerinden pulpa boşluğuna doğru gerçekleşen mikrosızıntı, pulpal inflamasyon riskini artırırken (Goodacre vd, 2003); zayıf marjinal adaptasyon, restorasyonun yapısal stabilitesini bozabilir. Bu durum, marjinal uyumdaki değişiklikler sonucu ortaya çıkan stres konsantrasyonlarıyla birleştiğinde, restorasyonun uzun ömürlülüğünü olumsuz etkileyebilir (Tuntiprawon ve Wilson, 1995).

Sabit restorasyonlarda kabul edilebilir marjinal boşluk değeri için literatürde net bir ortak fikir yoktur. Amerikan Diş Hekimleri Birliği standardına göre Tip I siman kullanıldığında siman kalınlığının 25 μm 'yi, Tip II siman kullanıldığında ise 40 μm 'yi geçmemesi önerilmektedir (Association, 1970; Kohorst vd., 2009). Klinikte bu değerleri elde etmek oldukça zordur. McLean ve Von Fraunhofer (1971), yaptıkları çalışmalar sonucunda, simantasyon sonrası klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklığın 120–150 μm aralığında olması gerektiğini ve 80 μm 'nin altındaki marjinal boşlukların klinik olarak tespit edilmesinin oldukça güç olduğunu bildirmişlerdir.

Hazırlanan dişin aksiyel duvarları ile döküm yüzeyi arasındaki mesafe internal boşluk olarak tanımlanırken, aynı ölçüm marjinal bölgede yapıldığında bu fark marjinal boşluk olarak adlandırılmaktadır (Holmes vd, 1989). Marjinal boşluk, hataların en sık marjinde ortaya çıkması ve bu bölgenin kronun hem dikey hem yatay uyumunu en iyi şekilde yansıtmaması nedeniyle, uyum değerlendirmelerinde en güvenilir ölçüt olarak kabul edilmektedir (Holmes vd, 1989).

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan ölçüm yöntemleri birbirinden farklılık göstermektedir. Genel olarak bu yöntemler, invaziv (kesit alma yöntemleri) ve non-invaziv (doğrudan gözlem veya görüntüleme teknikleri) olmak üzere iki ana grupta sınıflandırılabilir. Çalışmalarda ölçüm zamanlaması da sonuçları etkileyen önemli bir faktördür; simantasyon öncesi ve sonrası yapılan ölçümler arasında anlamlı farklar ortaya çıkabilmektedir. Bunun yanı sıra, örnek sayısı, her örnekten alınan ölçüm miktarı gibi metodolojik değişkenler de marjinal açıklık değerlerinin doğruluğunu ve güvenilirliğini belirleyen un-

surlardır. Ayrıca, restorasyonun üretim sürecinde kullanılan seramik sistemleri ve teknolojik yöntemler (örneğin CAD/CAM veya geleneksel döküm teknikleri) arasındaki farklılıklar, marjinal uyumun hassasiyetini doğrudan etkileyebilmektedir (Att vd., 2009; Beuer vd., 2009; Bindl ve Mormann, 2007).

Restorasyonlarda Marjinal Uyumun Analizine Yönelik Yaklaşımlar

1. Doğrudan Görüntüleme
2. Silikon ve Rezin Replika Tekniği
3. Kesit Alma (Invaziv) Teknikleri
4. 3 Boyutlu Yüzey Tarama / Dijital Ölçüm Teknikleri

1) Doğrudan Görüntüleme

Doğrudan görüntüleme, marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan en basit ve klasik yöntemlerden biridir (Lang vd., 1995). Bu yöntemde restorasyon ile diş yüzeyi arasındaki marjinal aralık, herhangi bir ara materyal (örneğin silikon veya rezin replika) kullanılmadan optik büyütme altında doğrudan ölçülür. Ölçüm genellikle stereomikroskop, optik mikroskop, ya da dijital görüntü analiz sistemleri yardımıyla yapılır. Uygulamada restorasyon, hazırlanmış diş modeli üzerine konumlandırılır ve marjinal aralık optik ya da elektron mikroskopi ile görüntülenir. Elde edilen fotoğraflar ya operatör tarafından doğrudan ölçülür ya da dijital analiz programları kullanılarak ölçümler otomatik olarak hesaplanır (Nawafleh vd., 2013). Bu yöntemin temel avantajı, örnek üzerinde herhangi bir deformasyon oluşturmada doğrudan değerlendirme yapılabilmesidir. Ayrıca, ölçüm süreci kısa olduğundan zaman açısından verimlidir ve cihaz erişimi kolaydır.

2) Silikon ve Rezin Replika Tekniği

Replika tekniği, marjinal ve internal uyumun değerlendirilmesinde en sık kullanılan non-invaziv yöntemlerden biridir. Bu tekniklerde, restorasyonun iç yüzeyindeki boşluk, gerçek siman yerine simülasyon amacıyla kullanılan düşük viskoziteli rezin (Stappert vd., 2004) veya silikon bir materyal (Mou vd., 2002) ile doldurulur ve restorasyon model üzerine oturtularak marjinal boşluk taklit edilir. Rezin replika tekniğinde, akışkan rezin materyali, restorasyonun iç yüzeyine ince bir tabaka hâlinde uygulanır. Rezin polimerize olduktan sonra restorasyon dikkatlice çıkarılır ve elde edilen film mikroskop altında incelenir. Silikon replika tekniğinde ise, restorasyonun iç boşluğu akıcı kıvamlı silikon ile doldurulur ve örnek

üzerine yerleştirilir. Sertleşmenin ardından restorasyon çıkarılır ve elde edilen ince film tabakası, ölçüm sırasında stabilite sağlamak için ağır kıvamlı silikon ile desteklenir (Nawafleh vd., 2013). Hazırlanan kesitler mikroskop altında değerlendirilir.

3) Kesit Alma (Invaziv) Teknikleri

Bu teknikte restorasyon, çalışma modeli üzerine simante edilir veya geçici olarak sabitlenir; ardından örnek laboratuvar ortamında belirli düzlemlerden kesilerek restorasyon–diş arayüzü doğrudan açığa çıkarılır (Meirowitz vd., 2019).

4) 3 Boyutlu Yüzey Tarama / Dijital Ölçüm Teknikleri

Bu teknikte, restorasyon ve hazırlanan diş modeli yüksek çözünürlüklü optik veya lazer tarayıcılar yardımıyla ayrı ayrı üç boyutlu olarak dijitalleştirilir. Daha sonra her iki tarama, özel yazılımlar aracılığıyla hassas bir şekilde üst üste hizalanır. Ortaya çıkan dijital veri seti üzerinde restorasyonun iç yüzeyi ile diş yüzeyi arasındaki boşluk renk haritaları ve kesit analizleri ile sayısal olarak hesaplanır (Luthardt vd, 2004).

Restorasyonların Marjinal Sonlanma Biçimleri

Marjinal uyum, yalnızca kullanılan ölçüm tekniğine değil, aynı zamanda diş preparasyonunun şekline ve kalitesine de doğrudan bağlıdır. Bu nedenle, restorasyonun kenar uyumunu etkileyen bir diğer önemli faktör diş kesim tasarımıdır.

Chamfer bitim hattı, genellikle veneer restorasyonlarda tercih edilen, yuvarlatılmış kenar yapısına sahip bir preparasyon şeklidir. Bitim çizgisi geniş açı ile sonlanmaktadır. Bu tasarım hem mukavemet hem de marjinal adaptasyon açısından dengeli bir çözüm sunar. Keskin kenar içermemesi sayesinde seramik restorasyonlarda gerilme birikimini azaltır ve restorasyonun kırılma riskini düşürür (Shillingburg vd., 1973).

Derin chamfer, klasik chamfer tipine göre daha geniş ve derin bir marjinal alan sağlar. Özellikle tam seramik restorasyonlarda, yeterli malzeme kalınlığına izin verdiği için dayanıklılık ve marjinal bütünlük açısından avantajlıdır (Shillingburg vd., 1973). Bu kesim şekli, optik tarayıcılar tarafından daha belirgin şekilde algılanabildiğinden, dijital sistemlerde (CAD/CAM) üretilen restorasyonlarda marjinal hassasiyeti artırır. Ancak aşırı derin preparasyon yapılması, marjinal bölgede aşırı inceleme veya doku travmasına neden olabileceği için dikkat gerektirir.

Shoulder preparasyon, marjinal bölgede 90°'ye yakın keskin bir açı oluşturan, geniş ve düz bir bitim hattı sağlayan kesim tipidir. Genel-

likle tam seramik ve metal-seramik restorasyonlarda, özellikle estetik bölgelerde tercih edilir. Bu tip preparasyon, restorasyonun marjinal bölgesinde yeterli materyal kalınlığı sağlayarak hem dayanıklılığı hem de estetik geçişi artırır (Shillingburg vd., 1973).

Yuvarlatılmış iç açığa sahip shoulder tipi, klasik shoulder preparasyonunun modifiye edilmiş bir varyasyonudur. Bu tasarımda, düz uçlu konik elmas frezler kullanılarak kesim gerçekleştirilir. Ayrıca, oluşturulan basamak genişliği geleneksel shoulder preparasyona kıyasla daha dar olacak şekilde planlanır (Shillingburg vd, 1973). Bizotajlı shoulder preparasyonunda, diş eti kenarı seviyesinde sonlanan bir basamak oluşturulur ve bu bölge, ince uçlu elmas frez yardımıyla diş eti yönüne doğru hafif bir eğim verilerek tamamlanır. Bu tür preparasyonlar, özellikle estetik gerekliliğin ön planda olmadığı durumlarda, metal-seramik kronların fasiyal yüzey bitim hattı olarak da tercih edilebilir (Shillingburg vd., 1973).

Bıçak sırtı (knife-edge) preparasyonlarda, belirgin bir basamak oluşturulmadan sonlandırılan kesim hattı bulunur. Bu nedenle, restorasyonun marjinal kenarının hassas bir şekilde adapte edilmesi güçleşir. Ayrıca bu tip restorasyonlar, ağız içindeki oklüzal kuvvetlere karşı ince marjinal yapılar nedeniyle deformasyona daha yatkındır (Shillingburg vd., 1973).

Marjinal Aralık Ölçümlerinde Doğruluğu Belirleyen Unsurlar

Marjinal Uyum Ölçüm Yöntemlerinin Etkisi

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerin çeşitliliği, ölçüm sonuçlarının doğruluğunu ve karşılaştırılabilirliğini önemli ölçüde etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda en sık tercih edilen yöntemin doğrudan ölçüm tekniği olduğu, bunu kesit alma ve silikon replika tekniklerinin izlediği bildirilmiştir. Doğrudan görüntüleme tekniği, kron ve diş dayanağı arasındaki marjinal boşluğu doğrudan gözlemlemeye dayanır. Bu yöntem, kesit alma veya siman aralığı oluşturma aşamalarını içermediği için uygulaması daha basit ve ekonomik olup hata birikimi olasılığını azaltır. Bununla birlikte, yüksek büyütme mikroskop gereksinimi nedeniyle ölçüm doğruluğu cihaz kalitesine bağlıdır. Taramalı elektron mikroskopunun (SEM) ışık mikroskopuna kıyasla sınıf II CAD/CAM inleylerin marjinal boşluğunu değerlendirmede daha yüksek çözünürlük sağladığı rapor edilmiştir (Schmalz vd., 1995). Bununla birlikte bu iki teknik arasında anlamlı bir fark bulunmadığı, fakat karmaşık marjin morfolojilerinde SEM'in daha güvenilir gözlemler sunduğu belirtilmiştir (Groten vd, 2000). Çalışmalarda ayrıca dijital mikroskop (Sulaiman vd., 1997), stereomikroskop (Pettenò vd., 2000) ve taşınabilir mikroskoplarında (Albert ve El-Mowafy, 2004) kullanıldığı bildir-

ilmiştir. Ancak bu cihazlar, ölçüm noktalarının sınırlı sayıda olması nedeniyle yüksek standart sapmalar ve düşük tekrarlanabilirlik göstermektedir (May vd., 1998). Buna ek olarak, marjinal açıklığın ölçüldüğü bölgelerde diş ile siman arasındaki kontrast farkının azlığı veya preparasyon sınırının apikal kısmının tanımlanmasındaki güçlük, yöntemin doğruluğunu olumsuz etkileyebilir (Beschnidt ve Strub, 1999; White vd., 1995).

Silikon replika tekniği ise kronun düşük viskoziteli silikon ile doldurulup, diş dayanağı üzerine oturtulması ve ardından yüksek viskoziteli silikon enjeksiyonu ile kron içi boşluğun kopyalanmasına dayanır. Bu teknik, kron marjinlerinin tespiti ve siman aralığının modellenmesi açısından avantajlı olmakla birlikte, silikon filmin deformasyonu, yırtılması veya çıkarım sırasındaki kopmalar ölçüm hatalarına neden olabilir (Wolfart vd., 2003). Uygun silikon materyali seçildiğinde siman aralığının güvenilir şekilde taklit edilebileceği bildirilmiştir (Laurent vd., 2008). Ayrıca silikon replika ve kesit alma teknikleri arasında marjinal boşluk açısından anlamlı bir fark olmadığını gösterilmiştir (Rahme vd., 2008).

Kesit alma yöntemi, örneğin rezin içinde gömülerek belirli düzlemlerden kesilmesi esasına dayanır. Bu teknik, marjinal ve internal boşlukların hem vertikal hem de horizontal düzlemlerde değerlendirilmesine olanak tanır (Good vd., 2009). Ancak, örneklerin kesilmesi nedeniyle aynı restorasyonun farklı koşullarda tekrar ölçülmesi mümkün değildir ve kesit düzleminin seçimi ölçüm doğruluğunu sınırlayabilir (Mitchell vd., 2001).

Profilometri ve mikro-CT teknikleri, daha güncel non-invaziv yöntemler olarak değerlendirilmektedir. Profilometre cihazları, kron ve dayanağı aynı düzlemde dijital olarak göstererek ölçüm sağlar (Balkaya vd., 2005). Ancak siman kalınlığı dolaylı olarak hesaplandığı için yeniden konumlandırma hatalarına duyarlıdır (Good vd., 2009).

Marjinal aralık ölçüm teknikleri arasında yapılan karşılaştırmalar, aynı materyal sistemi için dahi sonuçların değişkenlik gösterebildiğini ortaya koymaktadır (Balkaya vd., 2005; Pera vd., 1994; Sulaiman vd., 1997).

Tüm bu bulgular, kullanılan ölçüm yönteminin, restorasyonun marjinal uyumuna ilişkin sonuçları doğrudan etkilediğini göstermektedir. Bu nedenle, marjinal boşluk değerlendirmelerinde seçilecek yöntemin hem materyalin yapısal özellikleri hem de ölçüm amacına uygun olarak belirlenmesi önerilmektedir (Komine vd., 2005; Martínez-Rus vd., 2011).

Deney Düzeneklerinin Marjinal Uyum Üzerine Etkisi

Marjinal uyumun değerlendirilmesinde kullanılan deneysel koşullar ve uygulama düzenekleri, elde edilen sonuçlarda önemli farklılıklar yaratmaktadır. Çalışmalarda in vivo ve in vitro ortamlar (Good vd., 2009; Mou vd., 2002; Vigolo ve Fonzi, 2008) simantasyon öncesi veya sonrası ölçüm zamanlaması (Hung vd., 1990; Okutan vd., 2006; Stappert vd., 2004; Wolfart vd., 2003) ve hatta veneerleme aşamasının öncesi ya da sonrasında yapılan ölçümler (Balkaya vd., 2005; Kohorst vd., 2010) marjinal boşluk değerlerini doğrudan etkilemektedir.

Benzer şekilde, kullanılan bitim çizgisi tipi de marjinal adaptasyonda belirleyici bir faktördür (Gavelis vd., 1981; Pera vd., 1994; Quintas vd., 2004). Ayrıca, örnek büyüklüğü ve her bir örnekten alınan ölçüm sayısındaki değişkenlik, istatistiksel güvenilirliği etkileyebilmekte ve rapor edilen marjinal aralıkların doğruluğunu azaltabilmektedir (Gassino vd., 2004; Groten vd., 2000).

Bu metodolojik farklılıklar, aynı seramik sistemine ait restorasyonlar arasında dahi çelişkili sonuçların elde edilmesine yol açmaktadır. Örneğin, bazı araştırmalarda mükemmel marjinal uyum bildirilirken, benzer sistemleri değerlendiren başka çalışmalarda klinik kabul sınırlarının üzerinde değerler elde edilmiştir (Nawafleh vd., 2013).

Klinik koşullarda, diş preparasyonu, ölçü materyali ve simantasyon tekniği gibi faktörlerin kontrol altına alınması güçtür. Bu durum, test sürecini karmaşık hale getirerek ideal koşullardan sapmalara neden olabilir (Mou vd., 2002). Buna karşın, in vitro çalışmalarda standartlaştırılmış ve tekrarlanabilir koşullar sağlanabildiğinden, elde edilen sonuçların kontrol edilebilirliği artmaktadır. Ancak bu avantajlara rağmen, in vitro bulguların in vivo ortama tam olarak yansıtılması her zaman mümkün olmamaktadır (Good vd., 2009; Vigolo ve Fonzi, 2008).

Sonuç olarak, deney düzenekleri ve ölçüm koşullarındaki farklılıklar, marjinal uyumla ilgili literatürdeki değişken sonuçların en önemli nedenlerinden biridir. Bu nedenle, elde edilen bulguların klinik geçerliliğini yorumlarken kullanılan deneysel metodolojinin özelliklerinin dikkate alınması gerekmektedir.

Örnek Boyutunun Marjinal Uyum Üzerine Etkisi

Bilimsel araştırmalarda örnek boyutu, ölçüm sayısı ve istatistiksel analiz gücü, elde edilen verilerin güvenilirliği açısından kritik öneme sahiptir. Örnek sayısının yetersiz olduğu durumlarda istatistiksel analizlerin gücü azalmakta, bu da sonuçların doğruluğunu ve genellenebilirliğini

olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Yeo vd., 2003). Ayrıca, her örnekten alınan ölçüm sayısının azlığı analizin duyarlılığını düşürmekte; marjinal bölgelerdeki bireysel ölçümlerde küçük sapmalar dahi ortalamadan anlamlı farklılıklar oluşturabilmektedir (Gassino vd., 2004; Leong vd., 1994).

Küçük örnek boyutu ile yürütülen çalışmalarda, ölçüm sayısının yetersizliği genellikle yüksek standart sapmalara yol açmıştır (Baig vd., 2010; Suárez vd., 2003; White vd., 1995). Buna karşın, daha geniş örneklem büyüklüğü kullanılan araştırmalarda, veri dağılımı daha homojen olmuş ve standart sapma değerleri belirgin şekilde azalmıştır (Campbell vd., 1995; Pettenò vd., 2000; Yeo vd., 2003). Küçük örnek boyutunun, her örnekten alınan ölçüm sayısının artırılmasıyla telafi edilebileceğini belirtmiştir (Groten vd., 2000). Araştırmalarda örnek sayısı az olsa bile, her bir örnekten alınan ölçüm sayısının artırılması marjinal uyum verilerinin güvenilirliğinin artırılacağı gösterilmiştir (Gonzalo vd., 2009). Sonuç olarak, örnek boyutu ve ölçüm sıklığı, marjinal uyum analizlerinde elde edilen verilerin istatistiksel gücünü doğrudan etkileyen temel faktörlerdir. Daha geniş örneklem ve yüksek ölçüm sayısı hem hata payını azaltmakta hem de klinik geçerliliği güçlendirmektedir.

Bitim Çizgisinin Marjinal Uyum Üzerine Etkisi

Sabit protezlerde kullanılan bitim çizgisi tasarımlarının restorasyonun marjinal uyumu üzerindeki etkisi uzun yıllardır araştırma konusu olmuştur. Ancak literatürde bu konuda fikir birliği bulunmamaktadır; bazı çalışmalar bitim çizgisi tipinin marjinal uyumu önemli ölçüde etkilediğini bildirirken, bazıları farkın klinik olarak önemsiz düzeyde olduğunu belirtmiştir (Belser vd., 1985; Quintas vd., 2004; Wöstmann vd., 2005).

Gavelis ve arkadaşlarının (1981) klasik çalışmasında, bitim çizgisinin marjinal uyuma etkisinin özellikle simantasyon aşamasında belirgin hale geldiği vurgulanmıştır. Diş preparasyonunun aksiyel duvarları kronun iç yüzeyiyle uyum sağladığında, siman tabakasının kaçış yolu daralmakta ve bu durum kronun oturma esnasında hidrostatik basınç artışına neden olmaktadır. Basınç, hastanın kapanma kuvvetiyle dengelenene kadar yükselir ve bu süreç kronun tam oturmasını engelleyebilir. Siman fazlası yeterince uzaklaştırılmazsa, bu durum aksiyel bölgede partikül sıkışmasıyla sonuçlanarak marjinal uyumu olumsuz etkiler.

Buna karşın, shoulder tipi bitim çizgileri, marjinal bölgeden simanın erken aşamada dışarı çıkmasına olanak tanıyarak basıncı azaltır ve kronun oturma doğruluğunu artırır (Gavelis vd., 1981). Bu nedenle, restorasyonun oturmasını kolaylaştıran ve siman kaçışını optimize eden bitim

çizgisi tasarımları, klinik uyum açısından daha avantajlı kabul edilmektedir.

Simanın Marjinal Uyum Üzerine Etkisi

Kronların simante edilip edilmemesi, marjinal boşluk ölçümlerinde farklı sonuçların ortaya çıkmasına neden olabilmektedir (Hung vd., 1990; Okutan vd., 2006; Stappert vd., 2004). Çoğu araştırma, simantasyon işlemi sonrasında marjinal boşluğun genellikle arttığını bildirmiştir (Byrne, 1992; Quintas vd., 2004; Suárez vd., 2005). Bu durum, siman tabakasının kronun tam olarak oturmasını engellemesinden kaynaklanmaktadır. Simantasyon sırasında oluşan basınç, kronun marjinal bölgede tam kapanmasını önleyebilir ve bu da restorasyonun kenar uyumunu olumsuz etkiler (Gu ve Kern, 2003).

Birçok çalışma, simantasyondan sonra ölçülen marjinal boşluğun, simantasyon öncesine kıyasla anlamlı şekilde daha fazla olmasının en önemli nedenlerinden biri, simantasyon tekniğindeki farklılıklardır. Özellikle, kronun aşırı miktarda simanla doldurulması veya parmak basıncının kontrolsüz uygulanması, bazı bölgelerde kalın siman tabakası, diğer bölgelerde ise ince tabaka oluşmasına neden olmaktadır (Pilo ve Cardash, 1998). Böylece aksiyel duvarlarda homojen olmayan bir film kalınlığı meydana gelir ve bu durum marjinal uyumda bozulmaya yol açar.

Ayrıca, kullanılan siman türü de marjinal uyumu etkileyen önemli bir faktördür. Farklı viskozite ve akış özelliklerine sahip simanlar, restorasyonun oturma davranışını ve kenar kapanışını değiştirebilmektedir (Olivera ve Saito, 2006). Düşük viskoziteli simanlar, kronun daha iyi oturmasına olanak tanıırken; yüksek viskoziteli materyaller, özellikle dar marjinal açıklıklarda fazla basınç birikimine neden olabilir.

Sonuç olarak, simantasyon işlemi, yalnızca restorasyonun sabitlenmesi açısından değil, marjinal uyumun sağlanmasında da belirleyici bir aşamadır. Siman miktarı, tipi ve uygulama tekniği gibi parametrelerin dikkatli kontrol edilmesi, klinik başarının sürdürülebilmesi için büyük önem taşımaktadır.

Veneerleme İşleminin Marjinal Uyum Üzerine Etkisi

Veneerleme işlemi sırasında uygulanan porselen tabakası ve buna eşlik eden ısıt işlemler, metal veya seramik altyapıların marjinal uyumunu doğrudan etkileyebilmektedir (Kohorst vd., 2010; Shokry vd., 2010; Vigolo ve Fonzi, 2008). Özellikle ilk fırınlama aşamasında meydana gelen termal genleşme ve büzülme farklılıklarının, horizontal yönde marji-

nal boşluk artışına yol açtığı bildirilmiştir (Shokry vd., 2010). Bu bozulma, klinik olarak protezin oklüzal yönde minimal yer değiştirmesiyle sonuçlanabilir ve tam seramik restorasyonların yük taşıma kapasitesini olumsuz etkileyebilir (Tuntiprawon ve Wilson, 1995).

Metal-seramik sistemlerde, bitim çizgisi tasarımı da fırınlama sırasında ortaya çıkan marjinal değişimlerin boyutunu belirleyebilmektedir (Shillingburg vd., 1973). Shoulder tasarımlarında metal kalınlığı ve rijitliği daha fazla olduğundan, chamfer tasarımlarına kıyasla daha az deformasyon gözlenmektedir (Dittmer vd., 2009). Bununla birlikte, iki tasarım arasındaki metal miktarı farkının yarattığı marjinal bozulma miktarı klinik olarak genellikle ihmal edilebilir düzeydedir.

Marjinal distorsiyonun bir diğer nedeni, metal ve seramik arasındaki termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluk olarak değerlendirilmiştir. Ancak daha sonra bu termal uyumsuzlukların marjinal bozulmanın tek nedeni olmadığı; öğütme işlemleri ve iç yüzeyden yapılan düzeltmelerin de önemli rol oynadığı bildirilmiştir (Anusavice ve Carroll, 1987).

Tam seramik restorasyonlarda ise fırınlama işlemi, birkaç yüz dereceli sıcaklıklarda gerçekleştirilmektedir (Dittmer vd., 2009). Bu aşamada sıcaklığın hızla düşürülmesi restorasyon içinde termal stres oluşumuna yol açmakta ve bu da marjinal distorsiyon riskini artırmaktadır. Bununla birlikte zirkonya bazlı restorasyonlarda veneer materyali ile altyapı arasındaki termal genleşme farkının tek başına gözlenen bozulmayı açıklamak için yeterli olmadığı gösterilmiştir (Kohorst vd., 2010).

SONUÇ

Literatürde kron ve sabit protezlerin marjinal uyumunu değerlendirmeye yönelik çok sayıda yöntem tanımlanmış olmasına rağmen, bu yöntemlerin doğruluğu ve klinik geçerliliği konusunda tam bir fikir birliği bulunmamaktadır. Restorasyonların uyumunu analiz etmek amacıyla doğrudan ölçüm, kesit alma, silikon veya rezin replika tekniği ve üç boyutlu tarama gibi farklı yöntemler kullanılmaktadır. Ancak her bir yöntemin avantajları ve sınırlılıkları, elde edilen sonuçların çeşitlilik göstermesine neden olmaktadır.

Marjinal aralık ölçüm yöntemleri arasında doğrudan ölçüm tekniği, uygulama kolaylığı, yüksek tekrarlanabilirlik ve hata birikimini en aza indirmesi açısından en sık tercih edilen yöntem olarak öne çıkmaktadır. Bununla birlikte, kesit alma ve replika teknikleri, restorasyon-dış arayüzünün detaylı incelenmesine olanak tanınması nedeniyle alternatif olarak değer taşımaktadır. Deneysel çalışmalarda kullanılan yöntemlerin farklılığı kadar, örnek boyutu, ölçüm sayısı ve kullanılan seramik sistem-

leri de sonuçlar üzerinde önemli etkiye sahiptir.

Bu nedenle, marjinal uyumla ilgili güvenilir ve karşılaştırılabilir sonuçlara ulaşılabilmesi için deneysel koşulların standartlaştırılması büyük önem taşımaktadır. Ayrıca, iki farklı ölçüm yönteminin kombinasyonu, elde edilen verilerin doğruluğunu güçlendirerek yönteme bağlı hata payını azaltabilir.

Sonuç olarak, marjinal uyum değerlendirmelerinde kullanılan tekniklerin seçimi, çalışmanın amacına, materyalin yapısına ve ölçüm doğruluğu gereksinimine göre belirlenmelidir. Gelecekte yapılacak çalışmaların, yöntemsel standartlaşmayı sağlayarak farklı tekniklerin karşılaştırılabilirliğini artırması, klinik olarak anlamlı ve tutarlı sonuçlara ulaşılmasına katkı sağlayacaktır.

KAYNAKÇA

- Albert, F. E., & El-Mowafy, O. M. (2004). Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *International journal of prosthodontics*, 17(5), 529-535
- Anusavice, K., & Carroll, J. (1987). Effect of incompatibility stress on the fit of metal-ceramic crowns. *Journal of Dental Research*, 66(8), 1341-1345.
- Association, A. D. (1970). ANSI/ADA Specification No. 8 for zinc phosphate cement. *Guide to dental materials and devices*, 5, 1970-1971.
- Att, W., Komine, F., Gerds, T., & Strub, J. R. (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(4), 239-247.
- Baig, M. R., Tan, K. B.-C., & Nicholls, J. I. (2010). Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(4), 216-227.
- Balkaya, M. C., Cinar, A., & Pamuk, S. (2005). Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(4), 346-355.
- Belser, U., MacEntee, M., & Richter, W. (1985). Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 53(1), 24-29.
- Beschmidt, S., & Strub, J. (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *Journal of oral rehabilitation*, 26(7), 582-593.
- Beuer, F., Naumann, M., Gernet, W., & Sorensen, J. A. (2009). Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clinical oral investigations*, 13(3), 343-349.
- Bindl, A., & Mormann, W. H. (2007). Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 27(6), 567-575.
- Byrne, G. (1992). Influence of finish-line form on crown cementation. *International journal of prosthodontics*, 5(2), 137-144.
- Campbell, S. D., Sirakian, A., Pelletier, L. B., & Giordano, R. A. (1995). Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74(5), 476-481.
- Dittmer, M. P., Borchers, L., Stiesch, M., & Kohorst, P. (2009). Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta biomaterialia*, 5(8), 3231-3239.
- Gassino, G., Monfrin, S. B., Scanu, M., Spina, G., & Preti, G. (2004). Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. *International journal of prosthodontics*, 17(2), 218-223.
- Gavelis, J., Morency, J., Riley, E., & Sozio, R. (1981). The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown

- preparations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 45(2), 138-145.
- Gonzalo, E., Suárez, M. J., Serrano, B., & Lozano, J. F. (2009). A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(6), 378-384.
- Good, M.-L., Mitchell, C. A., Pintado, M. R., & Douglas, W. H. (2009). Quantification of all-ceramic crown margin surface profile from try-in to 1-week post-cementation. *Journal of dentistry*, 37(1), 65-75.
- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(1), 31-41.
- Groten, M., Axmann, D., Pröbster, L., & Weber, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(1), 40-49.
- Gu, X.-H., & Kern, M. (2003). Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *International journal of prosthodontics*, 16(2), 109-116.
- Holmes, J. R., Bayne, S. C., Holland, G. A., & Sulik, W. D. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of prosthetic dentistry*, 62(4), 405-408.
- Hung, S. H., Hung, K.-S., Eick, J. D., & Chappell, R. P. (1990). Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(1), 26-31.
- Knoernschild, K. L., & Campbell, S. D. (2000). Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(5), 492-498.
- Kohorst, P., Brinkmann, H., Dittmer, M., Borchers, L., & Stiesch, M. (2010). Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *Journal of oral rehabilitation*, 37(4), 283-291.
- Kohorst, P., Brinkmann, H., Li, J., Borchers, L., & Stiesch, M. (2009). Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *European journal of oral sciences*, 117(3), 319-325.
- Komine, F., Gerds, T., Witkowski, S., & Strub, J. R. (2005). Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontologica Scandinavica*, 63(6), 361-366.
- Lang, B. R., Gemalmaz, D., & Alkumru, H. N. (1995). Marginal fit changes during porcelain firing cycles. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73(1), 49-54.
- Laurent, M., Scheer, P., Dejou, J., & Laborde, G. (2008). Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *Journal of oral rehabilitation*, 35(2), 116-122.
- Leong, D., Chai, J., Lautenschlager, E., & Gilbert, J. (1994). Marginal fit of

- machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *International journal of prosthodontics*, 7(5), 13-14.
- Luthardt, R. G., Bornemann, G., Lemelson, S., Walter, M. H., & Hüls, A. (2004). An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *International journal of prosthodontics*, 17(6), 680-685.
- Martínez-Rus, F., Suárez, M. J., Rivera, B., & Pradíes, G. (2011). Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *The Journal of prosthetic dentistry*, 105(2), 108-114.
- May, K. B., Russell, M. M., Razzoog, M. E., & Lang, B. R. (1998). Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(4), 394-404.
- McLean, J., & Von Fraunhofer, J. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British dental journal*, 131(3), 107-111.
- Meirowitz, A., Bitterman, Y., Levy, S., Mijiritsky, E., & Dolev, E. (2019). An in vitro evaluation of marginal fit zirconia crowns fabricated by a CAD-CAM dental laboratory and a milling center. *BMC oral health*, 19(1), 103.
- Michalakakis, K. X. (2006). Fixed rehabilitation of an ACP PDI class III patient. *Journal of Prosthodontics*, 15(6), 359-366.
- Mitchell, C. A., Pintado, M. R., & Douglas, W. H. (2001). Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 575-584.
- Mou, S.-H., Chai, T., Wang, J.-S., & Shiao, Y.-Y. (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(3), 248-255.
- Nawafleh, N. A., Mack, F., Evans, J., Mackay, J., & Hatamleh, M. M. (2013). Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), 419-428.
- Okutan, M., Heydecke, G., Butz, F., & Strub, J. (2006). Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *Journal of oral rehabilitation*, 33(11), 827-832.
- Olivera, A. B., & Saito, T. (2006). The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *Journal of Prosthodontics*, 15(4), 243-249.
- Pera, P., Gilodi, S., Bassi, F., & Carossa, S. (1994). In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 72(6), 585-590.
- Pettenò, D., Schierano, G., Bassi, F., Bresciano, M. E., & Carossa, S. (2000). Comparison of marginal fit of 3 different metal-ceramic systems: an in vitro study. *International journal of prosthodontics*, 13(5), 405-408.
- Pilo, R., & Cardash, H. S. (1998). In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*, 79(6), 621-625.
- Quintas, A. F., Oliveira, F., & Bottino, M. A. (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish

- lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(3), 250-257.
- Rahme, H., Tehini, G., Adib, S., Ardo, A., & Rifai, K. (2008). In vitro evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract*, 9(2), 25-32.
- Schmalz, G., Federlin, M., & Reich, E. (1995). Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *The Journal of prosthetic dentistry*, 73(4), 392-399.
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., & Fisher, D. W. (1973). Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 29(3), 276-284.
- Shokry, T. E., Attia, M., Mosleh, I., Elhosary, M., Hamza, T., & Shen, C. (2010). Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 103(1), 45-52.
- Stappert, C., Dai, M., Chitmongkolsuk, S., Gerds, T., & Strub, J. (2004). Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *British Dental Journal*, 196(12), 766-770.
- Suárez, M. J., De Villaumbrosia, P. G., Pradíes, G., & Lozano, J. F. (2003). Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *International journal of prosthodontics*, 16(3), 229-232.
- Suárez, M. J., Lozano, J. F., Salido, M. P., & Martínez, F. (2005). Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. *International journal of prosthodontics*, 18(5), 390-391.
- Sulaiman, F., Chai, J., & Wozniak, W. T. (1997). A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *International journal of prosthodontics*, 10(5), 478-474.
- 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.
- Vigolo, P., & Fonzi, F. (2008). An In Vitro Evaluation of Fit of Zirconium-Oxide-Based Ceramic Four-Unit Fixed Partial Dentures, Generated with Three Different CAD/CAM Systems, before and after Porcelain Firing Cycles and after Glaze Cycles. *Journal of Prosthodontics*, 17(8), 621-626.
- White, S. N., Yu, Z., Tom, J. F., & Sangsurasak, S. (1995). In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74(1), 25-32.
- Wolfart, S., Wegner, S. M., Al-Halabi, A., & Kern, M. (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *International journal of prosthodontics*, 16(6), 587-592.
- Wöstmann, B., Blößer, T., Gouentenoudis, M., Balkenhol, M., & Ferger, P. (2005). Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *Journal of dentistry*, 33(7), 611-618.
- Yeo, I.-S., Yang, J.-H., & Lee, J.-B. (2003). In vitro marginal fit of three all-ceramic

crown systems. The Journal of prosthetic dentistry, 90(5), 459-464.

Bölüm 6

DİŞ HEKİMLİĞİNDE RENK VE RENK BELİRLEME YÖNTEMLERİ¹

Onur Doğan DAĞ²

Göknil ALKAN DEMETOĞLU³

1 Kitap bölümü “Tam Seramik Restorasyonlarda Dual Sertleşen Resin Simanın Renk Değişiminin Spektrofotometre İle İn Vitro Olarak İncelenmesi” isimli uzmanlık tezinden üretilmiştir. Tez sahibi: Onur Doğan DAĞ, Tez Danışmanı: Göknil ALKAN DEMETOĞLU

2 Doktor Öğretim Üyesi, Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, odd823@hotmail.com, ORCID: 0000-0002-3696-0471

3 Doktor Öğretim Üyesi. Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD., goknealkan@hotmail.com, ORCID: 0000-0002-8280-8577

Hastaların daha estetik bir görünüm beklentisiyle diş hekimine başvurmaları diş hekimleri için yeni zorluklar ve dikkat edilmesi gereken daha fazla durum ortaya çıkarmıştır. 1931’de Clark estetik sorunlarla ilgili tanımlamalar yapmıştır (Clark, 1931). Bu tanımlamalardan birisi de yapılacak olan restorasyonun renginin belirlenmesi ile ilgilidir.

Günümüz diş hekimliğinde estetik için restorasyonların doğal diş rengiyle uyumlu olması önemlidir. Renk seçimi klinisyen için titizlikle yapılması gerekmektedir. Doğal dişlerle uyumlu renkte restorasyon yapabilmek için renk seçimi kadar rengi doğru tanımlayabilmek de önem taşır. Rengin oluşması için bir uyarıcı ile bu uyarıyı alan ve değerlendiren bir yapı gerekmektedir. Işık bir uyarıcı olarak cisme gelir, yansyarak göze ulaşır ve göz de bu uyarıyı beyindeki görme merkezine iletir (Keyf, Uzun, & Altunsoy, 2009).

Işık, çeşitli dalga boylarında oluşan elektromanyetik radyasyondur ve kırıldığında bir spektrum oluşturur. Bu elektromanyetik spektrumun bir ucunda gamma ışınları diğer ucunda ise radyo dalgaları bulunur (Rosenstiel, Land, & Fujimoto, 2015). Spektrumun ortalarında, mor ötesi ile kızıl ötesi dalga boyları arasında ise görünür ışık yer alır. İnsan gözü 400nm (mor)-700nm (koyu kırmızı) dalga boyları arasındaki ışığa duyarlıdır. Buna görünür ışığın spektrumu denmektedir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013; Rosenstiel et al., 2015; Ulusoy & Toksavul, 1992).

Renk belirlemede gözlemci, obje ve ışık kaynağı önemli rol oynar. Bu etkenlerden birisindeki değişiklik de renk seçimini etkiler (Keyf et al., 2009).

İnsan gözü, renkleri, retina üzerine gelen ışık ile algılamaktadır. Retinada konik hücreler ve çubuk hücreler olmak üzere ışık algılayıcı iki tip hücre bulunur. Rengin algılanmasından sorumlu olan hücreler konik hücrelerdir. Üç tip konik hücre vardır ve her biri farklı rengin algılanmasından sorumludur (kırmızı, yeşil ve mavi). Retina renk skalasındaki bütün renklere aynı oranda hassas değildir. Göz, renk spektrumunun orta bölgesindeki renklere daha fazla hassasiyet göstermektedir. Gözün en hassas olduğu renk ise 550-570nm dalga boyundaki sarımsı yeşildir (Joiner, 2004; Phillips, 1973; “Precise color communication,” 1994).

Bazı değişkenler rengin farklı algılanmasına yol açabilmektedir. Gözlemcilerin farklı olması, ışık kaynağı farkları, cismin büyüklüğündeki farklar, arka fon farklılığı bu değişkenlerden bazılarıdır (Keyf et al., 2009). Belli bir ışık kaynağı altında cisimler aynı renkte görünebilirken, farklı ışık kaynakları altında aynı renk cisimler farklı tonlarda görülebilmese durumu metamerizm diye adlandırılır ve renk seçimi sırasında bu

durumla karşılaşmamak için dikkat göstermek gerekir (Keyf et al., 2009). Renk seçiminde, öncelikle, hastanın bulunduğu ortamdaki aydınlatmaya dikkat edilmelidir. Laboratuvarı ve muayenehanede aynı özellikteki ışık kaynakları kullanılmalıdır. Bu yaklaşım metamerizmi önlemeye yardımcı olacaktır (Vryonis, 1985).

Hastanın kıyafeti ve makyajı, renk seçiminin yapılacağı odanın rengi ve dışın yüzey özellikleri rengin algılanmasına etki eden faktörlerdir (Fondriest, 2003). Bir eşyanın algılanan rengi, eşyanın fiziksel özelliklerinden, maruz kaldığı ışığın türünden, diğer renkli objelerle olan ilişkisinden ve kişinin subjektif değerlendirmesinden etkilenir. Dolayısıyla bir diş, değişik kişilere değişik ışık kaynakları altında farklı renkte görünebilir (Rosenstiel et al., 2015).

5.500 Kelvin renk sıcaklığındaki gün ışığının ideal ışık kaynağı olduğu düşünülmektedir. Böyle bir ışık beyaz ışığı meydana getirmek için gerekli olan bütün ana renkleri (kırmızı, yeşil, mavi) eşit miktarda içerir. Öğle ile öğleden sonra üç arasındaki saatler (12.00-15.00) renk seçimi için en iyi zamandır; en iyi renk ısı ve renk kalitesi elde edilebilmektedir (Vryonis, 1985).

Güneş ışığı, aydınlatma ve renk seçimi için her zaman ideal olmadığı ve günün farklı saatlerinde değişkenlik gösterdiği için suni bir aydınlatma gerekli olabilmektedir. Suni ışık kaynakları da rengin eşit dağılımını sağlayamamaktadır. En yaygın ışık kaynakları akkor flamanlı ve floresan lambalardır. Akkor ışık kaynağında sarı-kırmızı, floresan ışık kaynağında ise mavi baskındır (UZUN, KEYF, & ALTUNSOY). Klinik ve laboratuvarlarda aydınlatma için, rengi düzeltilmiş floresan lambalar kullanılmalı ve renk sıcaklığı bütün çalışma alanında 5.500 Kelvin olmalıdır. Böylece renk seçimi için en uygun aydınlatma sağlanmış olur (Paravina, 2002; Vryonis, 1985). Aydınlatma koşullarının yoğunluğu da önemlidir. Şayet ışığın miktarı çok az ise ince detaylar kaybolur ve göz ana rengi zor algılar hale gelir. Genellikle muayenehanelerdeki tavan aydınlatması her şeyi görebilmek için yeterince yoğun değildir. Çok fazla yoğunluk ise gözlerin kamaşmasına yol açar ve rengin tam olarak belirlenmesine engel olur. Dental ünit ışıkları renk seçimi için kullanılmamalıdır. Bunların çoğu, yüksek oranda kırmızı sarı spektrumdaki ve düşük oranda mavi uçtaki ışığı dışarı veren akkor ışıklardır ve göz kamaşması (parlama) oluşturarak gözleri yormaktadır. Bu nedenle, bir dental ünit ışığının kullanımından sonra hemen renk seçimi yapılması yanlıştır. Doğru bir renk seçimi için 1200 ile 1500 lux arasında aydınlatma sağlayan lambalar kullanılmalıdır (Paravina, 2002).

Doğal dişler, özellikle dentin tabakasının organik madde içermesi

nedeniyle floresans özellik gösterir. Floresanslık, bir materyal tarafından ışığın absorpsiyonu ve daha sonra uzun bir dalga boyunda yayılması olarak tanımlanabilir. Floresans özellikli restorasyonlar daha parlak ve canlı görünür. Bu nedenle, diş hekimliğinde porselenin yapısına floresans özelliğe sahip tozlar ilave edilmektedir (Fondriest, 2003; Rosenstiel et al., 2015).

2.4.1. Renk Sistemleri

Yirminci yüzyılın başından beri renkleri matematiksel olarak hesaplayarak farklı alanlarda farklı amaçlarla kullanabilmek için birçok renk sistemi tasarlanmıştır. Bu sistemlerden bazılarında teorik, bazılarında örneklerin yerleştirilmesi, bazılarında ise fiziksel ölçümler ve hesaplamalar esas almaktadır (Bilmeyer & Saltzman, 1966).

Renk sistemleri renklerin üç boyutlu olarak uzaydaki konumlarını belirleyerek eğitim amaçlı renk tanımlamak ve ürünlerde renk belirlemek için tasarlanmıştır. Bu kullanım alanlarına sahip renk sistemlerinin neredeyse hepsi yirminci yüzyılda oluşturulmuştur. Oluşturuldukları yıllara göre renk sistemleri şöyle sıralanabilir:

- a) Munsell renk sistemi (1905)
- b) Otswald renk sistemi (1914)
- c) CIE renk sistemi (1931)
- d) DIN renk sistemi (1955)
- e) NCS renk sistemi (1962)
- f) Coloroid renk sistemi (1968)

Fakat bu sistemlerden hiç birisi tam olarak geçerli sayılmamıştır. Munsell ve CIE renk sistemleri geliştirilme prensipleri ve nitelikleri açısından en çok üzerinde durulan renk sistemleridir (Bilmeyer & Saltzman, 1966; Chu, Devigus, & Mieleszk, 2004; Paravina, 2004; Sproull, 1973a, 1973b).

2.4.1.1. Munsell Renk Sistemi

Bilinen en eski renk sistemi olan Munsell renk sistemini Albert H. Munsell 1905 yılında düzenlemiş ve rengi üç boyutlu olarak belirlemeyi amaçlamıştır. Rengi bu şekilde belirmenin prensibini, rengin üç özelliği belirlemektedir. Bu üç özellik hue, value ve chroma olarak isimlendirilmektedir. Hue, ana rengi tanımlamaktadır. Value rengin parlaklığını anlatırken, chroma ise rengin doygunluğunu anlatır (Fondriest, 2003; Joiner, 2004; Paravina, 2004; Rosenstiel et al., 2015; R. R. Seghi, Johnston,

& O'brien, 1986; Sproull, 1973a).

Munsell renk sisteminde renklerin dizilimi bir küre şeklinde gösterilmektedir. Kürenin dikey ekseninde on basamağa bölünmüş olan parlaklık (value), dikey eksenin her basamağının etrafında yine 10 basamağa bölünmüş olan yatay renk tonu (hue) örnekleri bulunmaktadır. Renk tonlarının yoğunluğu (chroma) eksenden dışa doğru uzanmaktadır (Preston, 1982; Sproull, 1973a, 1973b).

2.4.1.1.1. Hue

Rengin özel adı olarak ifade edilmektedir ve renk ailesinden bir rengi diğerlerinden ayırt etmekte kullanılmaktadır. Hue, göze yansıyan ışığın spesifik dalga boyuna göre beyinde oluşturduğu mavi, kırmızı gibi renk algısını da ifade etmektedir. Munsell renk sisteminde beş ana renk tanımlanmaktadır; kırmızı, sarı, mavi, yeşil ve mor. Ayrıca bu ana renklerin birleşiminden oluşan beş tane daha birleşim renk bulunur; sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mor. Ana ve birleşim renkleri olmak üzere on farklı renk ve bu on farklı rengin her biri için de değişik value değerine sahip on, toplamda da yüz farklı hue değeri bulunmaktadır (Fondriest, 2003; Joiner, 2004; Paravina, 2004).

2.4.1.1.2. Value

Rengi belirlenecek olan maddenin parlaklık, matlık derecesini gösteren değer value olarak adlandırılır. Bir maddenin parlaklığı, cisim üzerinden yansıyan veya geçen ışık enerjisi miktarına bağlıdır ve yansıyan ışık miktarı ile doğru orantılıdır. Munsell renk sisteminde value değerleri sıfırdan ona kadar derecelendirilmiştir ve sistemin en altında siyah, en üstünde ise beyaz renk bulunmaktadır. Bu değerler arasında siyahtan beyaza doğru olan gri tonları value değerlerini oluşturur ve saf beyaz on, saf siyah ise sıfır olarak belirlenmiş ve ulaşılmaz olarak değerlendirilmiştir. Doğal dişlerin value değerleri 4-8 arasında değişmektedir.

Birçok araştırmacıya göre diş hekimliğinde renk seçiminin en önemli aşaması value değerinin tespitidir. Value değerinin hatalı tespit edildiği bir restorasyon, değer yüksek ise daha parlak ve opak, düşük ise daha gri ve cansız görmektedir. Özellikle yüksek value değerine sahip restorasyon doğal dişlerden daha kolay ayırt edilebilmekte ve estetik olarak daha fazla hataya neden olmaktadır.

Ayrıca value değerinin doğru tespit edildiği bir restorasyonda, hue ve chroma değerlerinin hatalı tespiti sonucu ortaya çıkacak estetik hatalar nispeten daha az fark edilebilmektedir (Bilmeyer & Saltzman, 1966; Chu et al., 2004; Fondriest, 2003; Paravina, 2004; Rosenstiel et al., 2015).

2.4.1.1.3. Chroma

Chroma, bir rengin doygunluğu ve saflığını belirlemekle beraber rengin içerdiği ana renk miktarını yani ana rengin yoğunluğunu da ifade etmektedir. Munsell tarafından kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak bildirilmiştir (Joiner, 2004; Sproull, 1973a).

2.4.1.2 CIE Renk Sistemi

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE; “Commision del’ Eclairage” veya “International Commission on Illumination”) renk, görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ile verilen bir renge, insan görme sisteminin cevabını gösteren tristimulus değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur (Joiner, 2004).

CIE’nin belirlediği renk sistemlerini şu şekilde sıralayabiliriz (Sharma & Bala, 2002):

1. CIE 1976 $L^*u^*v^*$ renk sistemi
2. CIE 1976 $L^*a^*b^*$ renk sistemi
3. CIE 1994 $L^*c^*h^*$ renk sistemi
4. CIEDE 2000 renk sistemi

2.4.1.2.1 CIE 1976 $L^*u^*v^*$ Renk Sistemi

CIE 1976 yılında tristimulus değerleriniz üç boyutlu düzlem olarak x, y, z düzleminde ifade ederken L^* , u^* , v^* değerleri bu düzlemlerle eşleştirilmiştir. Munsell renk sistemindeki value yani parlaklık değeri bu sistemde L^* ile uyumluluk göstermektedir. u^* ve v^* düzleminde, rengin radyal mesafesi Munsell renk sisteminde chroma değeriyle, açısız pozisyonu hue değeriyle uyumludur (Sharma & Bala, 2002).

2.4.1.2.2. CIE 1976 $L^*a^*b^*$ Renk Sistemi

CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi, CIE tarafından 1976 yılında geliştirilmiştir. Standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değerlerinin hesaplanması ile ortaya çıkartılmıştır. Munsell renk sisteminde olduğu gibi CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde de renk üç koordinatta verilir. Tüm renkler bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alır. CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde renklerin L^* , a^* ve b^* koordinatlarına göre dağılımları çizgiseldir, daha düzgün bir sıralama gösterir ve farklı renkler arasındaki uzaklıklar eşittir. Bu nedenle de renk ölçümü ve renk ayrımı yapıldığı durumlarda, dış hekimliği araştırmaları ve literatürde sıklıkla

kullanılan renk sistemidir (Akyil & Bayindir, 2010; Bilmeyer & Saltzman, 1966; Fondriest, 2003; Karaagaclioglu & Yilmaz, 2008; Paravina, 2004; R. R. Seghi et al., 1986).

CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde L^* , Munsell sistemindeki value değeri ile orantılıdır ve rengin açıklık, koyuluk veya siyah-beyaz karakterini göstermektedir. L^* parametreleri dikey ekseninde bulunup, açık renkler L^* dikey ekseninde daha yukarıda ve daha yüksek değere sahipken koyu renkler eksenin daha altında ve daha düşük değerlerdedir. Saf siyah rengin L^* değeri sıfır iken saf beyazın L^* değeri yüzdür. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde a^*b^* , Munsell sistemindeki hue ve chroma değerleri ile orantılıdır. a^* parametreleri yatay ekseninde olup, değeri arttıkça bir cismin kırmızıya ve değeri düştükçe yeşile yaklaştığını göstermektedir. b^* parametreleri de a^* yatay eksenine dik olan yatay ekseninde olup yine cismin sarı ile mavi arasındaki koordinatlarını göstermektedir. Değeri arttıkça renk sarıya azaldıkça maviye kaymaktadır. a^* ve b^* koordinatlarının sıfır değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir (Akyil & Bayindir, 2010; Bayındır & AG, 2006; Bilmeyer & Saltzman, 1966; Guler, Kurt, & Kulunk, 2005; Guler, Yilmaz, Kulunk, Guler, & Kurt, 2005; Joiner, 2004; Kucukesmen, Usumez, Ozturk, & Eroglu, 2008; Okubo, Kanawati, Richards, & Childressd, 1998; Paravina, 2004; R. R. Seghi et al., 1986).

CIE $L^*a^*b^*$ yöntemi ile yapılan renk eşleştirilmesi ya da ölçümü sonucu ortaya çıkan ΔE değerlerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabildiği de araştırmacılar tarafından tartışılmıştır. Araştırmacılar ΔE değerinin büyüklüğüne göre yapılan eşleştirmelerin niteliğini tanımlamaya çalışmışlardır. Eğer bir materyal test koşulları ardından renk farklılığı $\Delta E=0$ ise renk stabil olarak tanımlanmıştır (Miyasaka, Miura, Nagatomi, & Yoshimine, 2008). $\Delta E \leq 1$ olması, renk değişikliğinin gözlemcilerden sadece % 50 si tarafından algılanabilir olmasıdır ve klinik olarak algılanamaz renk değişikliğini tanımlamaktadır (ABU-BAKR, Han, Okamoto, & IWAKU, 2000; Doray, Li, & Powers, 2001; Douglas & Przybylska, 1999; Karamouzou, Papadopoulos, Kolokithas, & Athanasiou, 2007; Kim & Um, 1996; Lindsey & Wee, 2007; Patel, Gordan, Barrett, & Shen, 2004; R. R. Seghi et al., 1986). $1 \leq \Delta E \leq 2$ arasında olması klinik olarak algılanabilir renk değişimini tanımlamaktadır (Lee, Cha, & Ahn, 2007; Paravina, 2004; R. Seghi, Johnston, & O'Brien, 1989). $\Delta E \leq 3,7$ gözlemcilerin %100'ü tarafından algılanabilir ve klinik olarak kabul edilebilir renk değişimini tanımlamaktadır (Lee et al., 2007; R. Seghi et al., 1989).

$\Delta E > 3,7$ klinik olarak kabul edilemez renk değişimi ve çok yetersiz uyum olarak tanımlamaktadır (Eliades, Kakaboura, Eliades, & Brad-

ley, 2001; Johnston & Kao, 1989; Karamouzos et al., 2007; Miyasaka et al., 2008; Paravina, 2004; Powers, Bakus, & Goldberg, 1988). İncelenen çalışmaların çoğunda renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir sınırı 3,7 ünite olarak kabul edilmiştir (Eliades, Gioka, Heim, Eliades, & Makou, 2004; Eliades et al., 2001). Çalışmamızda da renk değişiminin kabul edilebilir eşik değeri olarak 3,7 ünite kullanılmıştır.

2.4.1.2.3 CIE 1994 Renk Sistemi

1989 yılında toplanan CIE' de cisimler üzerine gün ışığında görülen renk farklarının sayısal değerlerini belirleme konusunda çeşitli kararlar alınmıştır. Bu alınan kararları TC1-29 (Endüstriyel Renk Farkı Değerlendirmesi- Industrial Colour Difference Evaluation) 1992 yılında geçici olarak açıklanan iki ana başlık için belirlenen kurallar CMC (1:c) kurallarının bir modifikasyonuydu. 1995 yılında açıklanan son değerlendirmedeki formül renk sistemleriyle ilgili daha önce yapılan tüm çalışmaların bütün detaylarını da ortaya koymuştur. Bu formülün tam adı CIE 1994($\Delta L^* \Delta C^*_{ab} \Delta H^*_{ab}$) olarak belirlenmiştir. Bu formülün resmi kısaltma ismi ise CIE 94 olarak açıklanmıştır (McDonald & Smith, 1995).

Cismin görüntülediği şartlar ve cismin yapısı gibi birçok faktör görüntülemeyi etkilemektedir. Daha önce toplanan CIE' de belirlenen kurallarla birlikte bu şekilde renk belirleme işlemleri sırasında renge etki eden diğer faktörler CIE 94' de göz önüne alınmış ve bununla ilgili araştırmalar yapılmıştır. Bununla beraber renk ölçümünü etkileyen tüm faktörleri belirlemenin imkansız olması nedeniyle önceki toplantıda belirlenen kurallar da dikkate alınarak referans olarak varsayılan değerler kullanılabilecek şekilde standardize edilmiştir. Renk belirlemeye etkileyen diğer durumlardaki değer parametrelerinin belirlenmesi ile belirlenen formülün devamlı olarak geliştirilebilmesi beklenmektedir (McDonald & Smith, 1995).

2.4.1.2.4. CIEDE 2000 Renk Sistemi

CIEDE 2000 renk sistemi 2001 yılında CIE teknik komite heyeti tarafından yayınlanmıştır (Luo, Cui, & Rigg, 2001). CIEDE 2000 renk sistemi önceki CIE $L^*a^*b^*$ ve CIE 94 renk sistemlerini içeren denklemleri daha sofistike ve daha hesaplama anlamında geniş bir içeriğe sahiptir. CIEDE 2000, CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde kullanılan üç boyutlu uzay temel alınarak tasarlanmıştır (Sharma, Wu, & Dalal, 2005).

2.4.2. Renk Ölçüm Yöntemleri

Belirli bir dış renginin belirlenmesinde kullanılabilecek temelde iki yöntem bulunmaktadır; görsel ve bir cihaz yardımıyla renk ölçümü yapıl-

ması. Diş hekimliğinde bu amaçla en sık kullanılan yöntem, renk skalalarına ait örneklerin karşılaştırılmasıdır. Görsel renk tespit yöntemleri pratik olmalarına rağmen oldukça subjektif yöntemlerdir. Bununla beraber cihaz yardımıyla yapılan ölçümlerden objektif ve hızlı sonuç alınmasının yanı sıra, bu sonuçların sayısal verilere dönüştürülebilmesi gibi avantajları mevcuttur (Bayındır & AG, 2006; Bilmeyer & Saltzman, 1966; Johnston & Kao, 1989; Omar, Atta, El-Mowafy, & Khan, 2010; R. Seghi, 1990; Van der Burgt, Ten Bosch, Borsboom, & Plasschaert, 1985).

2.4.2.1. Görsel Renk Ölçüm Yöntemleri

Renk, kişiden kişiye değişen subjektif bir algıdır. Renk algılamasını etkileyen etkenler; ışık kaynağı, cisim ve gözlemciye bağlı etkenlerdir. Bir cismin rengi yalnızca retina görüntüsündeki ışığın spektral bileşimine bağlı değildir (Douglas, 1997; Joiner, 2004). Bu yöntemle yapılan renk seçimlerinin tekrarlanabilirliğini etkileyebilecek pek çok faktör bulunmaktadır:

1. Ortamdaki ışığın spektral özelliklerine ve şiddetine bağlı faktörler
2. Rengi seçen kişinin deneyimi, becerisi, yaşı, cinsiyeti ve renk reseptörlerinin yorgunluğu gibi bireysel varyasyonları ve ruhsal durumu
3. Renk belirlerken kullanılan renk skalalarının doğal dişe ait tüm tonları barındıracak yeterlilikte olması
4. Renk skalasındaki örneklerin, renk düzlemlerine göre sistematik yerleşip yerleşmediği (Bilmeyer & Saltzman, 1966; Sproull, 1973a)

2.4.2.2 Cihaz Kullanarak Yapılan Renk Ölçümü

Cihazlarla yapılan renk analizi, optik aletlerle nesnenin yansıttığı ışık analiz edilerek yapılmaktadır. Nesnelerin rengi hakkında tutarlı, güvenilir ve sayısal veri sağlanır (Keyf & Etikan, 2004; Lichter, Solomowitz, & Sher, 2000). En büyük avantajı subjektifliği ortadan kaldırması ve tekrarlanabilirliğidir (Chu et al., 2004; Joiner, 2004; Okubo et al., 1998). Cihaz kullanarak yapılan renk ölçümlerinin daha maliyetli olması, aletin doğru kalibre edilmediği veya kullanılmadığı zaman hatalı sonuçlar alınabilmesi gibi dezavantajları da mevcuttur (Bayındır & AG, 2006; Chu et al., 2004; Chu, Trushkowsky, & Paravina, 2010; Joiner, 2004; Okubo et al., 1998; R. Seghi, 1990; Wee, Monaghan, & Johnston, 2002). Klinik renk-seçim cihazları kolorimetreler, spektrofotometreler ve görüntüleme sistemleridir (Stephen J. Chu, 2010).

2.4.2.2.1. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde ortalama renk seçimi için en kullanışlı, en doğru sonuçları veren bir cihazdır (S. J. Paul, Peter, Rodoni, & Pietrobon, 2004). Bir cisimden 1-25nm aralıklarla görülebilen ışık spektrumunda yansıyan ışık enerjisini ölçerler. Bir spektrofotometre bir optik radyasyon kaynağına sahiptir ki bu kaynak ışık yayar. Ayrıca bir optik ölçüm sistemi vardır. Bu sistem bir çeşit tarayıcı ve belirlenen ışık sinyallerini analiz edilebilecek bir çeviricidir. Belirlenen sinyaller genellikle diş hekimliğinde kullanılabilme amacıyla renk skalasındaki renklere denk gelen değerlere çevrilir. İnsan gözüne oranla %33 daha iyi doğruluk ve %93,3 objektif seçim kaynağıdır (S. Paul, Peter, Pietrobon, & Hämmerle, 2002). Genellikle spektrofotometreler çalışmalarda referans olarak kullanılır (Lasserre, Pop-Ciutrla, & Colosi, 2011; Lehmann, Igiel, Schmidtmann, & Scheller, 2010; R. Seghi, 1990). Bütün bu avantajlarına rağmen diş yapısının translusensisi ve kıvrımlı olması ölçümde hatalara neden olabilmektedir (Guan et al., 2005; Hammad, 2003; R. Seghi, 1990).

2.4.2.2.2. Kolorimetreler

Kolorimetreler üçlü uyarım ile görülebilir ışığın tristimulus ölçümü ve kırmızı, mavi yeşili filtreleyerek ölçüm yapar. Kolorimetreler yansıyan dalgalı ölçüm yapamaz ve zamanla filtrelerin eskimesiyle spektrofotometrelere oranla daha az doğru seçim yapabilir (Ristić & Paravina, 2009). Bazı görüntüleme kolorimetreleri dişüç bölümde görüntüleyebilir: gingival, orta üçlü, insizal. Bazı kolorimetrelerde sanal renk deneyebilme özelliği de bulunmaktadır (Kim-Pusateri, Brewer, Davis, & Wee, 2009).

2.4.2.2.3. Kamera ile Görüntüleme Sistemleri

Dijital kameralar hala kırmızı, mavi, yeşil renklerin bir birine eklenerek kullanıldığı sistemlerle kayıt yapmaktadır. Bu uygulamanın birçok farklı yöntemi vardır. Dijital kameralar hala sübjektif insan gözüyle yapılan renk seçiminde en temel elektronik renk seçim yöntemidir. Bazı görüntüleme sistemleri dış ortamdan gelen ışığın, ölçümü etkilemesini önlemek amacıyla ağız içi kamera sistemi şeklinde tasarlanmıştır (Lasserre et al., 2011).

2.5. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Termal siklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırmayöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5° C ve55° C suda 500 döngü uygulanması uygun bir yaşlandırma testibiçimidir. Termal siklus aşırı sıcak ve soğğun ağız boşluğuna girmesini taklit eder (Davidson, Abdalla, & GEE, 1993; øilo & Austrheim, 1993; Titley, Caldwell,

& Kulkarni, 2003).

ISO standartlarına göre yapılan 10000 döngünün deneysel olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğu öne sürülmüştür (Gale & Darvell, 1999).

Renk Eşleştirme Hatalarının Nedenleri(Vijayan & k Shibu):

- Kalitesiz aydınlatma.
- Kanıta dayalı olmayan renk kılavuzlarının kullanımı: Klasik, nesnel olan 3D'ye kıyasla öznel.
- Rengi seçiminin çok uzun sürmesi: Fizyolojik olarak, oyalanırsak veya çok uzun süre bakarsak, kararlarımızda hatalara neden olmaktadır.
- Fotoğraf kullanmamak: Fotoğraf çekmek yalnızca hasta eğitimi ve tedavi planlaması için değil, aynı zamanda laboratuvarımızla iletişim için de kritik öneme sahiptir.
- Renk seçimini randevunun sonuna bırakmak: Tedavi süreçlerinde hekimin ve dolayısı ile gözlerinin yorulması hatalı renk seçimine neden olabilmektedir.
- Opto-elektrik cihazlar kullanmamak.
- Aşırı doygun arka planlar: Arka planda ne olduğu, bir renk seçerken neye baktığınızı önemli ölçüde etkileyecektir. Pastel renkli önlükler kullanıyorsanız veya sandalyeniz yanık turuncuysa, bu renk seçimini gerçekten etkileyebilir.
- Tek bir yöntem kullanmak: En sık karşılaşılan hatalardan birisi
- Eski renk skalası kullanmak: Günümüzün enfeksiyon kontrolüyle renk skalalarımızı dezenfekte ediyoruz. Zamanla, renk skalasındaki cila tabakasını soyuyoruz, bu nedenle ofisinizde kullandığınız renk teknisyenininkiyle uyuşmuyor (Köroğlu, Makhloota, & Bal, 2021).
- Renk körlüğü: Renk körlüğü, belirli renkler arasındaki farkları ayırt edememe durumudur. Bu durum, retinanın koni hücrelerinde renk duyarlı pigment eksikliğinden kaynaklanır. İnsanlar renk körü olarak doğarlar çünkü koni hücreleri bebek yaklaşık dört aylık olana kadar çalışmaya başlamaz. Yirmi erkekten biri bir tür renk körlüğünden muzdariptir, ancak birkaç yüz kadından yalnızca biri renk körüdür. Renk körlüğü genellikle kalıtsaldır,

yani genetik bir kusurdur.

Kaynakça

- ABU-BAKR, N., Han, L., Okamoto, A., & IWAKU, M. (2000). Color stability of compomer after immersion in various media. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(5), 258-263.
- Akyil, M. Ş., & Bayındır, F. (2010). Time dependent effects of various staining agents on colour of artificial teeth. *Materials Research Innovations*, 14(5), 365-369.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences.
- Bayındır, F., & AG, W. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(3), 40-46.
- Bilmeyer, F. W., & Saltzman, M. (1966). *Principles of color technology*: Interscience.
- Chu, S. J., Devigus, A., & Mieleszk, A. J. (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*: Quintessence Publishing Company.
- 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.
- Clark, E. B. (1931). An analysis of tooth color. *The Journal of the American Dental Association* (1922), 18(11), 2093-2103.
- Davidson, C., Abdalla, A., & GEE, A. (1993). An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. *Journal of oral rehabilitation*, 20(3), 291-300.
- Doray, P. G., Li, D., & Powers, J. M. (2001). Color stability of provisional restorative materials after accelerated aging. *Journal of Prosthodontics*, 10(4), 212-216.
- Douglas, R. D. (1997). Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *The journal of prosthetic dentistry*, 77(5), 464-470.
- Douglas, R. D., & Przybylska, M. (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The journal of prosthetic dentistry*, 82(2), 143-149.
- Eliades, T., Gioka, C., Heim, M., Eliades, G., & Makou, M. (2004). Color stability of orthodontic adhesive resins. *The Angle orthodontist*, 74(3), 391-393.
- Eliades, T., Kakaboura, A., Eliades, G., & Bradley, T. G. (2001). Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives. *The European Journal of Orthodontics*, 23(1), 85-90.
- Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
- Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- Guan, Y. H., Lath, D. L., Lilley, T., Willmot, D., Marlow, I., & Brook, A.

- (2005). The measurement of tooth whiteness by image analysis and spectrophotometry: a comparison. *Journal of oral rehabilitation*, 32(1), 7-15.
- Guler, A. U., Kurt, S., & Kulunk, T. (2005). Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. *The journal of prosthetic dentistry*, 93(5), 453-458.
- Guler, A. U., Yilmaz, F., Kulunk, T., Guler, E., & Kurt, S. (2005). Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *The journal of prosthetic dentistry*, 94(2), 118-124.
- Hammad, I. A. (2003). Intrarater repeatability of shade selections with two shade guides. *The journal of prosthetic dentistry*, 89(1), 50-53.
- Johnston, W., & Kao, E. (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *Journal of dental research*, 68(5), 819-822.
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3-12.
- Karaagaciloglu, L., & Yilmaz, B. (2008). Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. *Operative dentistry*, 33(4), 386-391.
- Karamouzos, A., Papadopoulos, M., Kolokithas, G., & Athanasiou, A. (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of oral rehabilitation*, 34(8), 613-621.
- Keyf, F., & Etikan, I. I. (2004). Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. *Dental Materials*, 20(3), 244-251.
- Keyf, F., Uzun, G., & Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 33(4), 52-58.
- Kim, H. S., & Um, C. M. (1996). Color differences between resin composites and shade guides. *Quintessence international*, 27(8).
- Kim-Pusateri, S., Brewer, J. D., Davis, E. L., & Wee, A. G. (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The journal of prosthetic dentistry*, 101(3), 193-199.
- Köroğlu, A., Makhloota, M., & Bal, B. T. (2021). A review of color matching in dentistry. *Medical Records*, 3(1), 44-49.
- Kucukesmen, H. C., Usumez, A., Ozturk, N., & Eroglu, E. (2008). Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *Journal of dentistry*, 36(3), 219-223.
- Lasserre, J.-F., Pop-Ciutirila, I.-S., & Colosi, H.-A. (2011). A comparison between a new visual method of colour matching by intraoral camera and conventional visual and spectrometric methods. *Journal of dentistry*, 39, e29-e36.
- Lee, Y.-K., Cha, H.-S., & Ahn, J.-S. (2007). Layered color of all-ceramic core and veneer ceramics. *The journal of prosthetic dentistry*, 97(5), 279-286.

- Lehmann, K. M., Igiel, C., Schmidtman, I., & Scheller, H. (2010). Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *Journal of dentistry*, 38, e65-e70.
- Lichter, J., Solomowitz, B., & Sher, M. (2000). Shade selection. Communicating with the laboratory technician. *The New York state dental journal*, 66(5), 42-46.
- Lindsey, D. T., & Wee, A. G. (2007). Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth. *Journal of dentistry*, 35(7), 593-599.
- Luo, M. R., Cui, G., & Rigg, B. (2001). The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Research & Application*, 26(5), 340-350.
- McDonald, R., & Smith, K. J. (1995). CIE94-a new colour-difference formula. *Coloration Technology*, 111(12), 376-379.
- Miyasaka, M., Miura, H., Nagatomi, H., & Yoshimine, M. (2008). The effects of various finishing materials on the gloss and the color change of indirect prosthetic resin composites. *Journal of medical and dental sciences*, 55(1), 1-6.
- Öilo, G., & Austrheim, E. K. (1993). In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(4), 263-269.
- Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W., & Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The journal of prosthetic dentistry*, 80(6), 642-648.
- Omar, H., Atta, O., El-Mowafy, O., & Khan, S. A. (2010). Effect of CAD-CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *Journal of dentistry*, 38, e95-e99.
- Paravina, R. D. (2002). Evaluation of a newly developed visual shade-matching apparatus. *International Journal of Prosthodontics*, 15(6).
- Paravina, R. D. (2004). *Esthetic color training in dentistry* (Vol. 1): Mosby.
- Patel, S. B., Gordan, V. V., Barrett, A. A., & Shen, C. (2004). The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 135(5), 587-594.
- Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N., & Hämmerle, C. (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research*, 81(8), 578-582.
- Paul, S. J., Peter, A., Rodoni, L., & Pietrobon, N. (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *The journal of prosthetic dentistry*, 92(6), 577.
- Phillips, R. W. (1973). Skinner's science of dental materials. *W. B. Saunders Company*, xii+ 682, 26 x 18 cm, illustrated, 1973.
- Powers, J., Bakus, E., & Goldberg, A. (1988). In vitro color changes of posterior composites. *Dental Materials*, 4(3), 151-154.

- Precise color communication. (1994). In L. J. Minolta Co. (Ed.).
- Preston, J. D. (1982). Communication, alienation, or confusion. *The journal of prosthetic dentistry*, 48(5), 599-606.
- Ristić, I., & Paravina, R. (2009). Color measuring instruments. *Acta Stomatologica Naissi*, 25(60), 925-932.
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Fujimoto, J. (2015). *Contemporary fixed prosthodontics*: Elsevier Health Sciences.
- Seghi, R. (1990). Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *Journal of dental research*, 69(5), 1180-1183.
- Seghi, R., Johnston, W., & O'Brien, W. (1989). Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *Journal of dental research*, 68(12), 1755-1759.
- Seghi, R. R., Johnston, W. M., & O'Brien, W. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *The journal of prosthetic dentistry*, 56(1), 35-40.
- Sharma, G., & Bala, R. (2002). *Digital color imaging handbook*: CRC press.
- Sharma, G., Wu, W., & Dalal, E. N. (2005). The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application*, 30(1), 21-30.
- Sproull, R. C. (1973a). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The journal of prosthetic dentistry*, 29(4), 416-424.
- Sproull, R. C. (1973b). Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *The journal of prosthetic dentistry*, 29(5), 556-566.
- Stephen J. Chu, R. D. T., Rade D. Paravina. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 38, 2-16.
- Titely, K., Caldwell, R., & Kulkarni, G. (2003). Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. *American journal of dentistry*, 16(2), 120-124.
- Ulusoy, M., & Toksavul, S. (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Dişhek Fak Derg*, 13, 29-36.
- UZUN, G., KEYF, F., & ALTUNSOY, S. The Effects of Different Cement Colors on the Final Color of In-Ceram Ceramic Restorations In-Ceram Seramik Restorasyonların Son Rengi Üzerine Farklı Siman Renklerinin Etkisi.
- Van der Burgt, T., Ten Bosch, J., Borsboom, P., & Plasschaert, A. (1985). A new method for matching tooth colors with color standards. *Journal of dental research*, 64(5), 837-841.
- Vijayan, A., & k Shibu, S. Colour Matching in Dentistry.
- Vryonis, P. (1985). *Aesthetics in ceramics: perceiving the problem*. Paper presented at the Proceedings of the 4th International Symposium of Ceramics. Carol Stream, IL: Quintessence Publishing.

Wee, A. G., Monaghan, P., & Johnston, W. M. (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *The journal of prosthetic dentistry*, 87(6), 657-666.

Bölüm 7

DİŞ HEKİMLİĞİNDE DİJİTAL GÜLÜŞ TASARIMI

Özgül ALVER¹

Ayşegül KURT²

1 Araştırma Görevlisi, Trakya Üniversitesi, ORCID: 0009-0000-2054-2526

2 Doç. Dr., Trakya Üniversitesi, ORCID: 0000-0003-2775-3179

GİRİŞ

Estetik diş hekimliği, yalnızca fonksiyonun yeniden kazandırılmasıyla sınırlı kalmayıp, bireylerin sosyal ve psikolojik açıdan tatmin edici bir gülüşe sahip olmasını da amaçlamaktadır. Gülüşün iletişimde ve estetik algıda oynadığı rol, estetik diş hekimliği uygulamalarının hızla gelişmesini sağlamış, bu alanda dijital teknolojilerin kullanılmasına zemin hazırlamıştır (Thomas et al., 2022). Bu doğrultuda geliştirilen Dijital Gülüş Tasarımı programları, hasta ve hekim arasında şeffaf iletişim kurulmasına ve daha öngörülebilir klinik sonuçlara ulaşılmasına imkân tanımaktadır (Macris, Drafta, Martiniuc, & Petre, 2025).

Dijital Gülüş Tasarımının Amacı

Dijital gülüş tasarımının temel amacı, diş, dudak ve yüz estetiğini bütüncül bir yaklaşımla analiz ederek kişiye özel bir gülüş tasarımı ortaya koymaktır (Yue, Luo, Hou, & Zhang, 2025). Bu yazılımlar, yalnızca estetik parametreleri değerlendirmekle kalmaz, aynı zamanda fonksiyonel uyum ve uzun dönemli stabiliteyi de göz önünde bulundurur. Tedaviye başlamadan önce hastaya planlanan sonuçların dijital ortamda sunulması, motivasyonu artırmakta ve hasta memnuniyetini yükseltmektedir (Gushcha, Mykhailov, & Tyshko, 2025). Ayrıca klinisyen ve laboratuvar arasındaki veri akışı, multidisipliner tedavilerde iş birliğini kolaylaştırmakta ve tedavi süresini kısaltmaktadır (Nasri et al., 2024).

Avantajlar ve Dezavantajlar

Dijital gülüş tasarım programlarının en önemli avantajı, öngörülebilirlik sağlamasıdır. Planlanan sonuçların tedavi öncesinde hasta tarafından görülebilmesi, beklentilerin doğru yönetilmesine olanak tanır ve klinik süreçte gereksiz revizyonların önüne geçer (Macris et al., 2025). Ayrıca yazılımların sağladığı yüksek doğruluk, özellikle ön bölgede estetik restorasyonların başarı oranını artırmaktadır (Nasri et al., 2024).

Bunun yanında, dijital gülüş tasarım programları multidisipliner entegrasyonu da kolaylaştırır. Periodontal, protetik ve cerrahi işlemlerin aynı dijital platformda planlanabilmesi, klinik iş akışını hızlandırmakta ve tedavi sürecinin kalitesini yükseltmektedir (Thomas et al., 2022). Fotoğraf, video ve üç boyutlu taramaların hasta dosyalarına eklenmesi, medikolegal açıdan güçlü bir dokümantasyon imkânı sunmaktadır (Yue et al., 2025).

Ancak bu sistemlerin sınırlılıkları da bulunmaktadır. Öncelikle yazılımlar ve donanımlar yüksek maliyetlidir ve bu durum birçok klinik için başlangıçta ekonomik bir yük oluşturmaktadır (Shuto, Mine, Tani,

Taji, & Murayama, 2025). Ayrıca hekimlerin bu teknolojilere adapte olabilmesi zaman almakta, yazılımların öğrenme eğrisi uzun olabilmektedir. Farklı programlar arasında uyum sorunları yaşanabilmekte, veri güvenliği ve hasta mahremiyeti ise dijital kayıtların beraberinde getirdiği etik kaygılar arasında yer almaktadır (Jafri, Ahmad, Sawai, Sultan, & Bhardwaj, 2020).

Tarihsel Gelişim ve Nesiller

Modern estetik diş hekimliğinin gelişiminde asıl dönüm noktası, bilgisayar teknolojilerinin klinik uygulamalara entegre edilmesiyle yaşanmıştır. Bu süreç, gülüş tasarımının analog çizimlerden dijital ve hatta 4D konseptine uzanan bir evrim geçirmesini sağlamıştır (Shuto et al., 2025).

Coachman'ın tanımladığı evrimsel aşamalara göre:

- Birinci nesil: Tamamen analog yöntemler; basılı fotoğraflar üzerinden manuel çizimler oluşturuldu.
- İkinci nesil: PowerPoint gibi basit dijital araçlarla iki boyutlu çizimler oluşturuldu.
- Üçüncü nesil: 2 boyutlu dijital tasarımların analog modellerle bağlantısı yapıldı, wax-up entegre edildi.
- Dördüncü nesil: Dijital 2 boyutlu tasarımların üç boyutlu modellerle bağlantısı ve yüz verilerinin entegrasyonu yapıldı.
- Beşinci nesil: Tam dijital iş akışı; intraoral tarayıcılar, CAD/CAM sistemleri ve 3 boyutlu yazıcıların entegrasyonu yapıldı.
- Altıncı nesil: "4 boyut konsepti"; videografi ve hareketli analizlerle dinamik gülüş değerlendirmesi yapıldı.

Bu evrimsel süreç, günümüzde kullanılan yazılımların yalnızca statik görseller üretmediğini, aynı zamanda hastanın gülüşünün dinamik doğasını da analiz edebildiğini göstermektedir (Jafri et al., 2020).

Dijital Gülüş Tasarımında Kullanılan Analiz Parametreleri

Gülüş Analizi: Fasiyal, Dudak, Gingival ve Dental Bileşenler

Gülüş estetiği; yüz, dudak, dişeti ve diş bileşenlerinin eşzamanlı ve bütüncül değerlendirilmesini gerektirir. Tüm ölçümler istirahat pozisyonunda (dişler ve dudakların hafifçe ayrı olduğu sakin durum) ve doğal baş pozisyonunda (başın dik postürde, gözlerin göz hizasındaki bir noktaya bakacak biçimde konumlandığı, tekrar üretilebilir baş duruşu)

yapılmalıdır. Bu iki standardın korunması, hem tanı doğruluğunu hem de tedavi planının öngörülebilirliğini artırır (Cooke & Wei, 1988; Nold, Horvath, Stampf, & Blatz, 2014).

1) Fasiyal Estetik

a) Frontal görünüm

Yüz oranları (üçler kuralı): Yüz; üst, orta ve alt olmak üzere üç eşit bölüme ayrılarak değerlendirilir. İstirahatte orta yüz yüksekliğinin alt yüze oranının 1:1 olması estetik ve fonksiyonel açıdan idealdir. Alt yüzün belirgin uzun olması dikey maksiller fazlalık tablosu ile ilişkilidir ve aşırı dişeti görünümüne yol açabilir; kısa alt yüz ise azalmış oklüzal dikey boyut olasılığını düşündürür (Morley & Eubank, 2001; Nold et al., 2014).

Referans çizgileri (frontal).

- Gözbebeklerinden geçen yatay çizgi, üst çene oklüzal düzleminin yatay düzleme göre konumunu değerlendirirken kullanılır.
- Dudak komissürleri arasındaki çizgi, dudak köşelerini birleştiren doğrusal hattır.

Bu iki yatay referansın birbirine paralel olması, yüzün yatay uyumunu güçlendirir. Üst düzey estetik kabul edilen gülüşlerde gözbebeklerinden geçen yatay çizgi, dudak komissürleri arasındaki çizgi ve oklüzal düzlemin birbiriyle paralel konumlandığı gösterilmiştir. Paralellik bozulduğunda, gözlemciler oklüzal düzlemin dudak komissürleri arasındaki çizgiye paralel olmasını daha estetik algılar (Bidra et al., 2009; Machado, 2014; Sabbah, 2022)

Fasiyal orta hat ve fasiyal akış: Fasiyal orta hat; glabella, burun ucu, filtrum ve çene ucunu birleştiren düşey hatla tanımlanır. Bununla birlikte insan yüzünde doğal asimetri bulunduğundan, çağdaş yaklaşım olarak fasiyal akış kavramı öne çıkmıştır. Sert bir düz çizgi yerine yüzün belirgin noktalarını kavisli ve doğal bir akışla birleştiren görsel eksen daha kabul edilebilir sonuç verir. Dental orta hattın, bu fasiyal akış çizgisiyle uyumlu olacak biçimde konumlandırılması yüzdeki gerilim hissini azaltır (Robbins & Rouse, 2016; Sabbah, 2022).

b) Profil görünüm

Frankfurt horizontal düzlemi: Dış kulak yolunun en üst noktası ile göz çukuru alt kenarının en alt noktası arasındaki çizgi, doğal baş pozisyonunda ufka paralel olmalıdır (Sabbah, 2022).

Camper düzlemi: Burun kanadının alt sınırı ile kulak tragusunun üst sınırını birleştiren çizgi, üst çene oklüzal düzleminin belirlenmesinde güvenilir bir referanstır.

Nazolabial açısı: Burun tabanına teğet ile üst dudak dış kenarına teğetin kesişmesiyle oluşur. Normal profilde erkeklerde yaklaşık 90–95 derece, kadınlarda yaklaşık 95–115 derece aralığı estetik kabul edilir. Açının küçülmesi, maksiller çıkıklığı ve dudak desteği fazlalığına işaret eder; bu tabloda santral kesicilerin baskınlığını azaltan restoratif tercih daha uygundur (Sabbah, 2022).

Ricketts estetik düzlemi: Burun ucundan çene ucuna çizilen doğruya göre dudakların yeri değerlendirilir. Normal profilde üst dudak bu doğruya göre 2–4 milimetre geride, alt dudak 0–2 milimetre geride konumlanır. Konkav profilde, alt dudak çizginin önüne geçer; bu durumda üst santral kesiciler daha baskın kılınarak estetik düzleme yaklaşırlar. Konveks profilde alt dudak çizgiden belirgin olarak geridedir, bu tabloda üst santrallerin baskınlığı azaltılır (Nold et al., 2014; Ricketts, 1968).

c) Yüz şekilleri ve kişiselleştirme

Klasik “uyum yasası” yüz şekli (oval, üçgen, kare) ile üst kesici konturları arasında paralellik tanımlar. Daha güncel “gülüşün görsel kimliği” yaklaşımı, yüz şekli, kişilik ve diş formu arasında özgün bir eşleştirme yaparak tasarımı kişiselleştirir (Tarnow, Magner, & Fletcher, 1992).

2) Dudak Estetiği

a) Dudak şekli ve hacmi

Dudaklar ince, orta ve kalın olarak sınıflanır. Güncel estetik eğilimler özellikle kadınlarda alt dudağın estetik düzleme yakın (burun ucu–çene ucu doğrusu) konumlandığı hacimli dudakları daha çekici bulur. Hafif içe kıvrık ve dolgun bir üst dudak gençlik–çekicilik ile ilişkilidir. Erkeklerde ise dudakların daha az belirginliği maskülen algıyı güçlendirir. Özellikle üst kesicileri geriye konumlandıran planlarda dudak hacmini istemeden azaltmamak için dikkatli olmak gerekir (Davis, 2007; Pound, 1951; Silverman, 2001).

b) Üst dudak uzunluğu

Üst dudak, burun tabanından üst dudak alt kenarına ölçülür. Kadınlarda yaklaşık 20–22 milimetre, erkeklerde yaklaşık 22–24 milimetre aralığı normaldir. Uzun üst dudak, kesici görünürlüğünü azaltır ve gülüş canlılığını düşürür; kısa üst dudak ise aşırı kesici ve dişeti görünümüne eğilim yaratır. Uygun vakalarda cerrahi dudak kaldırma

ile kesiciler görünürlüğü arttırılabilir, dudak hipermobilitesinde botulinum toksin yaklaşımı düşünülebilir (Davis, 2007; Nold et al., 2014; Peck & Peck, 1995).

c) Üst dudak hareketliliği

Üst dudak hareketliliği, istirahatteki kesici görünürlüğü ile spontan gülüşteki dentogingival görünürlüğün farkı ya da istirahatte ölçülen dudak uzunluğundan gülüş anındaki uzunluğun çıkarılması ile hesaplanır. Normal aralık yaklaşık 6–8 milimetredir. Bu değer in üzerindeki artış aşırı dişeti görünümü ile ilişkilidir ve minimal invaziv yaklaşımlar değerlendirilebilir (Nold et al., 2014; Peck & Peck, 1995).

d) Alt dudak ve gülüş indeksi

Alt dudak, gülüşün çerçevesini çizer. Sosyal gülüşte üst santral kesici kenarlarının alt dudak çizgisine temas etmesi en estetik kabul edilir; yaklaşık 0,5 milimetrelik küçük bir boşluk da doğal bulunur. Gülüş indeksi, dudak köşeleri arası yatay mesafenin gülüş sırasındaki dikey dudak aralığına oranıdır ve yaklaşık 5,0–7,5 aralığı estetik kabul edilir. Spontan gülüşte (hafif interoklüzal aralıkla) bu oran genellikle daha yüksektir; 7,5 üzeri değerler, genişlik artışı ve interlabial aralık azalması nedeniyle “yaşlanan gülüş” izlenimi verebilir. Üst dudak ve oklüzal düzlem ideal konumdaysa, daralan dikey aralık çoğu kez yüksek alt dudak pozisyonu ya da azalmış oklüzal dikey boyut ile ilişkilidir (Sarver, 2001; Zaccaria & Squadrito, 2015).

3) Gingival (Pembe) Estetik

a) Gingival tasarım

Dişeti kenar çizgisi, yatay referanslarla paralellik göstermeli ve insizal kenar kavisini, dolayısıyla gülüş eğrisini takip eden süreklilikte olmalıdır. Periodontal yumuşak doku greftleri ve kron boyu uzatma işlemleri, uyumsuz marjinleri harmonize etmek için kullanılır. Klasik düzen; kanin ve santral dişlerde dişeti marjinlerinin aynı hizada, lateral kesicilerde ise yaklaşık 1–2 milimetre daha koronal konumda bulunmasıdır. Daha geniş gülüşlerin hedeflendiği estetiklerde, yalnızca ön altı dişin değil, premolar ve molar bölgelerin marjin konumları da hesaba katılmalıdır. Posterior estetik bölge; kanin marjiniinden, birinci molar üstünde üst dudak alt sınırına çizilen teğetle tanımlanabilir; premolarlarda yaklaşık 2 milimetre, molarlarda yaklaşık 1 milimetre apikal sapma kabul edilebilir aralıktadır. Gingival zenit, marjinin en apikal noktasıdır; santralde orta hattın hafif distalinde, lateraller ve kaninlerde orta noktada konumlanması önerilir (Fradeani, 2004; German, Chu, Furlong, & Patel, 2016; Machado,

2014; Sabbah, 2022).

b) Dişeti görünürlüğü

Yüksek gülüşte yaklaşık 2 milimetre üzeri, spontan gülüşte yaklaşık 3 milimetre üzeri dişeti görünürlüğü “aşırı” kabul edilir ve nedenine yönelik planlama yapılır(Machado, 2014; Nold et al., 2014).

c) Papil yüksekliği ve siyah üçgen yönetimi

Papil uzunluğu, santral kesicinin zenitinden insizal kenara kadar olan diş boyunun yaklaşık yüzde kırkı kadardır. Düşük gülüşlü bireylerin büyük bölümünde papil görünümü mevcuttur; bu nedenle bu grupta papil gösteriminin korunması kritiktir. Kontakların tabanından alveol kretine dikey mesafe 5 milimetreyi aştığında, siyah üçgen riski belirginleşir ve bu durumda daha uzun kontak tasarlamak veya daha kare restorasyon formu seçmek gerekebilir (Hochman, Chu, & Tarnow, 2012).

4) Dental (Beyaz) Estetik

a) Santral kesici insizal kenar konumu

Bu parametre, gülüş tasarımında diş pozisyonunu belirleyen en kritik değişkendir.

- İstirahatte: Üst santral kesicilerin görünürlüğü kadında yaklaşık 3–4 milimetre, erkekte yaklaşık 1–2 milimetre ideal kabul edilir. Daha fazla görünüm, genç ve çekici algıyı güçlendirir.
- Sosyal gülüşte: Üst santrallerin insizal kenarı alt dudak çizgisine değmeli; yaklaşık 0,5 milimetrelik boşluk da estetik kabul edilebilir. Spontan gülüşte üst santrallerin interlabial aralığın yaklaşık yüzde 50–80’ini doldurması önerilir. “F” seslerinin nazik telaffuzunda insizal kenarın alt dudak ıslak–kuru sınırına temas etmesi fonetik doğrulama olarak kullanılır (Ricketts, 1968; Sabbah, 2022; Şen & Aktan, 2023; Zaccaria & Squadrito, 2015).

b) Gülüş eğrisi

Gülüş eğrisi, üst kesici kenarların alt dudak kavisini takip ettiği durumda pozitif olarak adlandırılır ve en çekici formdur. Ünlü örneklerin çoğunda pozitif gülüş eğrisi rapor edilmiştir. Pozitif eğrinin desteklenmesi için santral–lateral kademesi erkeklerde yaklaşık 0,5–1,0 milimetre, kadınlarda yaklaşık 1,0–1,5 milimetre tutulur; santralin kaninden daha insizal konumda olması, santral dominansını kurar. Daha az dominant bir gülüş istenirse bu kademeler azaltılabilir(Börekçi & Özkalaycı, 2016; Machado, 2014; Sabbah, 2022)

c) Santral boyutları ve simetri

Üst santral kesiciler için genişlik-yükseklik oranı yaklaşık yüzde 75-85 aralığında idealdir; oran yüzde 85'in üzerine çıktıkça kare görünüm algısı artar ve estetik zayıflar. Sert doku için pratik boyutlandırma yaklaşımlarında; santral genişliği X kabul edilirse lateral X eksi 2, kanin X eksi 1 olarak alınır; yükseklik X bölü 0,78 ile yaklaşık hesaplanabilir. Ortalama bir üst santral yaklaşık 8,5 milimetre genişlik ve 11 milimetre yükseklik değerlerine sahiptir. Simetri özellikle üst santrallerde kritiktir; orta hattan uzaklaştıkça asimetri daha az fark edilir (German et al., 2016; Sterrett et al., 1999).

d) Anterior dişler arası oranlar

Santral-lateral-kanin dişler arasında yaklaşık %62'lik azalmayı esas alan tarihsel altın oran, farklı popülasyonlarda doğal olarak doğrulanmamış ve gülüşün genişlik algısını azaltması nedeniyle sınırlı bulunmuştur. Çağdaş yaklaşım, Tekrarlayan Estetik Diş Proporisyonu modelini benimser: yaklaşık yüzde 62-80 bandı içinde, diş uzunluğu, bireyin boyu ve cinsiyetine göre ayarlanabilir bir oranlama önerir. Kısa dişlerde yüzde 80, uzun dişlerde yüzde 62 düzeyi daha estetik bulunmuştur ((Hasanreisoglu, Berksun, Aras, & Arslan, 2005; Ward, 2001).

e) Diastemalar

Genel ilke, ön bölgedeki diastemaların hasta özellikle istemedikçe kapatılmasıdır. Üst orta diastema 0,5 milimetre üzeri estetik açıdan olumsuz algılanır; 4 milimetre üzeri vakalarda yalnız restoratif kapatma işlemi geniş/kare diş formu ve uygunsuz genişlik/yükseklik oranlarına yol açabileceğinden, ortodontik ve restoratif işlemlerle birlikte planlanmalıdır. Bazı doğrudan kompozit restorasyon teknikleri, gereğinden uzun kontak noktası, kare diş formu ve yüzde 40'ın altında papil ile estetik riski artırabilir(Chu, Zhang, & Jin, 2011).

f) Bukkal koridorlar

Bukkal koridor, gülüş sırasında üst dişlerin bukkal yüzleri ile dudak köşeleri arasındaki karanlık boşluk olarak tanımlanır; dar, orta ve geniş olarak sınıflanır. Etkisi tartışmalı olsa da, çalışmaların bir bölümü orta genişliğin daha estetik algılandığını; ünlü örneklerin yalnız küçük bir yüzdesinde geniş koridor bulunduğunu göstermiştir. Geniş koridor, sıklıkla dar üst ark ile ilişkilidir; güncel planlamada hava yolu göz önüne alınarak üst çene genişletmesi ideal yaklaşım olabilir(Nascimento, Santos, Machado, & Bittencourt, 2012; Roden-Johnson, Gallerano, & English, 2005; Zaccaria & Squadrito, 2015).

g) Orta hattın konumu ve açılanması

Klasik veriler yüz görüntüsü dahil edilmediğinde 3–4 milimetre orta hat kaymasının fark edilmediğini bildirirse de, yüzün dâhil edildiği modern çalışmalar 2 milimetre üzeri sapmaların estetik dışı algılandığını göstermiştir. Ünlü gülüşlerinin yaklaşık yarısında küçük orta hat sapmaları görülmesi, her sapmanın tedaviyle düzeltilmesini gerektirmediğini düşündürür. Buna karşılık orta hattın eğimi çok daha algılanabilir; yaklaşık 2 milimetrelik eğim gözlemci tarafından kolay fark edilir ve olumsuz algılanır. Fasiyal akış perspektifinde orta hattın akışın yöneldiği tarafa kayması daha az dikkat çekerken, karşı yöne kayma belirgin görsel gerilim yaratır (Bidra et al., 2009; Johnston, Burden, & Stevenson, 1999; Robbins & Rouse, 2016).

h) Diş rengi ve morfolojisi

Renk: Daha açık ton gülüş çekiciliğini belirgin artırır; kadınlarda açık ton eğilimi daha yüksektir. Kozmetik girişimler öncesi beyazlatma ile daha açık tona ulaşmak önerilir. Yüksek saydamlığa sahip ince lamina gibi biyomimetik restorasyonlarda, preparasyon sonrası kalan diş dokusunun rengi, restorasyonun nihai rengini belirgin ölçüde etkilemektedir (Joiner, 2004).

Dijital Gülüş Tasarımında Kullanılan Programlar

1. Erken Dönem Dijital Gülüş Tasarımı Yazılımları

Dijital gülüş tasarımı, ilk olarak 2000’li yılların başında diş hekimliğinde estetik beklentilerin artmasıyla gündeme gelmiştir. O dönemde kullanılan programlar günümüzün gelişmiş yapay zekâ tabanlı çözümlerinden oldukça farklı olup, temel olarak fotoğraf düzenleme yazılımlarına ve sunum programlarına dayanıyordu. Bu nedenle erken dönem yazılımlarının en önemli özelliği, yüksek düzeyde manuel müdahale gerektirmeleri ve sonuçların hekimin teknik becerisine göre büyük ölçüde değişiklik göstermesiydi.

1.1. Adobe Photoshop CS6

Adobe Photoshop CS6, aslında bir grafik düzenleme programı olmasına rağmen uzun yıllar boyunca dijital gülüş tasarımında yaygın biçimde kullanılmıştır. Fotoğraf üzerinde dijital çizimler yapılmasına olanak tanıyan bu yazılım sayesinde diş hekimleri; diş boyutlarını, formunu ve gülüş hattını manuel olarak değiştirebilmiştir. Photoshop’un en büyük avantajı, yüksek çözünürlüklü görseller üzerinde detaylı düzenleme yapılabilmesidir. Ancak diş hekimliği için özel olarak geliştirilmediği için, ölçüm ve oranlama işlemleri hekim tarafından elle yapılmakta, bu

da süreci zaman alıcı ve subjektif kılmaktaydı(Coachman & Calamita, 2012).

1.2. Keynote

Apple'in sunum programı olan Keynote da erken dönem gülüş tasarımı çalışmalarında sıkça tercih edilmiştir. Bu yazılım aracılığıyla fotoğraflar slayt içerisine aktarılıyor ve üzerine ölçüm çizgileri eklenerek estetik planlamalar yapılabilirdi. Keynote'un en önemli katkısı, gülüş tasarımının hasta ile kolay paylaşılabilmesine olanak tanınmasıdır. Bununla birlikte, tıpkı Photoshop'ta olduğu gibi tüm işlemler manuel yapılmakta, otomatik hizalama veya dijital analiz özellikleri bulunmaktaydı(Coachman et al., 2012).

1.3. Aesthetic Digital Smile Design

Dr. Valerio Bini tarafından geliştirilen Aesthetic Digital Smile Design yazılımı, gülüş tasarımına özgü hazırlanmış ilk programlardan biri olarak kabul edilmektedir. Program, basit fotoğraf manipülasyonlarının ötesine geçerek, orantılama sistemlerini ve temel ölçümleri içerisine entegre etmiştir. Bu sayede, Photoshop ya da Keynote'a göre daha standart ve güvenilir analizler yapılabilmiştir. Ancak yazılımın klinik kullanımı sırasında hala hekimin manuel müdahalesi yoğun olarak gerekmektedir(Bini, 2014).

2. Orta Dönem Dijital Gülüş Tasarımı Yazılımları

2010'lu yıllar, dijital gülüş tasarımı yazılımlarının dış hekimliğine özgü hale gelmeye başladığı dönemdir. Bu süreçte geliştirilen programlar, erken dönemin manuel yöntemlerinden farklı olarak, standart analiz protokolleri, otomatik hizalama algoritmaları ve görsel kütüphaneler içermeye başlamıştır. Ayrıca hasta-hekim iletişimini güçlendirmek amacıyla, hasta fotoğrafları üzerinde görsel simülasyonlar daha kolay yapılabilmiş ve tedaviye hasta katılımı artmıştır.

2.1. Digital Smile Design (DSD App by Coachman)

Christian Coachman tarafından geliştirilen DSD konsepti, dijital gülüş tasarımının en bilinen ve dünya çapında en yaygın kullanılan yöntemlerinden biridir. DSD App, Keynote'un gelişmiş bir versiyonu gibi çalışmakta, ancak estetik analiz için özel araçlarla donatılmıştır. Program, farklı açılardan alınmış fotoğrafları kullanarak dental ve fasiyal oranları değerlendirir. Hasta ile iletişimde güçlü bir araç olması ve tasarımların kolayca paylaşılabilmesi önemli avantajları arasında yer alırken, tasarımların büyük ölçüde manuel çizimlere dayanması zaman gerektirmesi ve

subjektiflik içermesi açısından dezavantaj oluşturmaktadır (Coachman & Calamita, 2012).

2.2. Smile Designer Pro

İngiltere merkezli geliştirilen Smile Designer Pro, daha hızlı ve kullanıcı dostu arayüzüyle DSD'ye alternatif olarak piyasaya çıkmıştır. Yazılım, yüz ve diş fotoğrafları üzerinden dijital gülüş planlaması yaparken otomatik diş kütüphaneleri ve ölçüm araçları ile hekimlere kolaylık sağlar. Kullanımının kolay olması, hızlı sonuç vermesi ve yüksek sunum kalitesiyle öne çıkarken; daha çok görselleştirmeye odaklanması ve biyomekanik ile fonksiyonel analiz özelliklerinin sınırlı kalması dezavantajları arasında yer almaktadır (Coachman et al., 2012).

2.3. VisagiSMile

VisagiSMile, klasik dijital gülüş tasarım yazılımlarından farklı olarak vizajizm konseptini temel alır. Bu kavram, yalnızca diş ve yüz oranlarının değil, aynı zamanda hastanın kişilik özelliklerinin ve yüz ifadesinin de estetik planlamaya dahil edilmesini savunur. Böylece tasarlanan gülüş, sadece fonksiyonel ve estetik değil, aynı zamanda kişinin karakteriyle uyumlu bir hale gelir.

Araştırmalar, VisagiSMile'in özellikle dental ve dentogingival parametrelerde güçlü olduğunu, ancak yüz estetik parametrelerinde sınırlı kaldığını göstermiştir. Program; diş boyutları, şekilleri, rengi ve gülüş hattı gibi parametreleri planlamada etkili olsa da, yüz profili analizinde yeterince detaylı fonksiyonlara sahip değildir (Omar & Duarte, 2018).

Planmeca Romexis Smile Design (PRSD)

Planmeca Romexis Smile Design, Finlandiya merkezli CAD/CAM entegrasyonu güçlü bir yazılımdır. Program hem Windows hem de MacOS üzerinde çalışabilmesiyle dikkat çeker. En büyük avantajı, 3 boyutlu analiz yapabilmesi ve aynı zamanda CAD/CAM sistemleriyle entegre çalışarak dijital restorasyon üretimine doğrudan bağlanabilmesidir.

Buna rağmen yapılan literatür incelemelerinde, PRSD'nin de yüz estetik parametreleri analizinde sınırlı olduğu, daha çok dental ve dentogingival analizlere odaklandığı belirtilmektedir. Özellikle VITA renk skalalarıyla diş rengi analizini desteklemesi, protez planlaması açısından önemli bir artıdır (Omar & Duarte, 2018).

3.Güncel Dijital ve Yapay Zekâ Tabanlı Gülüş Tasarımı Programları

Dijital diş hekimliğinde 2015 sonrasında yaşanan gelişmeler, yalnızca 2 boyutlu fotoğraf tabanlı analizlerden daha fazlasını sunan, tamamen entegre 3 boyutlu iş akışlarını mümkün kılan yazılımların doğmasına neden olmuştur. Bu yeni nesil yazılımlar, dijital tarayıcılar, CAD/CAM sistemleri, 3 boyutlu yazıcılar ve yapay zekâ destekli algoritmalarla entegre çalışarak hem estetik hem de fonksiyonel açıdan daha güvenilir sonuçlar sunmaktadır.

3.1. Exocad Smile Creator

Exocad firmasının geliştirdiği Smile Creator, günümüzde en yaygın kullanılan yazılımlardan biridir. Yazılım, intraoral tarayıcılar ve 2 boyutlu fotoğrafları entegre ederek 3 boyutlu olarak gülüş tasarımı yapar. Hasta başı geçirilen süreyi optimize eden ‘Chairside CAD’ platformuna entegre çalışması, tedavi planlamasının hızlı ve tek seanslık çözümlerle uygulanabilmesine imkân tanır. Ayrıca hastaların yüz fotoğrafları ve diş taramaları senkronize edilerek gerçeğe oldukça yakın deneme protezleri üretilebilir.CAD/CAM sistemleriyle doğrudan bağlantılı olması, hızlı deneme protezi üretimi sağlaması ve hasta iletişimi için gerçekçi 3 boyutlu görseller sunması en önemli avantajları arasında yer almaktadır. Bununla birlikte, yüksek lisans maliyeti ve bazı hekimler için uzun olabilen öğrenme eğrisi yazılımın başlıca dezavantajlarıdır(Zimmermann & Mehl, 2015).

3.2. 3Shape Smile Design

Danimarka merkezli 3Shape Company tarafından geliştirilen bu yazılım, Gerçekçi Görselleştirme Teknolojisi sayesinde 2 boyutlu fotoğraf ve 3 boyutlu tarama verilerini üst üste bindirerek yüksek doğrulukla gülüş tasarımı yapılmasını sağlar. Ayrıca deneme protezi üretimi ile tedavi öncesinde hem hekim hem de hasta açısından sonuçların somut biçimde değerlendirilmesine imkân tanır. Yüksek doğrulukta 3 boyutlu entegrasyon sunması, deneme protezi üretimiyle klinik güvenilirliği artırması ve CAD/CAM sistemleriyle uyumlu çalışması yazılımın başlıca avantajlarıdır. Ancak güçlü bilgisayar sistemleri gerektirmesi ve yüksek lisans maliyetleri dezavantajları arasında yer almaktadır(Coachman et al., 2012)

3.3. Smilecloud

Smilecloud, bulut tabanlı bir platform olup yapay zekâ algoritmalarıyla öne çıkmaktadır. Yazılım, hasta fotoğraflarını ve dijital taramalarını

sisteme yükledikten sonra otomatik hizalama yapar ve kişiye özel diş kütüphanelerinden tasarımlar önerir. Ayrıca CAD/CAM ve üç boyutlu yazıcıya uygun çıktılar alabilme özelliği sayesinde laboratuvar entegrasyonunu kolaylaştırır. Yapay zekâ tabanlı otomatik hizalama ve diş kütüphanesi seçimi sunması, bulut altyapısı sayesinde veri paylaşımını kolaylaştırması ve uluslararası iş birliği ile dijital veri paylaşımını desteklemesi yazılımın önemli avantajlarıdır. Bununla birlikte, internet bağlantısına bağımlı olması ve veri güvenliği açısından ek önlemler gerektirmesi potansiyel dezavantajları arasında yer almaktadır (Omar & Duarte, 2018).

3.4. Cerec SW (Dentsply Sirona)

Cerec SW, yapay zekâ tabanlı algoritmalarıyla dikkat çeken yazılımlardan biridir. Yazılım, hastadan alınan tam yüz fotoğraflarını sisteme yükledikten sonra belirlenen 16 referans noktasını kullanarak otomatik kalibrasyon yapar ve 2 boyutlu görüntüyü 3 boyutlu gülüş simülasyonuna dönüştürür. Bu özellik, klinik iş akışında hızlı ve güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlar. Yapay zekâ destekli otomatik analiz sunması, güçlü CAD/CAM entegrasyonu ve hızlı iş akışıyla yüksek doğruluk sağlaması yazılımın en önemli avantajlarıdır. Ancak yüksek lisans ve ekipman maliyetleri ile birlikte, hekimin manuel ince ayarlarının yine de gerekli olması başlıca dezavantajları arasında yer almaktadır (Meereis et al., 2016).

3.5. Değerlendirme

Güncel dönemin bu yazılımları, erken ve orta dönem yazılımlara kıyasla çok daha otomatik, entegre ve güvenilir hale gelmiştir. Exocad ve 3Shape, CAD/CAM odaklı güçlü entegrasyonlarıyla öne çıkarken; Smilecloud, bulut tabanlı yapay zekâ çözümleri ile farklılaşmaktadır. Cerec SW ise, klinik pratikte hız ve doğruluk sağlayan otomatik 3 boyutlu analiz özellikleriyle ön plana çıkmaktadır.

Sonuç

Dijital teknolojilerdeki hızlı ilerlemeler, gülüş tasarımını diş hekimliği pratiğinin vazgeçilmez bir parçası haline getirmiştir. Bu sistemler, hem estetik hem de fonksiyonel açıdan daha öngörülebilir sonuçlar elde edilmesine olanak tanırken, aynı zamanda tedavi planlamasında multidisipliner ekipler arasında etkili bir iletişim ortamı da sağlamaktadır. Yakın gelecekte dijital gülüş tasarımı uygulamalarının, yalnızca estetik gereklilikler için değil, bütüncül tedavi yaklaşımlarında da standart bir yöntem olarak yerini alacağı öngörülmektedir.

Kaynakça

- Bidra, A. S., Uribe, F., Taylor, T. D., Agar, J. R., Rungruanganunt, P., & Neace, W. P. (2009). The relationship of facial anatomic landmarks with midlines of the face and mouth. *J Prosthet Dent*, 102(2), 94-103. doi:10.1016/S0022-3913(09)60117-7
- Bini, V. (2014). Aesthetic digital smile design: software-aided aesthetic dentistry: part I. *CAD/CAM Int. Mag. Digital Dent*, 2, 12-17.
- Börekçi, Ç., & Özkalaycı, N. (2016). Ortodonti ve Gülümseme Estetiği. [Orthodontics and Smile Aesthetics]. *Journal of International Dental Sciences (Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi)*(1), 5-12. doi:10.21306/jids.2016.1.16
- Chu, C. H., Zhang, C. F., & Jin, L. J. (2011). Treating a maxillary midline diastema in adult patients: a general dentist's perspective. *J Am Dent Assoc*, 142(11), 1258-1264. doi:10.14219/jada.archive.2011.0110
- Coachman, C., & Calamita, M. (2012). Digital Smile Design: A Tool for Treatment Planning and Communication in Esthetic Dentistry. *Quintessence of Dental Technology (QDT)*, 35.
- Coachman, C., Van Dooren, E., Gürel, G., Landsberg, C. J., Calamita, M. A., & Bichacho, N. (2012). Smile design: From digital treatment planning to clinical reality. *Interdisciplinary treatment planning*, 2, 119-174.
- Cooke, M. S., & Wei, S. H. (1988). A summary five-factor cephalometric analysis based on natural head posture and the true horizontal. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 93(3), 213-223. doi:10.1016/s0889-5406(88)80006-4
- Davis, N. C. (2007). Smile design. *Dent Clin North Am*, 51(2), 299-318, vii. doi:10.1016/j.cden.2006.12.006
- Fradeani, M. (2004). *Esthetic rehabilitation in fixed prosthodontics: Anterior teeth*: Quintessence.
- German, D. S., Chu, S. J., Furlong, M. L., & Patel, A. (2016). Simplifying optimal tooth-size calculations and communications between practitioners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 150(6), 1051-1055. doi:10.1016/j.ajodo.2016.04.031
- Gushcha, D., Mykhailov, A., & Tyshko, D. (2025). DIGITAL TECHNOLOGIES IN DENTISTRY: MAIN ASPECTS, DEVELOPMENT TRENDS, AND APPLICATION FEATURES IN THE DENTAL MEDICAL CENTER OF BOHOMOLETS NATIONAL MEDICAL UNIVERSITY. In (pp. 417-428).
- Hasanreisoglu, U., Berksun, S., Aras, K., & Arslan, I. (2005). An analysis of maxillary anterior teeth: facial and dental proportions. *J Prosthet Dent*, 94(6), 530-538. doi:10.1016/j.prosdent.2005.10.007
- Hochman, M. N., Chu, S. J., & Tarnow, D. P. (2012). Maxillary anterior papilla display during smiling: a clinical study of the interdental smile line. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 32(4), 375-383. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22577642>

- Jafri, Z., Ahmad, N., Sawai, M., Sultan, N., & Bhardwaj, A. (2020). Digital Smile Design-An innovative tool in aesthetic dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*, 10(2), 194-198. doi:10.1016/j.jobcr.2020.04.010
- Johnston, C. D., Burden, D. J., & Stevenson, M. R. (1999). The influence of dental to facial midline discrepancies on dental attractiveness ratings. *The European Journal of Orthodontics*, 21(5), 517-522.
- Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 32, 3-12.
- Machado, A. W. (2014). 10 commandments of smile esthetics. *Dental Press J Orthod*, 19(4), 136-157. doi:10.1590/2176-9451.19.4.136-157.sar
- Macris, A., Drafta, S., Martiniuc, Ş., & Petre, A. E. (2025). Comparative Usability Evaluation of Three Digital Smile Design Software Tools Using the System Usability Scale. *Dentistry Journal*, 13(9), 418. Retrieved from <https://www.mdpi.com/2304-6767/13/9/418>
- Meereis, C. T., de Souza, G. B., Albino, L. G., Ogliari, F. A., Piva, E., & Lima, G. S. (2016). Digital Smile Design for Computer-assisted Esthetic Rehabilitation: Two-year Follow-up. *Oper Dent*, 41(1), E13-22. doi:10.2341/14-350-S
- Morley, J., & Eubank, J. (2001). Macroesthetic elements of smile design. *J Am Dent Assoc*, 132(1), 39-45. doi:10.14219/jada.archive.2001.0023
- Nascimento, D. C., Santos, Ê. R. d., Machado, A. W. L., & Bittencourt, M. A. V. (2012). Influence of buccal corridor dimension on smile esthetics. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 17, 145-150.
- Nasri, S., Gassara, Y., Kallala, R., Dakhli, R., Nouira, Z., Saafi, J., . . . Harzallah, B. (2024). Digital Smile Design Software: An Overview. 1866-1868. doi:10.36347/sjmcr.2024.v12i11.008
- Nold, S. L., Horvath, S. D., Stampf, S., & Blatz, M. B. (2014). Analysis of select facial and dental esthetic parameters. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 34(5), 623-629. doi:10.11607/prd.1969
- Omar, D., & Duarte, C. (2018). The application of parameters for comprehensive smile esthetics by digital smile design programs: A review of literature. *The Saudi dental journal*, 30(1), 7-12.
- Peck, S., & Peck, L. (1995). Selected aspects of the art and science of facial esthetics. *Semin Orthod*, 1(2), 105-126. doi:10.1016/s1073-8746(95)80097-2
- Pound, E. (1951). Esthetic dentures and their phonetic values. *J Prosthet Dent*, 1(1-2), 98-111. doi:10.1016/0022-3913(51)90085-6
- Ricketts, R. M. (1968). Esthetics, environment, and the law of lip relation. *Am J Orthod*, 54(4), 272-289. doi:10.1016/s0002-9416(68)90278-9
- Robbins, J. W., & Rouse, J. S. (2016). Global diagnosis: A new vision of dental diagnosis and treatment planning. In *Esthetic dentistry* (pp. 1-24).
- Roden-Johnson, D., Gallerano, R., & English, J. (2005). The effects of buccal corridor spaces and arch form on smile esthetics. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 127(3), 343-350.

- Sabbah, A. (2022). Smile Analysis: Diagnosis and Treatment Planning. *Dent Clin North Am*, 66(3), 307-341. doi:10.1016/j.cden.2022.03.001
- Sarver, D. M. (2001). The importance of incisor positioning in the esthetic smile: the smile arc. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 120(2), 98-111. doi:10.1067/mod.2001.114301
- Shuto, T., Mine, Y., Tani, A., Taji, T., & Murayama, T. (2025). Facial Scans in Clinical Dentistry and Related Research: A Scoping Review. *Cureus*, 17(4), e81662. doi:10.7759/cureus.81662
- Silverman, M. M. (2001). The speaking method in measuring vertical dimension. 1952. *J Prosthet Dent*, 85(5), 427-431. doi:10.1067/impl.2001.116139
- Sterrett, J. D., Oliver, T., Robinson, F., Fortson, W., Knaak, B., & Russell, C. M. (1999). Width/length ratios of normal clinical crowns of the maxillary anterior dentition in man. *J Clin Periodontol*, 26(3), 153-157. doi:10.1034/j.1600-051x.1999.260304.x
- Şen, N., & Aktan, E. (2023). Dış Hekimliğinde Dijital Gülüş Tasarımı Uygulamaları. [Digital Smile Design Applications in Dentistry]. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 12(3), 474-479. doi:10.54617/adoklinikbilimler.1224808
- Tarnow, D. P., Wagner, A. W., & Fletcher, P. (1992). The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. *J Periodontol*, 63(12), 995-996. doi:10.1902/jop.1992.63.12.995
- Thomas, P. A., Krishnamoorthi, D., Mohan, J., Raju, R., Rajajayam, S., & Venkatesan, S. (2022). Digital Smile Design. *J Pharm Bioallied Sci*, 14(Suppl 1), S43-S49. doi:10.4103/jpbs.jpbs_164_22
- Ward, D. H. (2001). Proportional smile design using the recurring esthetic dental (red) proportion. *Dent Clin North Am*, 45(1), 143-154. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11210692>
- Yue, Z., Luo, Z., Hou, J., & Zhang, H. (2025). Application of 3D digital smile design based on virtual articulation analysis in esthetic dentistry: A technique. *J Prosthet Dent*, 133(1), 24-30. doi:10.1016/j.prosdent.2023.11.014
- Zaccaria, M., & Squadrito, N. (2015). Photographic-assisted prosthetic design technique for the anterior teeth. *Int J Esthet Dent*, 10(1), 48-67. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25625127>
- Zimmermann, M., & Mehl, A. (2015). Virtual smile design systems: a current review. *Int J Comput Dent*, 18(4), 303-317. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26734665>