

2024 Mart

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ALANINDA

**Araştırmalar ve
Değerlendirmeler**

EDİTÖR

Prof. Dr.
Mustafa Hayati ATALA

gece
kitaplığı



İmtiyaz Sahibi • Yaşar Hız
Genel Yayın Yönetmeni • Eda Altunel
Yayına Hazırlayan • Gece Kitaplığı
Editör • Prof. Dr. Mustafa Hayati ATALA

Birinci Basım • Mart 2024 / ANKARA

ISBN • 978-625-425-575-5

© copyright

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

Gece Kitaplığı

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

www.gecekitapligi.com
gecekitapligi@gmail.com

Baskı & Cilt
Bizim Buro
Sertifika No: 42488

Protetik Diş Tedavisi Alanında Araştırmalar ve Değerlendirmeler

Mart 2024

**Editör:
Prof. Dr. Mustafa Hayati ATALA**

İÇİNDEKİLER

BÖLÜM 1

PORSELEN LAMİNATE VENEERLERİN KLİNİK KULLANIMINDA GÜNCEL TEKNİKLER

Başak TOPDAĞI..... 1

BÖLÜM 2

DİŞ HEKİMLİĞİNDE CAD-CAM KOMPOZİT REZİN BLOKLAR

Kader TATAR, Dilber BİLGİLİ CAN 17

BÖLÜM 3

KLİNİSYEN BAKIŞ AÇISIYLA İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ÖLÇÜ TEKNİKLERİ

Ayşe Kardelen YILMAZ 37

BÖLÜM 4

ESTETİK RESTORASYONLARDA RENK SEÇİMİNE GÜNCEL BİR BAKIŞ AÇISI

Ayşe Kardelen YILMAZ 57

BÖLÜM 1

PORSELEN LAMİNATE VENEERLERİN KLİNİK KULLANIMINDA GÜNCEL TEKNİKLER

Başak TOPDAĞI¹

1 Dr. Dt. Başak Topdağı, Kurum: Sultan 2. Abdulhamit Han Eğitim ve Araştırma Hastanesi,
ORCID: 0000-0002-4242-7681

GİRİŞ

Ön bölge dişlerinin fiziksel görüntüsü birçok kişi için oldukça önemlidir. Sağlıklı ve bununla beraber estetik olarak memnun edici bir görüntü, ayrılmaz bir bütün haline gelmiş kavramlardır. Morfolojik özellikleri ve renk özellikleri yeterli olan dişler kişilerin özgüvenini arttırmaktadır. Bu nedenle estetik bir gülüş elde etmek amacıyla diş hekimine başvuran kişilerin sayısı, her geçen gün artış göstermektedir. (Bhuvanewaran, 2010) Günümüzde estetik özellikleri oldukça gelişmiş yeni materyallerin kullanımına başlanması, kullanılan materyallerin fiziksel ve estetik özelliklerini optimize etmeye olanak sağlayan üretim metodlarının yaygınlaşması; estetik diş hekimliği kavramının kapsamını genişletmektedir. (Coachman, Calamita, & Sesma, 2017) Mevcut dişlerinde çürük, renklenme benzeri diş dokusunda bulunan lezyon miktarının çok az olduğu veya hiç bulunmadığı kişiler; estetik amaçla restorasyon talep ettiklerinde, madde kaybının olabildiğince minimal seviyede kalmasını arzu etmektedirler. (Morley, 1997) Her geçen gün gelişen üretim metodları, kullanılan seramik çeşitleri, kullanılan rezin materyalin içeriği ve yapıştırma tekniği diş yapısından kaldırılan madde miktarının azaltılmasında rol oynamaktadır. (Morita et al., 2016) Simantasyon restorasyonun ile diş arasında sağlam dayanıklı bir yapının oluşturulmasını amaçlamaktadır. Simantasyon; restorasyonun başarısını tayin eden önemli bir aşamadır. Adeziv simantasyon protokolü planlanan restorasyonun klinik başarısında büyük önem arz etmektedir. (Assaf, Azer, Sfeir, Al-Haj Husain, & Özcan, 2023) Adeziv simantasyon, restorasyon kenarlarının sızdırmazlığını sağlama, seramik yapının güçlendirilmesi, diş yapısına iyi adezyon ve bitim restorasyonun rengini değiştirme imkânı sağlar. Simantasyon protokollerinin teknik bir hassasiyetle yapılması ve gereken basınç miktarının düzgün bir şekilde ayarlanması için, çeşitli yardımcı aletler kullanılabilir. (Dumfahrt & Göbel, 1999) Lamine veneerlerin simantasyonunda bu yardımcı aletlerin kullanılmasının nedeni ince ve kırılabilir yapıdaki materyallerin zarar görmesini engellemek ve restorasyonun diş üzerinde doğru konumlandırılmasına yardımcı olmaktır. (Dumfahrt & Göbel, 1999) Bu derlemenin amacı, seramik lamina restorasyonların hazırlık ve uygulama aşamasında kullanılan güncel teknikler hakkında bilgi vermektir.

Gülüş tasarımı yöntemleri

Diş ve çevre dokularının estetik özelliklerini en iyi seviyeye getirmek amacıyla diş hekimleri, çeşitli analizler ile gülüşü değerlendirmektedir. Bu değerlendirme genel olarak; fasyal, dento-gingival ve dental analizler ile yapılır. (Dağlı, 2022) Hekimin muayene esnasında edindiği izlenimler, alçı modeller, max up modelleri, fotoğraflar ve video kayıtları mevcut verilerin eksiksiz bir biçimde analiz edilmesinde kullanılabilir. Geleneksel

yöntemler günümüzde yerini hem tanı hem tedavi aşamalarında dijital yöntemlere bırakmaktadır. Dijital iş akışı, farklı dental programlar sayesinde; hastaların kişisel verilerini, 3D dijital ölçülerini, planlanan restorasyona ait tüm ayrıntıları depolama ve sınıflandırma imkânı sağlamaktadır. (Morley & Eubank, 2001) Böylece, tüm verilerin entegrasyonu eş zamanlı yapılarak en doğru biçimde tedavi planı kişiye özel olarak hazırlanabilmektedir.

Dijital yöntemlerle yapılan gülüş tasarımı; diş, diş eti, gülümseme ve yüz parametrelerinin ağız içi ve ağız dışından alınan fotoğraflar üzerinde dijital çizimler aracılığıyla değerlendirilmesi aracılığı ile yapılmaktadır. (Cervino, Fiorillo, Arzukanyan, Spagnuolo, & Cicciù, 2019) Bu programlar dijital teknolojiyi gülüş tasarımı süreci ile birleştirir ve geleneksel yöntemlere kıyasla tanı ve tedavi olanaklarında kapsamlı bir analiz kabiliyeti sağlar.

Dijital ortamda yapılan analizler hekim ve teknik elemanlar arasındaki iletişimin kolaylaşması, verilerin somutlaştırılması gibi birçok avantaja sahip olduğu için kullanımı her geçen gün artmaktadır. Dijital yöntemlerle gerçekleştirilen gülüş tasarımı birden çok parametreyi değerlendirmeye imkân sağlayan dikey ve yatay referans çizgilerin hızlı bir şekilde değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır. (Aktan & Nazmiye, 2023) Ayrıca restorasyon için uygun renk tespiti objektif olarak değerlendirilebilmektedir. (Coachman et al., 2017)

Porselen laminate veneer preparasyonu tipleri

Restorasyon planlanan dişlerdeki mine kalınlığı, ilgili dişin pozisyonu, renklenme derecesi gibi birçok faktör yapılacak restorasyonun kalınlığını etkilemektedir. (Gürel, 2007) Genel olarak servikal bölgede 0.3, insizal bölgede 0.5 mm derinlik kesim için yeterlidir. Laminate veneerlerde kesim; fasiyal, insizal, gingival ve aproksimal yüzeylerde yapılmaktadır. (Çöterta, Dünderb, & Öztürka, 2009) İnsizal kenarın preparasyonu için temel olarak dört tip preparasyon çeşidi mevcuttur. Bunlar pencere tipi (window), tüy ucu (feather edge), açılı (beveled) ve insizal overlap tiptir. Pencere tipi kesim yeterli miktarda kuron uzunluğuna sahip olan ve fazla miktarda renklenme göstermeyen dişlerde uygun olmaktadır.

Mevcut dişlerin durumuna göre farklılık gösteren preparasyonu tipleri farklı stres dağılımı mekanizmaları oluşturmaktadır. (Schmidt, Chiayabutr, Phillips, & Kois, 2011) Fakat bu tiplerin restorasyonun sağkalımı üzerine anlamlı bir etkisinin olup olmadığı konusunda literatürde fikir birliği bulunmamaktadır. Gingival ve aproksimal bölgelerde yapılan kesimler genel olarak mevcut dişin konturunu takip etmekte ve supragingival olarak kontak noktalarının altında sonlanmaktadır. Bu kesim tiplerine ilaveten son yıllarda oldukça popüler hale gelen preparasyonsuz lamine tipleri de mev-

cuttur. Preparasyonsuz laminate restorasyonları; restorasyon planlanan dental dokuların pozisyonlarının ve kalınlıklarının tasarımı izin verecek şekilde bulunmasını gerektirir. Preparasyonu yapılmadan tasarlanan laminate veneerler kullanılacak restoratif materyal özelliklerine bağlı olarak 0.1 mm inceliğe kadar üretilebilmektedir. (Ajaj, 2020)

Gelişen cad-cam teknolojisi sayesinde minimal invaziv ve pratik yöntemler diş preparasyonu aşamasında kullanılabilir. Bilgisayar ortamında hastanın ölçümlerine uygun final restorasyonun tek seansta teslim edilebildiği ya da diş preparasyonu için bilgisayar ortamında hazırlanan kılavuzun ilk seansta kullanılıp, ikinci seansta restorasyonun teslim edildiği yeni teknikler günümüzde kullanılmaktadır. (B. P. d. Silva, Stanley, & Gardee, 2020)

Laminate veneer restorasyonların yapımında kullanılan dental seramik çeşitleri

Dental seramiklerin; feldspar, kuartz ve kaolin içeriğinde üç temel bileşenden meydana gelmişlerdir. Feldspar, ana yapıyı oluşturan ve doğal translüsen yapıyı sağlayan elementtir. Seramik yapısında en az % 60 oranında bulunmaktadır. Kendinden daha yüksek erime sıcaklığına sahip bileşenler arasında birleştirici bileşen olarak rol alır. Seramik yapısına desteklik ve dayanıklılık sağlayan bir bileşendir. Kaolin, porselen yapısı içerisinde %1-5 oranında bulunur. Kuarz ve feldpar materyallerinin birbirleriyle homojen bir yapı oluşturmaya ve modelaja katkı sağlar. Opak bir yapısı vardır. Kuarz, termal genleşme katsayısını kontrol eder ve dayanıklılık sağlar. Dental porselen içeriğinde %10-30 oranında bulunmaktadır. Bu üç ana bileşenden farklı olarak yapıya ilave edilen pigment, modifiye edici ajanlar ve diğer bileşikler materyal özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. (Shenoy & Shenoy, 2010)

Dental seramikler; kullanım alanları, içerikleri, üretim metotları gibi birçok özellik altında sınıflandırılabilir. Günümüzde halen kullanımda olan geleneksel yöntemler; slip-cast yöntemi ve presleme yöntemleridir. Bilgisayar destekli dental üretim sistemleri (Cad/Cam) ile şekillendirilen seramikler, geleneksel yöntemlerle üretilen restorasyonlara kıyasla fiziksel ve estetik olarak daha gelişmiş özelliklere sahip olma eğilimindedir. (McLean, 2001) Geleneksel üretim metodlarında görülen homojen olmayan matriks yapısı, artmış mikroporözite, ısıl genleşmeye bağlı boyutsal değişim problemleri Cad/Cam ile üretilen seramiklerde gelişme göstermiştir. Ayrıca teknik hassasiyet gerektiren ve zaman kaybına neden olan laboratuvar aşamaları kısaltılmıştır. Cad/cam sistemde kullanılacak bloklar ağız içerisinde kullanılacak bölge, alttaki diş yapısı ve rengi hastanın estetik beklentileri ve maliyet gibi birçok faktöre bağlı olarak değişik-

lik göstermektedir. GÜNÜMÜZDE seramik laminate veneer restorasyonların üretiminde kullanılan cad/cam bloklar

- Feldspatik Cad/cam seramikler
- LÖSİTLE güçlendirilmiş Cad/cam seramikler
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş Cad/Cam seramikler
- Zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat ile güçlendirilmiş Cad/cam seramikler
- Cam infiltre Cam/cam seramikler
- Polikristalin seramikler
- Alümina bazlı Cad/cam seramikler
- Zirkonya bazlı Cad/cam seramikler
- Hibrit seramik bloklar Rezin nano seramikler
- Rezin matrikse ilave zirkonya silika seramikler olarak sıralanabilir. (L. H. d. Silva et al., 2017)

Feldspatik Cad/cam Seramik Bloklar, diş hekimliğinde kullanımına ilk olarak başlanılmış seramik bloklardır. Cam matriks içeriği (%30-35) oldukça yüksektir. Gelişmiş estetik özellikteki restorasyonların yapımına olanak sağlarlar. 1985 yılında Vita Mark tarafından piyasaya sürülen ince grenli feldspatik porselen yapısı fiziksel özellikler bakımından metal porselen restorasyonlarda kullanılan tipi ile benzerlik göstermektedir. Aynı üretici firma tarafından 1991 yılında tanıtılan Vita Mark II daha ince grenli yapısı (4 µm) sayesinde daha gelişmiş fiziksel özellikler göstermektedir. Vita Mark I ve II bloklar monokromatik bloklardır. Cerec blok (Sirona, Bensheim Almanya) 2007 yılında tanıtılmıştır ve yapısal özellikleri Vita Mark II'ye benzerdir. Cerec bloklar üç farklı doygunluk derecesine sahip polikromatik bloklardır. (Li, Chow, & Matinlinna, 2014)

Lösit katkılı Cad/cam bloklar, %68 kuartz ve %18 oranında alüminyum oksit içermektedir. Cam matriks içeriğinde %35- 40 oranında lösit kristalleri bulunmaktadır. Kristal yapıları 5-10 µm büyüklüktedir. Doğal mine yapısına benzer estetik özellik göstermektedir. Cam matriks yapısına eklenen lösit kristalleri porselen yapısının dayanıklılığını artırır çatlak oluşumunu ve ilerleyişini engellemektedir. ProCAD, IPS Empress, IPS Empress CAD lösit katkılı seramik blok sistemleridir. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş cad/cam bloklarda, lösit cam seramiklere kıyasla %70 kristal içeriği bulunmaktadır. IPS e.max CAD 2006 senesinde tanıtılan bloklardır. Materyal 130-150 MPa aralığında bükülme dayanımına sahiptir. Bloklar karakteri-

zasyon sağlanarak monolitik olarak kullanılabilirler. Ayrıca, değişik translüsensi özelliklerine sahip blok çeşitleri de bulunmaktadır. Lityum disilikat bloklar günümüzde; renklenmiş veya koyu renkteki dişlerin laminate restorasyonları, multi tabakalama yöntemi ile zirkonyum altyapıların üzerinde veneerleme materyali, 0.4 mm kalınlığında ince laminate veneer restorasyonlarına kadar birçok endikasyonda kullanılabilir. (Pachiou, Zervou, Tsirogiannis, & Sykaras, 2023)

Zirkonya ile Desteklenmiş Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş cad/cam seramikler, zirkonya ile desteklenmiş lityum disilikat seramik bloklardır (ZLS). İçeriğinde %10 oranında zirkonyum takviyesi bulunmaktadır. Zirkonyum materyalinin dayanıklılığı ve cam seramiklerin estetik avantajları tek materyalde birleştirilmiştir. ZLS blok materyali, Vita Suprinity marka adıyla ilk olarak 2013 yılında piyasaya sunulmuş prekristalize bloklardır. Materyal endikasyon kapsamı oldukça geniştir. Materyal tek tabaka olarak ya da altyapı materyali olarak kullanılabilir. (Vitti, Catelan, Amaral, & Pacheco, 2019)

Cam infiltre seramikler 1993 yılından günümüze cad/cam ile üretilmektedir. Cad/cam bloklar, seramik bileşenlerinin preslenmesi ile elde edilir. Kondanzasyon işlemi tamamlanmış blok, ısıl işlem görür ve kısmi sinterizasyon yapılı. Presinterize bloklardan frezelenen restorasyona, erimiş oksit cam infiltrasyonu yapılarak açık porozlu yapı doldurulur. Slip-cast tekniği ile kıyaslandığında cad/cam bloklar daha homojen bir yapı gösterir. (Nakoneczny, Ziğbowicz, Paszenda, & Krawczyk, 2017)

In-Ceram Spinell cam infiltre seramik grubunda ışık geçirgenliği en yüksek seramiktir. In-Ceram Alümina 1989 yılında yüksek oranda sinterlenmiş poröz alümina altyapı materyaline, cam infiltrasyonu ile elde edilmiştir. In-Ceram Zirconia cam matris yapısı içerisinde %33,3 oranında seryum stabilize zirkonyum dioksit eklenmesi ile elde edilmiştir. (Nakoneczny et al., 2017)

Polikristalin seramikler, yoğun kristal içerikleri sayesinde gelişmiş mekanik özellikler sergilemekte ve kırık oluşumunu azaltmaktadırlar. Polikristalin seramik matris içeriğinde camsı bileşen bulunmadığından optik özellikleri yeterli seviyede değildir. Bu nedenle, genellikle altyapı materyali olarak kullanımları önerilmektedir. Alümina bazlı bloklar, %100 alüminyum oksit kristalleri içeren yüksek dayanıklılığa sahip oksit bloklardır. Yapılarında camsı içerik bulunmamaktadır. Bloklar presinterize formda olup, üretim sonrası 1520°C de fırınlanırlar. Kırılma (500 MPa) ve bükülme (610 MPa) dayanımları yeterli seviyededir. Procera AllCeram (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç), In-Ceram AL (Vita Zahnfabrik, Bad Sac-

kingen, Almanya) bu içerikteki materyal bloklarına örneklerdir. (Şener & Türker, 2009)

Zirkonyum doğada saf halde bulunmayan, zirkonyum dioksit minerali olarak elde edilebilen bir materyaldir. Saf haldeki zirkonyum oksit, sıcaklığa bağlı olarak üç farklı fazda bulunabilen polikristalin bir materyaldir. Monoklinik (1170 C°), tetragonal (1170 C°-2370 C°) ve kübik faz (2370 C°). (Şener & Türker, 2009)

Zirkonya kristallerinin mekanik özelliklerinin en gelişmiş olduğu ve boyutsal olarak en stabil olduğu faz tetragonal fazdır. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olması, zirkonyadan beklenen performansın sağlanmasıda çok önemlidir. Bu fazla çatlak ilerleyiŐi önlenirken aynı zamanda optimum mekanik özellik elde edilir. Zirkonya materyalinin yapısına eklenen bazı metal oksitler sayesinde tetragonal fazda zirkonyum yarı stabilize edilebilmektedir. Bu amaçla en çok kullanılan metal oksit yitrium oksittir. (Hayashi et al., 2005)

Üretim Őekillerine göre zirkonya bloklar üç grupta incelenirler. Sinterizasyon işlemi geçirmemiŐ, yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş zirkonyum bloklar, çeşitli avantaj ve dezavantajlarına göre restorasyon materyali seçiminde tercih edilirler. Fabrikasyon sürecinde zirkonyum dioksit tozuna sinterlenmemiŐ olarak, basınçsız preslenme yöntemi ile bloklar oluŐturulmaktadır. Yarı sinterize zirkonyum dioksit blokların oluŐturulmasında, bağlayıcı madde kullanılır. Bağlayıcı, 1360-1540°C gerçekleŐen n sinterleme adımı sırasında yapıdan uzaklaŐtırılır. En son aşamada sinterleme sonrası, %20-25 oranında hacimsel büzülme oluşur. (Kondoh, Shiota, Kawachi, & Nakatani, 2004) Meydana gelen büzülme nedeniyle restorasyonlar final boyutlarından daha büyük üretilirler. Tam sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar, ilk olarak 1500°C'nin altında sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaŐır. Daha sonra yüksek basınç altında 1300-1600 °C aralığında ikinci bir termal işlem görür. Sonuç olarak blokların tam olarak sinterizasyonu tamamlanmiŐ olur. Tam sinterize blokların sertlik değeri oldukça yüksek olduğu için aşındırma işlemi uzun zaman almakta ve Őekillendirme sırasında daha sert frez kullanımı gerekmektedir. Restorasyon Őekillendirildikten sonra boyutsal deęiŐime uğramayacağı için final boyutlarında üretilirler. DC Zirkon tam sinterize blok rneği olarak verilebilir. Üretici firma ışık geçirgenliğinin lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklere yakın, kırılma direncinin ise % 65 daha fazla olduğunu öne sürmektedir. LAVA Zirconia (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD), Cercon HT ve XT, E.max ZirCAD yitrium ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Genelde sabit protez altyapısı olarak üretilirler. Katana, itriyum ile stabilize zirkonyum oksit bloklardır. Farklı translüsensi seviyelerinde  opsiyonda blok seçeneği bulunmaktadır. (Hu et al., 2019)

Rezin nanoseramik bloklar; ana matriks içerisinde UDMA (üretan dimetakrilat) polimeri ve nanoboyutta porselen partiküller yapılar ihtiva eder. Üretim aşamasında yapılarına silan katılmakta ve silan rezin matriks ve nanomer yapı arasındaki kimyasal bağlantıyı sağlamaktadır. Bu tipteki blokların üretimi ile kompozit materyallerin kullanım kolaylığı ve porselenlerin kırılma dayanımı özellikleri bir araya getirilmiştir. Rezin içerisinde 20 nm çapında silika, 5-12 nm genişliğinde zirkonyum dioksit ve zirkonya-silika nano doldurucular bulunur. Lava, Cerasmart, Vita Enamic (Vita, Bad Sackingen, Almanya) bu hibrit seramik blok çeşitlerinin piyasada bulunan bazı çeşitleridir. (Bahadır & Bayraktar, 2020)

Zirkonya infiltre edilmiş seramik blokların içeriğinde, silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, ek bileşenler gibi materyallerin farklı oranlarda bileşimlerinden meydana gelmişlerdir. Organik bileşenin tüm matrikse oranı %40'tan daha az miktardadır. Yüksek inorganik bileşen oranına rağmen Shofu Block HC ve benzeri örneklerinde görüldüğü gibi doğal translüsens yapı sağlanabilmektedir. Mekanik özellikleri diğer metal oksit seramik türlerine benzer olarak üstün seviyededir. (Kantar & Tağtekin, 2021)

Porselen lamina veneerlerin simantasyonu

Seramik lamina veneer restorasyonların uzun dönem başarısı için, kullanılan seramik materyalinin yapısına uygun yüzey işlemleri uygulanmalı ve materyal kalınlığına uygun adhesiv rezin siman ile simantasyon yapılmalıdır.(Calamia & Calamia, 2007; Morita et al., 2016) Seramik yüzeylerin hazırlığı için HF (hidroflorik asit) ile aşındırma, lazerle pürüzlendirme, kumlama veya silika kaplama gibi bir çok yöntem kullanılabilir.(Alenezi, Alsweed, Alsidrani, & Chrcanovic, 2021) Bu yöntemlerin kullanılan materyal çeşidine bağlı olarak farklı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.(Kantar & Tağtekin, 2021) Mine yüzeyi için ise %37 ortofosforik asit ile aşındırma literatürde etkili yöntem olarak bilinmektedir.(Hekimoğlu, Anil, & Yalçın, 2004; Lung & Matinlinna, 2012) Mikromekanik aşındırmaların ardından, silanizasyon işlemi uygulanır. Seramik materyalin iç yüzeyine uygulanan silanizasyon ajanı iki uçlu bir materyaldir. Bir uç reaktif faza bağlanmak için bir veya daha fazla reaktif grup (metakrilat, akrilat, epoksi) sağlarken, -OH ucu ise seramik yüzeye bağlanır.(Oral, 2012) Adeziv simantasyonun teknik hassasiyet sağlanması ve adeziv sisteme uygun bonding ajanının kullanılması gerekliliği, seramik lamina veneer restorasyonlarının uzun dönem başarısında oldukça önemlidir.(Lung & Matinlinna, 2012; Sahyon, Chimanski, Yoshimura, & Dos Santos, 2018) Seramik lamina veneer restorasyonların adeziv simantasyonu-

nu kolaylaştırmak için farklı ürünler kullanıma sürülmektedir. Aşama sayısı azaltılmış farklı bonding ajanları, yapıştırma esnasında kullanım kolaylığı sağlayan farklı apareyler geliştirilen sistemlerden bazılarıdır. (Almeida, Schmitt, Kaizer, Boscato, & Moraes, 2015)

Porselen laminate veneer simantasyon protokolleri

Total etch adeziv sistem etch&rinse (asitle ve kurula) ve Self adeziv adeziv sistem (kendinden asitli) olarak iki farklı çeşitte yapılabilir. Total etch sistemler kendi arasında; üç aşamalı total etch, iki aşamalı total etch olarak iki farklı şekilde sınıflandırılır. Self adeziv adeziv sistemler ise kendi arasında iki aşamalı self etch, tek aşamalı self etch olarak sınıflandırılmaktadır. (Masarwa, Mohamed, Abou-Rabii, Zaghlan, & Steier, 2016; Proença et al., 2007)

Diş dokularına bağlanma dayanımları incelendiğinde günümüzde en yüksek değerler etch&rinse sistemlerde görülmektedir. (Bradna, Vrbova, Dudek, Roubickova, & Housova, 2008) Üç aşamalı etch&rinse protokolünde öncelikle diş yüzeyi % 37'lik konsantrasyonda fosforik asitle muamele edilir. İkinci aşamada primer uygulaması yapılır. Dentin yüzeyine uygulanan primer içeriği hidrofilik monomer ve solventtir. Son aşamada ise adhesiv rezin siman uygulaması yapılır. (Tsujimoto et al., 2019) (Cardoso, Nakanishi, Isolan, Jardim, & Moraes, 2019)Üç aşamalı total etch adeziv sistemlerde uygulama şeması; izolasyonun ardından % 37'lik ortofosforik asit 15-30 sn uygulanması ile başlar. Ardından 30 sn hava su spreyi ile yıkanıp kurutulur. 10-20 sn primer uygulanır ve yüzeye yayılmasını sağlamak için 10 sn hava uygulanır. Son olarak bond uygulanır ve polimerizasyonu sağlamak için diş yüzeyi 10 sn ışınlanır. (Ozer & Blatz, 2013) İki aşamalı sistemlerde uygulamadaki farklılık primer ve bond içeriğinin tek bir şişe içerisinde birleştirilmesidir. (Sangwichit, Kingkaew, Pongprueksa, & Senawongse, 2016)

Self etch adeziv sistem asit monomeri kendi içerisinde ihtiva ettiği için önceden asitle pürüzlendirme işlemi yapılmaz. (Blunck & Zaslansky, 2007) Asit içerikli monomer uygulandıktan sonra solventin buharlaşması için beklenilir. Sonrasında bond işlemi uygulanır. Tek aşamalı self etch adeziv sistemde asit, primer ve bond tek şişede bulunmaktadır. Asit monomer dentin yüzeyinde demineralizasyon sağlarken rezin monomer aynı zamanda diş yüzeyine infiltre olmaktadır. (Sidhu et al., 2007) İki aşamalı self etch sistemlerde asit içeren

primer üretici firma önerisine göre 10-20 sn uygulanır. Primerin tüm yüzeye teması için 5-10 sn hava spreyi uygulanır. İkinci aşamada 20 sn bonding ajan uygulanır ardından ışık kaynağı yardımı ile 10 sn polimerize edilir. (Bouillaguet et al., 2001) tek aşamalı self etch adhesiv sistemde; primer, adhesiv ve asit tek şişededir. Tek şişe olan içerik hazırlıkları tamamlanmış diş yüzeyine uygulanır 10-20 sn bekletilir. 10 sn hava su spreyi ile kurutulur. Işık cihazı ile 10 sn polimerizasyon tamamlanır. (Türkün, 2005) Günümüzde tek bir şişe içerisinde kullanılan bonding ajanlar çoğunlukla kullanılıyor olsa da bağlantıyı artırmak için öncesinde mine yüzeyine bir asitleme işlemi yapılmaktadır. Selektif etch olarak bilinen bu asitleme yöntemi çoğunlukla tercih edilmektedir. Bu yöntemle kullanılan bonding sistemden bağımsız olarak mine dokusu 30 sn asitlenerek bağlanma dayanımı artırılır. Daha sonra tercih edilen bonding prosedürü üreticinin talimatları doğrultusunda kullanılır. (Frankenberger, Lohbauer, Roggendorf, Naumann, & Taschner, 2008)

Rezin siman ajanlarının polimerizasyon mekanizmaları

Rezin siman ajanları; ışıkla polimerize olanlar (Light cure), kimyasal olarak polimerize olanlar (chemical cure) ve her iki tekniğin birlikte kullanıldığı şekilde (dual-cure) polimerize olanlar şeklinde sınıflandırılmaktadır. (Marchesi et al., 2013) Bu sistemlerin birbirleri üzerine avantajlı ve dezavantajlı olduğu durumlar mevcuttur. Sadece ışık ile polimerize olan simanların en fazla kullanılabilirdiği restorasyon kalınlığı 0.7 mm olarak bildirilmiştir. 0,7 mm'den kalın restorasyonların simantasyonunda dual cure veya kimyasal olarak polimerize olan simanlar kullanılmalıdır.(Akbulut & Sonmez, 2008) Fakat, kimyasal yolla polimerize olan simanların içerdiği tersiyer aromatik aminler zaman içerisinde renklenmeye sebep olduğundan kimyasal yol ile polimerize olan simanların renk stabilitesi yeterli değildir .(Uludamar, Aygün, & Özkan, 2011) Işık ile polimerize olan rezin simanların renk stabilitesi iyidir ve laminate venterin yerleştirilmesi sırasında yeterli çalışma zamanı sağlarlar. (Nomoto, Uchida, & Hirasawa, 1994). Bu sistemin tek dezavantajı sadece ışıkla polimerize olmasıdır. Bu sebepten, opak renkteki ve 0.7 mm'den kalın olan restorasyonların polimerizasyonunda dual cure rezin simanlar tercih edilmektedir. (Sanares, Itthagarun, King, Tay, & Pashley, 2001)

Lamina venterlerin simantasyonunda kullanılan teknik

Seramik lamina venter simantasyonunda kullanılan teknik oldukça hassas bir işleyiş gerektirmektedir. Diş yüzey işlemleri ve lamina yüzey işlemlerinin ardından, uygun rezin siman materyali ile lamina restorasyo-

nunun hatasız bir şekilde konumlandırılması önemlidir. Lamina venerin konumlandırılması esnasında parmak basıncı kullanımı, özellikle tekrarlayan simantasyon işlemlerinde komplikasyon ihtimalini artırmaktadır. Bu sebeple lamina venerlerin yerleştirilmesinde oprastick, presel veya klips benzeri yardımcı ekipmanların kullanıldığı bilinmektedir. (Chen et al., 2020) ateş ve ark. daha önce yapmış oldukları bir çalışmada, lamina restorasyonların adaptasyonu sonrası meydana gelen yerdeğiştirmenin parmak basıncı, oprastick ve presel kullanılarak gerçekleştirildiği deney gruplarındaki miktarı incelenmiştir. Araştırmanın sonuçlarına göre parmak basıncı kullanılan deney gruplarında meydana gelen yerdeğiştirme miktarının en düşük seviyede olduğu bildirilmiştir. (Ateş, Şahan, Çömlekoğlu, & Özdemir Akkus, 2023) Benzer şekilde Farah ve ark. tarafından yapılan başka bir çalışmada parmak basıncı ile ahşap klips ile sıkıştırma yöntemi kıyaslanmıştır. Parmak basıncının kullanıldığı deney gruplarında kayma miktarının daha düşük seviyede olduğu bildirilmiştir. (Ra'fat, Aldhafeeri, & Alogaili, 2018)

Genellikle rezin siman seramik lamina vener restorasyona uygulandıktan sonra, restorasyon diş üzerine yerleştirilerek parmak basısıyla adapte edilir. (Beier, Kapferer, Burtscher, & Dumfahrt, 2012) Marjinal kenarlardan taşan fazla simanlar bond fırçası yardımıyla temizlenir. Nihai polimerizasyon gerçekleştirilmeden önce 1-2 sn ön polimerizasyon yapılır. Bu işlemin yapılmasındaki amaç, henüz tam sertleşmiş kıvamda olmayan rezin artıklarının arayüz tabakasına herhangi bir zarar vermeden temizlenebilmesidir. (Granell Ruiz et al., 2010) Daha sonra dişin tüm yüzeylerinden 40 sn her yüzeye ulaşabilecek şekilde ışık uygulanır. (Belser, Macne, & Macne, 1997) Bitirme frezleri ve arayüz fırçaları kullanılarak final restorasyon hastaya teslim edilir.

SONUÇ

Büyük bir hızla dijitalleşen diş hekimliği tanı ve tedavi yöntemleri arasında en büyük payı alan kısım, estetik diş hekimliği olmuştur. Çağımızda, yükselen estetik beklentiler en az kaybedilen fonksiyon, fonasyon kadar önemli hale gelmiştir. Estetik uygulamalar arasında ise laminate veneerler, oldukça konservatif bir yaklaşım ile optimum estetik sağladıkları için hekimler ve hastalar tarafından tercih edilmektedirler. Laminate veneer uygulamalarında kullanılan materyallerin, adhesiv sistemlerin ve tüm dijital olanakların her geçen gün gelişmesi daha doğal ve daha konservatif restorasyonların elde edilmesini sağlamaktadır. Başarılı bir restorasyon için bugün bilinen sınırlamalar çağımızda büyük bir hızla değişim göstermektedir.

Kaynaklar

- Ajaj, R. (2020). No-prep veneers versus traditional veneers: Steps and follow up cases. *Medical Science*, 24(105), 3234-3258.
- Akbulut, M., & Sonmez, F. O. (2008). Optimum design of composite laminates for minimum thickness. *Computers & Structures*, 86(21-22), 1974-1982.
- Aktan, E., & Nazmiye, Ş. (2023). Diş Hekimliğinde Dijital Gülüş Tasarımı Uygulamaları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 12(3), 474-479.
- Alenezi, A., Alswed, M., Alsidrani, S., & Chrcanovic, B. R. (2021). Long-term survival and complication rates of porcelain laminate veneers in clinical studies: a systematic review. *Journal of clinical medicine*, 10(5), 1074.
- Almeida, J. R., Schmitt, G. U., Kaizer, M. R., Boscato, N., & Moraes, R. R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(2), 272-277.
- Assaf, A., Azer, S. S., Sfeir, A., Al-Haj Husain, N., & Özcan, M. (2023). Risk factors with porcelain laminate veneers experienced during cementation: a review. *Materials*, 16(14), 4932.
- Ateş, P., Şahan, M. H., Çömlekoğlu, E., & Özdemir Akkus, N. (2023). Farklı simantasyon tekniklerinin seramik lamina vengerlerin doğru yerleştirilmesi üzerine etkisi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 44(Supp: Özel Sayı), 19-22.
- Bahadır, H. S., & Bayraktar, Y. (2020). Evaluation of the repair capacities and color stabilities of a resin nanoceramic and hybrid CAD/CAM blocks. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(3), 140.
- Beier, U. S., Kapferer, I., Burtscher, D., & Dumfahrt, H. (2012). Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *International Journal of Prosthodontics*, 25(1).
- Belser, U. C., Macne, P., & Macne, M. (1997). Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 9(4), 197-207.
- Bhuvaneshwaran, M. (2010). Principles of smile design. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13(4), 225.
- Blunck, U., & Zaslansky, P. (2007). Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and long-term water storage. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(2).
- Bouillaguet, S., Gysi, P., Wataha, J., Ciucchi, B., Cattani, M., Godin, C., & Meyer, J. (2001). Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *Journal of dentistry*, 29(1), 55-61.
- Bradna, P., Vrbova, R., Dudek, M., Roubickova, A., & Housova, D. (2008). Comparison of bonding performance of self-etching and etch-and-rinse adhesives on human dentin using reliability analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(6).

- Calamia, J. R., & Calamia, C. S. (2007). Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 399-417.
- Cardoso, G. C. d., Nakanishi, L., Isolan, C. P., Jardim, P. d. S., & Moraes, R. R. d. (2019). Bond stability of universal adhesives applied to dentin using etch-and-rinse or self-etch strategies. *Brazilian dental journal*, 30, 467-475.
- Cervino, G., Fiorillo, L., Arzukanyan, A. V., Spagnuolo, G., & Cicciù, M. (2019). Dental restorative digital workflow: digital smile design from aesthetic to function. *Dentistry Journal*, 7(2), 30.
- Chen, X., Zhou, N., Ding, M., Jing, J., Xi, Q., & Wu, G. (2020). A digital guiding device to facilitate cementation of porcelain laminate veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(4), 411-415.
- Coachman, C., Calamita, M. A., & Sesma, N. (2017). Dynamic documentation of the smile and the 2D/3D digital smile design process. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 37(2), 183-193.
- Çöterta, H. S., Dündarb, M., & Öztürka, B. (2009). The effect of various preparation designs on the survival of porcelain laminate veneers. *margin*, 26, 38.
- Dağlı, I. (2022). Dijital gülüş tasarımı kullanılarak planlanan protetik diş tedavilerinin estetik algı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi.
- Dumfahrt, H., & Göbel, G. (1999). Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: An experimental study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82(3), 281-285.
- FİSTİKÇİ, V., & DEMİRKOL, N. (2022). Geleneksel ve Dijital Tasarlanmış Porselen Laminate Vener Restorasyonların Klinik Olarak Değerlendirilmesi. *Aydın Dental Journal*, 8(2), 107-121.
- Frankenberger, R., Lohbauer, U., Roggendorf, M. J., Naumann, M., & Taschner, M. (2008). Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(5).
- Granell Ruiz, M., Fons Font, A., Labaig Rueda, C., Martínez González, A., Román Rodríguez, J. L., & Solá Ruiz, M. F. (2010). A clinical longitudinal study 323 porcelain laminate veneers. Period of study from 3 to 11 years.
- Gürel, G. (2007). Porcelain laminate veneers: minimal tooth preparation by design. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 419-431.
- Hayashi, H., Saitou, T., Maruyama, N., Inaba, H., Kawamura, K., & Mori, M. (2005). Thermal expansion coefficient of yttria stabilized zirconia for various yttria contents. *Solid state ionics*, 176(5-6), 613-619.
- Hekimoğlu, C., Anil, N., & Yalçın, E. (2004). A microleakage study of ceramic laminate veneers by autoradiography: effect of incisal edge preparation. *Journal of oral rehabilitation*, 31(3), 265-269.
- Hu, C., Sun, J., Long, C., Wu, L., Zhou, C., & Zhang, X. (2019). Synthesis of nano zirconium oxide and its application in dentistry. *Nanotechnology Reviews*, 8(1), 396-404.

- KANAR, Ö. E., & TAGTEKİN, D. (2021). İNDİREKT KOMPOZİT VE SERAMİK RESTORASYONLARDA YÜZEY HAZIRLIĞI. *Aydın Dental Journal*, 7(1), 57-75.
- Kondoh, J., Shiota, H., Kawachi, K., & Nakatani, T. (2004). Yttria concentration dependence of tensile strength in yttria-stabilized zirconia. *Journal of Alloys and Compounds*, 365(1-2), 253-258.
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208-216.
- Lung, C. Y. K., & Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials*, 28(5), 467-477.
- Marchesi, G., Frassetto, A., Visintini, E., Diolosà, M., Turco, G., Salgarello, S., . . . Breschi, L. (2013). Influence of ageing on self-etch adhesives: one-step vs. two-step systems. *European Journal of Oral Sciences*, 121(1), 43-49.
- Masarwa, N., Mohamed, A., Abou-Rabii, I., Zaghlan, R. A., & Steier, L. (2016). Longevity of self-etch dentin bonding adhesives compared to etch-and-rinse dentin bonding adhesives: a systematic review. *Journal of Evidence based dental practice*, 16(2), 96-106.
- McLean, J. W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
- Morita, R., Hayashida, M., Pupo, Y., Berger, G., Reggiani, R., & Betiol, E. (2016). Minimally invasive laminate veneers: clinical aspects in treatment planning and cementation procedures. *Case reports in dentistry*, 2016.
- Morley, J. (1997). Smile design—specific considerations. *Journal of the California Dental Association*, 25(9), 633-637.
- Morley, J., & Eubank, J. (2001). Macroesthetic elements of smile design. *The Journal of the American Dental Association*, 132(1), 39-45.
- Nakoniczny, D. S., Ziğbowicz, A., Paszenda, Z. K., & Krawczyk, C. (2017). Trends and perspectives in modification of zirconium oxide for a dental prosthetic applications—A review. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 37(1), 229-245.
- NOMOTO, R., UCHIDA, K., & HIRASAWA, T. (1994). Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dental Materials Journal*, 13(2), 198-205,272.
- Oral, O. (2012). Cam granül partiküllerinin protez kaide materyallerine fiziksel ve mikrobiyolojik etkilerinin araştırılması.
- Ozer, F., & Blatz, M. B. (2013). Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (15488578)*, 34(1).

- Pachiou, A., Zervou, E., Tsirogiannis, P., & Sykaras, N. (2023). Evaluation of the marginal fit of lithium disilicate single crowns fabricated with the conventional (Emax press) and the CAD/CAM (Emax CAD) method: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Computerized Dentistry*, 0-0.
- Proença, J. P., Polido, M., Osorio, E., Erhardt, M. C. G., Aguilera, F. S., García-Godoy, F., . . . Toledano, M. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dental Materials*, 23(12), 1542-1548.
- Ra'fat, I. F., Aldhafeeri, A. F., & Alogaili, R. S. (2018). A technique to facilitate ceramic veneer cementation. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(2), 194-197.
- Sahyon, H. B. S., Chimanski, A., Yoshimura, H. N., & Dos Santos, P. H. (2018). Effect of previous photoactivation of the adhesive system on the color stability and mechanical properties of resin components in ceramic laminate veneer luting. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(4), 631. e631-631. e636.
- Sanares, A. M. E., Itthagaran, A., King, N. M., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2001). Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dental Materials*, 17(6), 542-556.
- Sangwichit, K., Kingkaew, R., Pongprueksa, P., & Senawongse, P. (2016). Effect of thermocycling on the durability of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin. *Dental Materials Journal*, 35(3), 360-368.
- Schmidt, K. K., Chiayabutr, Y., Phillips, K. M., & Kois, J. C. (2011). Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 105(6), 374-382.
- Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 13(4), 195.
- Sidhu, S., Omata, Y., Tanaka, T., Koshiro, K., Spreafico, D., Semeraro, S., . . . Sano, H. (2007). Bonding characteristics of newly developed all-in-one adhesives. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 80(2), 297-303.
- Silva, B. P. d., Stanley, K., & Gardee, J. (2020). Laminate veneers: Preplanning and treatment using digital guided tooth preparation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 150-160.
- Silva, L. H. d., LIMA, E. d., Miranda, R. B. d. P., Favero, S. S., Lohbauer, U., & Cesar, P. F. (2017). Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Brazilian Oral Research*, 31.

- ŞENER, İ. D., & TÜRKER, Ş. B. (2009). KİMYASAL YAPILARINA GÖRE TAM SERAMİK RESTORASYONLAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2009(1), 61-67.
- Tsujimoto, A., Shimatani, Y., Nojiri, K., Barkmeier, W. W., Markham, M. D., Takamizawa, T., . . . Miyazaki, M. (2019). Influence of surface wetness on bonding effectiveness of universal adhesives in etch-and-rinse mode. *European Journal of Oral Sciences*, 127(2), 162-169.
- Türkün, L. S. (2005). The clinical performance of one-and two-step self-etching adhesive systems at one year. *The Journal of the American Dental Association*, 136(5), 656-664.
- Uludamar, A., AYGÜN, Ş., & ÖZKAN, Y. K. (2011). TAM SERAMİK RESTORASYONLARIN SİMANASYONU. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(2), 150-162.
- Vitti, R. P., Catelan, A., Amaral, M., & Pacheco, R. R. (2019). Zirconium in dentistry. In *Advanced Dental Biomaterials* (pp. 317-345): Elsevier.

BÖLÜM 2

DİŞ HEKİMLİĞİNDE CAD-CAM KOMPOZİT REZİN BLOKLAR

Kader TATAR¹

Dilber BİLGİLİ CAN²

1 Dr. Öğrt. Üyesi, Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi, Van, Türkiye

ORCID ID: 0000-0002-9320-1500

2 Doç. Dr., Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi, Van, Türkiye

ORCID ID: 0000-0003-0114-6936

GİRİŞ

Son yıllarda, diş hekimliği pratiğinde, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojilerinin kullanımında belirgin bir artış gözlemlenmektedir. Bu artış, intraoral görüntüleme sistemlerindeki önemli gelişmeler, üretim teknolojilerindeki ilerlemeler ve geleneksel dental restorasyonların üretim süreçlerinden kaynaklanan çevresel endişeler gibi faktörlerin etkisiyle gerçekleşmektedir (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008; Rekow, 2006; Ruse & Sadoun, 2014; Van Noort, 2012). Dental materyaller alanında, CAD/CAM uygulamaları için uygun materyallerin araştırılması ve üretilmesi süreci, hızla büyüyen ve değişen bir alandır. Günümüzde, estetik amaçlı CAD/CAM destekli hazırlanan indirekt dental restorasyonlar için iki ana materyal öne çıkmaktadır: cam-seramik/seramikler ve rezin-kompozitler. Cam-seramikler, metalik ve metalik olmayan elementlerin iyonik veya kovalent bağlarla bir araya gelerek oluşturduğu kristalin olmayan materyaller olarak tanımlanırken, camlar bu tanıma ek olarak amorf yapıdadırlar (Ruse & Sadoun, 2014). Seramikler, cam fazının matris olarak işlev gördüğü ve seramiğin ilave doldurucu olarak görev yaptığı bir tür kompozit malzemedir (Höland, 1997). Bu malzemelerde cam matris, seramik partiküllerin dağılımını sağlayarak dayanıklılığı artırırken, seramik ise mekanik özelliklerin ve estetik görünümün iyileştirilmesine katkıda bulunur. Resin kompozitler, inorganik (seramikler, cam-seramikler veya camlar), organik veya kompozit dolgu maddeleri tarafından güçlendirilen polimerik bir matris içerir (J. L. Ferracane, 2011). Materyallerin özellikleri, bileşimleri ve yapıları, bu malzemeleri oluşturan yapı taşlarını bir arada tutan bağ türlerine bağlı olarak belirlenir. Dolayısıyla, yapı taşlarını bir arada tutan bu bağ türleri, materyallerin esneklik modülünü (E_f) -ki bu, bağların dayanıklılığının dolaylı bir ölçüsüdür-, esneklik dayanımını (σ_f) ve sertliğini etkiler. Cam-seramiklerin/seramiklerin bu değerleri ($E_f \geq 60$ GPa, $\sigma_f \geq 140$ MPa, Vickers sertliği > 4 GPa), rezin kompozitlerinkinden çok daha yüksektir ($E_f = 9$ ila 20 GPa, $\sigma_f \cong 100$ MPa, Vickers sertliği $= 0.4$ GPa) (Conrad, Seong, & Pesun, 2007; J. L. Ferracane, 2011; J.-F. Nguyen, Migonney, Ruse, & Sadoun, 2012; Quinn & Quinn, 2010).

Cam-seramikler/seramikler, genellikle güçlü ve sert ancak kırılğan malzemelerdir; düşük kırılma tokluğuna (K_{IC}) sahiptirler ve çatlak mevcudiyetinde başarısızlık oranı yüksektir. Cam-seramiklerin/seramiklerin optik özellikleri, şeffaflık, floresan, opalesans gibi faktörler açısından genellikle rezin bazlı materyallerden daha üstündür (Gueth et al., 2013; Lim, Yu, & Lee, 2010). Cam-seramikler/seramikler, bileşimlerine bağlı olarak, oral ortamın pH seviyesinden veya diyet kaynaklı pH dalgalanmalarından olumsuz etkilenebilirken; su emme/salınımı, polimer matrisinin ve bağlayıcı maddenin aracılığıyla polimer-doldurucu bağının bozulmasına neden olabilir (Ruse & Sadoun, 2014). Tüm bu bilgiler ışığında cam-seramik/se-

ramik materyalleri karşılaştırdığımızda, rezin kompozitlere göre genellikle üstündürler. Ancak, rezin kompozitlerin sıklıkla tercih edilmesinin nedeni, üretim kolaylığına ve fonksiyon sırasında indüklenen küçük kusurların daha kolay ve daha az görünür bir Şekilde intraoral olarak onarılabilme olasılığına dayanmaktadır.

Dental kompozitler, özellikle yeni polimerizasyon modları, inovatif mikroyapılar ve farklı kompozisyonlarla giderek artan özellik ve endikasyon yelpazesi sunan geniş ve karmaşık bir malzeme çeŐitliliđini temsil etmektedir. Bilgisayar destekli tasarım–bilgisayar destekli retim (CAD-CAM) bloklarındaki son gelişmeler özellikle yeni polimerizasyon modları, yenilikçi mikroyapılar ve farklı kompozisyonlarla ilişkilidir. Tüm bu deđiŐiklikler, özellikle seramik malzemelerle karşılaştırıldığında, indirekt kompozitlerin farklı sınıfları arasında mekanik özellikler, kimyasal stabilit, biyolojik özellikler, bağlama özellikleri ve uzun vadeli performans olasılığı açısından önemli boşluklar yaratmıştır (Awada & Nathanson, 2015; Coldea, Swain, & Thiel, 2013b; J. Nguyen, Ruse, Phan, & Sadoun, 2014; Phan, Tang, Nguyen, Ruse, & Sadoun, 2014). Bu son zamanlardaki hızlı gelişmeler, bazen Őirketler tarafından sunulan eksik veya yanlıtıcı bilgilerle birlikte, yeni malzemelerin özellikleri konusunda karmaŐaya sebebiyet vermektedir. Şu anda, çeşitli materyaller, seramik benzeri veya kompozit yapıları ifade eden çeşitli terimler altında sınıflandırılmaktadır. Bu terimler arasında rezin nanoseramikler, hibrit seramikler, rezin matrisli seramikler, çift ağ malzemeleri, seramik temelli i ie geçmiş faz kompozitler ve polimer infiltrasyonlu seramik ağlar (PICN; (Denry & Kelly, 2014; Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015) bulunmaktadır. Bu çalışmanın amacı, indirekt kompozitlerin küresel evrimini eleŐtiren bir Şekilde gözden geçirerek, bunların özelliklerini ve yeni malzemelerin tedavi stratejilerine katkısını anlatmaktır.

MEVCUT İNDİREKT KOMPOZİTLERİN SİNİFLANDIRILMASI

Şu anda mevcut indirekt kompozitlerin temel özelliklerini ayıran ve etkileyen en önemli karakteristikler,

1. Üretim süreci türü (endüstriyel CAD-CAM blokları),
2. mikroyapı (dağınık doldurucu ile vs. PICN),
3. polimerizasyon modu (ışık, yüksek ısı [HT] veya yüksek ısı-yüksek basınç [HT-HP]),
4. reçine matris kompozisyonu ve
5. doldurucu boyutu ve hacim içeriği ile ilgilidir.

Günümüzde bulunan indirekt kompozitleri Tablo 1’de sunulmaktadır.

Tablo 1. İndirekt kompozitlerin üretim sürecine, mikroyapısına ve polimerizasyon moduna göre sınıflandırılması

Üretim Süreci	Mikroyapısı	Polimerizasyon Modu	Materyal	Üretici	Matris	Doldurucu
Geleneksel Yöntem		Işık	Ceramaste Ceramaste up Gradia Sironup	Stoß GC Şti. Heraeus Kulzer	UDMA (+ HEMA) Çelikçi içinde) UDMA + diğer DMA Bilinmeyen DMA	Silika esaslı cam Bilinmiyor Silika + kompozit (74 ağırlıkça%) (64 ağırlıkça% silika esaslı cam + silika akışkan silikon içinde)
			Silux Solidex SR Nexco	3M ESPE Stoß berckerJüvedent	UDMA + diğer DMA UDMA UDMA + diğer DMA	Silika esaslı cam + silika Bilinmiyor Silika (10-50 nm) + kompozit (jener ve opak : + zirkonya + silika esaslı cam)
			VITAVM LC Ectena C&B	VITA Zahafabrik. Kurarac	BPA + TEGDMA + diğer DMA Bilinmeyen DMA (+BIS-GMA opos içinde)	Bilinmiyor Silika esaslı cam + alümina (2 µm ve 2 nm) (ağırlıkça %92 / Vf%82)
			SR adoro Tivok	berckerJüvedent Yamamoto , Değerli Metal Şti.	UDMA + diğer DMA UDMA + TEGDMA	Silika esaslı kompozit Silika (20-100nm) + zirkonya alümina, silika partikülleri (200-600nm) + zirkonya alümina-silika-kümleri (1-6 µm)
				GC Amerika	BIS-GMA + TEGDMA	Silika (0.6 µm) + zirkonya (0.6 µm)
				3M ESPE	UDMA + diğer DMA	(ağırlıkça%85) Silika esaslı cam + silika (20 ve 300 nm) (ağırlıkça%71) [†] Silika (20 nm) + zirkonya (4-11 nm) + zirkonya silika kümleri (0.6-10 µm)
				VITA Zahafabrik.	UDMA+TEGDMA	(ağırlıkça%79) Silika esaslı cam + silika (ağırlıkça%61) [†]
				VITA Enamir.	UDMA+TEGDMA	Sinterlenmiş cam-seramik ağı (ağırlıkça %86 / Vf%75)
			Endüstriyel		Işık	Paradiem MZ 100 blok
Ceramast	3M ESPE	UDMA + diğer DMA				(ağırlıkça%85) Silika esaslı cam + silika (20 ve 300 nm) (ağırlıkça%71) [†] Silika (20 nm) + zirkonya (4-11 nm) + zirkonya silika kümleri (0.6-10 µm)
Yüksek Isı	Lava Ultimate	Stoß			UDMA	Silika (20 nm) + zirkonya (4-11 nm) + zirkonya silika kümleri (0.6-10 µm)
	Stoß blok HC	VITA Zahafabrik.			UDMA+TEGDMA	(ağırlıkça%79) Silika esaslı cam + silika (ağırlıkça%61) [†]
	Yüksek Isı/Basınç	VITA Enamir.	UDMA+TEGDMA	Sinterlenmiş cam-seramik ağı (ağırlıkça %86 / Vf%75)		

Bis-GMA, bisfenol A-glisidil metakrilat; kümler, bir araya getirilmiş nanopartiküller; kompozit, ön polimerleştirilmiş kompozit; DMA, dime-takrilatlar; PICN, polimer infiltrasyonlu seramik ağı - cam-seramik ağı, amorf veya kristal formda farklı oksitlerden oluşur (silika (SiO₂), alümina (Al₂O₃), sodyum oksit (Na₂O), potasyum oksit (K₂O), bor trioksit (B₂O₃),

zirkonya (ZrO_2), kalsiyum oksit (CaO); TEGDMA, trietilen glikol dime-takrilat; ısı ile tamamlayıcı, fotopolimerizasyondan sonra belirli bir sertleş-me ünitesinde >100 °C ısıtma işlemi; silika esaslı camlar, diğer elementler içeren silikatlar ($[SiO_4]_4$), baryum, flor, bor, alüminyum, zirkonyum, stron-siyum gibi; UDMA, üretan dimetakrilat. ^a (Laborie, Naveau, & Menard, 2022; Stawarczyk, Liebermann, Eichberger, & Güth, 2016)

Geleneksel Yöntemlerle Üretilen Kompozit Rezinler

Geleneksel yöntemlerle üretilen kompozit rezinler, direkt kompozit rezinler gibi manuel olarak yapılan yapılardır. Kompozisyonları ve yapısı da aynıdır, ancak bunlar ekstraoral olarak aşamalı fotopolimerize edilir, bu da polimerizasyon çekme gerilmesinin diş yapısı veya kavite marjin-leri üzerindeki olumsuz etkisini önler (J. L. Ferracane & Hilton, 2016). Işıkla aktive edilen rezin kompozitlerin polimerizasyon verimliliğini bir-çok faktör etkileyebilir; bu faktörler arasında ışık polimerizasyon ünitesi, polimerizasyon parametreleri (ışınlama süresi ve modu, ışınlama yoğunlu-ğu, radyant maruziyeti), sıcaklık, materyal kompozisyonu (fotoinitiyator, monomerler, doldurucular, renk pigmentleri), viskozite ve optik özellikler yer alır (Leprince, Palin, Hadis, Devaux, & Leloup, 2013). Bu nedenle dön-üşüm derecesi sınırlıdır ve operatör bağımlıdır. Hem direkt hem de indi-rekt olarak aktive edilen ışıkla polimerize edilen kompozitler için in-vitro değerler, farklı parametrelere bağlı olarak yaklaşık %40 ila %75 arasında değişmektedir (Calheiros, Daronch, Rueggeberg, & Braga, 2014; J. Fer-racane & Condon, 1992; Ribeiro et al., 2012). Ayrıca, ışınlama yüzeyden derinliğe değiştiği için polimerizasyon homojen değildir, bu da materyal içinde içsel stres oluşturur (J.-F. Nguyen et al., 2012). Bu dezavantajlar, mekanik özelliklere ve serbest monomerlerin salınımına olumsuz etki eder (Chen, Ferracane, & Pahl, 2005; J. Ferracane, Mitchem, Condon, & Todd, 1997; Lin-Gibson et al., 2009; J.-F. Nguyen et al., 2012).

Mevcut geleneksel yöntemlerle üretilen kompozit rezinler genellikle mikrohibrit malzemelerden oluşur. Bazı ürünler için, sıcaklığı (>100 °C) ek uygulamaya izin veren özel polimerizasyon üniteleri geliştirildi. Po-limerizasyon sıcaklığının, dönüşüm derecesini (J. Ferracane & Condon, 1992) ve fleksural dayanıklılığı artırabileceği, ışıkla polimerize kompozit-lerde kalan reaktan monomer miktarını azaltabileceği gösterilmiştir (Bagis & Rueggeberg, 2000). Sıcaklık, reaktan monomerlerin buharlaşmasını, çift bağ dönüşümünü, monomerlerin hareketliliğini ve polimer zincirlerini artı-rabilir, çapraz bağ oluşumunu teşvik edebilir (Bagis & Rueggeberg, 2000; J. Ferracane & Condon, 1992). Ancak, sıcaklık, viskozitenin artmasından dolayı serbest monomerlerin difüzyonunu sınırlar (Leprince vd. 2013), bu da dönüşüm derecesi artışının sınırlı olduğunu açıklayabilir. Gerçekten de, Ferracane ve Condon (1992), 120 °C'de bir iyileştirmenin, kompozit rezin

materyale bağlı olarak, dönüşüm derecesini %3 ila %18 artırabileceğini göstermiştir. Bununla birlikte, sıcaklık, malzeme BPO (benzoyl peroksit) içeriyorsa bir kimyopolimerizasyon sürecini teşvik edebilir. Şu anda, mevcut geleneksel yöntemlerle üretilen kompozit rezinlerin çeşitliliği, CAD-CAM bloklarının gelişimi lehine azalmaktadır.

CAD-CAM Kompozit Rezın Blokları

CAD-CAM süreçleri, son zamanlarda endüstriyel olarak üretilen ve sekonder olarak frezeleme yapılan yüksek performanslı materyalleri tanıtarak indirekt kompozit dünyasında devrim yaratmıştır. CAD-CAM bloklarını üretmek için kullanılan endüstriyel işlemler, geleneksel materyallerle karşılaştırıldığında malzeme homojenliğini artırır, kusur ve gözeneklerin varlığını azaltır ve dayanıklılıklarını artırır (Giordano, 2006). Ayrıca, doldurucu hacim içeriğini artırmalarına izin verir; bu, restorasyon yapımı için yeterince plastik olması gereken direkt kompozitler için mümkün değildir. Son CAD-CAM blokları, bisfenol A–glikidil metakrilat (Bis-GMA) içermez ve yüksek performanslı endüstriyel polimerizasyon süreçlerini içeren HT (>100 °C) ve bazen HP (>150 MPa) süreçleri ile fotopolimerize edilmez (J.-F. Nguyen et al., 2012). CAD-CAM blokları sınıfı, mikroyapılarına bağlı olarak iki alt sınıfa ayrılmalıdır: dağınık doldurucu içerenler ve PICN malzemeleri.

Dağınık Doldurucu İçerenler

İlk ticari olarak pazarlanan kompozit rezin bloğu, 3M ESPE'nin Paradigm MZ100 (St. Paul, MN, ABD) adlı ürünüdür. Bu ürün, Z100 doğrudan restoratif rezin kompozitlerinin fabrika polimerizasyonu ile elde edilmiştir. Fabrika polimerizasyonu, Paradigm'in Z100'e göre üstün özelliklere sahip olmasına neden olmuştur. [$\sigma_f \sim 130$ MPa ve $KIC \sim 0.8$ MPa·m^{1/2}] (J.-F. Nguyen et al., 2012). Bu blok, Bis-GMA ve trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) matrisinde% 85 zirkonya-silika dolgular içerir. Bazı in vitro çalışmalar, malzemenin iyi bir yorgunluk performansına sahip olduğunu bildirmiştir (Kassem, Atta, & El-Mowafy, 2012; Magne & Knezevic, 2009; Tsitrou, Helvatjoglu-Antoniades, & van Noort, 2010). Daha sonra, 3M, “nanoseramik” adını verdiği Lava Ultimate'yi tanıttı. Lava Ultimate, zirkonya-silika nanodoldurucu (%79) içerir (dağınık veya birleşik parçacıklar şeklinde) ve tamamen ısı ile, fotopolimerizasyon yerine ısı polimerizasyonu uygulanan bir nanodoldurucu kompozittir. UDMA bazlı matrise sahip olması, daha yüksek bir dönüşüm derecesine, çapraz bağ oluşturmaya ve ışıkla kütleme ile daha yüksek polimerizasyon reaktivitesine ulaşabildiği gösterilmiştir (I. Sideridou, Tserki, & Papanastasiou, 2002). Işıklı polimerize edilen UDMA, Bis-GMA'dan daha düşük su emilimi ve çözünürlüğüne sahiptir (I. D. Sideridou & Karabela, 2011), bu da mater-

yal özelliklerinin ve su çözünür renk pigmenti emiliminin değişmesini önleyebilir. Bis-GMA'nın aksine, UDMA'nın viskoziteyi düşürmek için bir seyreltici olarak TEGDMA eklemeye gerek yoktur. Aslında, TEGDMA, daha yüksek çift bağ konsantrasyonuna sahiptir ve Bis-GMA ile karıştırıldığında dönüşüm derecesini ve çapraz bağı artırır (I. Sideridou et al., 2002), ancak daha fazla polimerizasyon çekmesine neden olur (Gonçalves, Azevedo, Ferracane, & Braga, 2011).

Son zamanlarda GC (GC Corporation, Tokyo, Japonya) ve Shofu (Shofu Inc., Kyoto, Japonya), Cerasmart ve Shofu Block HC'yi sırasıyla «hibrit seramik» materyaller olarak pazarlamışlardır. «Hibrit seramik», malzeme bilimi kavramlarına atıfta bulunmayan ve malzemelerin gerçek özelliklerini yansıtmayan karışık bir ticari isimdir. Gerçekte, kompozisyon veya doldurucu boyutu tam olarak aynı olmasa da, bu yeni kompozit bloklar, mekanik açıdan seramik ve polimer infiltrasyonlu seramik ağı (PICN) CAD-CAM blokları ile karşılaştırıldığında aynı ailede değerlendirilebilecek dağınık doldurucu içeren materyallerdir (Awada & Nathanson, 2015).

PICN Materyalleri

1980'lerde VITA tarafından pazarlanan cam infiltrasyonlu seramiklere ilham kaynağı olan (In Ceram System; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) R. Giordano, 1997'de camı bir polimerle değiştirerek bir PICN elde etme fikrini patente aldı. Bu nedenle, bu materyal, presinterlenmiş bir cam-seramik iskeletin bir monomerle infiltrasyonu sonucu oluşur ve sekonder olarak polimerize edilir. PICN'ler, genellikle karıştırılarak klasik olarak dahil edilen dağınık doldurucu malzemelerinden önemli ölçüde farklılık gösterir. Gerçekten de, seramik ağı, birbirine bağlı (dağınık değil) parçacıkların 3-boyutlu bir iskeletini oluşturur: bu, stresleri daha etkili bir şekilde tüm yönlere dağıtabilen ve bozulma olaylarına karşı direnci teşvik edebilen gerçek bir iskelet oluşturur (Swain, Coldea, Bilkhair, & Guess, 2016).

3M ESPE, doldurucu partiküllerinin klasik olarak bir monomer karışımına eklenmesiyle elde edilirken, 2013 yılının başlarında VITA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Enamic adlı, ön-sinterlenmiş seramik ağı üzerine bir monomer karışımı tarafından infiltrasyon yoluyla elde edilen bir rezin kompozit materyali tanıttı. Bu süreçle, daha yüksek bir hacim fraksiyonu doldurucu elde edildi (~70%) ve dolayısıyla Lava Ultimate'inkilere kıyasla üstün mekanik özellikler elde edildi (Coldea, Swain, & Thiel, 2013a; Coldea et al., 2013b).

Enamic materyalinde, seramik ağı malzemesi, UDMA ve TEGDMA karışımı ile infiltrasyona uğrar. Seramik hacim fraksiyonu yüksektir, bu nedenle VITA, malzemesini tanımlamak için kafa karıştırıcı ticari ad «hib-

rit seramik”i tanıttı. PICN’ler genellikle çift ağ malzemeleri, seramik temelli iç içe geçmiş faz malzemeleri veya iç içe geçmiş faz seramik-reçine kompozitleri olarak adlandırılır.

PICN’ler üzerindeki devam eden araştırmalar, bu malzeme sınıfının mekanik ve biyolojik özellikleri açısından etkileyici ve umut verici sonuçlar ortaya koymaktadır (J. Nguyen et al., 2014; J.-F. Nguyen, Migonney, Ruse, & Sadoun, 2013) özellikle de seramik ağın döküm ve yüksek ısı/basınç (180 °C, 300 MPa;(J. Nguyen et al., 2014)) kullanıldığında ve polimer matris sadece saf UDMA içeriyorsa (TEGDMA ve initiator içermiyor;(J.-F. Nguyen et al., 2013)). Bu sonuçlar, bir sonraki bölümde açıklanmaktadır.

SON GELİŞMELERİN MATERYAL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİ

Mekanik Özellikler

Dönüşüm derecesi ve polimerizasyon modunun etkisi

Dental kompozitlerin birçok mekanik özelliği, dönüşüm derecesi ve dolayısıyla polimerizasyon modu tarafından önemli ölçüde etkilenir (Chen et al., 2005; J. Ferracane et al., 1997; Lin-Gibson et al., 2009; J.-F. Nguyen et al., 2012). Aşınma direnci (J. Ferracane et al., 1997), sertlik (Chen et al., 2005) ve elastikiyet modülü (Lin-Gibson et al., 2009), dönüşüm derecesi ile arttığı gösterilmiştir. Hem ticari direkt kompozitlerin hem de geleneksel indirek kompozitlerin yüksek ısı (180 °C) – yüksek basınç (250 MPa) altında polimerleştirilmesi, Nguyen et al. (2012) tarafından polimerize örneklerle karşılaştırıldığında, mekanik özelliklerinde önemli bir artış göstermiştir. Sonuçlarını daha yüksek çapraz bağlanma derecesine, daha homojen polimerizasyona ve kusurların sayısının ve boyutunun azalmasına bağlamışlardır (J.-F. Nguyen et al., 2012).

Gerçekten de Phan et al. (2015) son zamanlarda saf UDMA’nın (BPO 0,5% ile) HT (90 °C, 4 saat) altında %89’luk bir dönüşüm derecesi oluşturduğunu ve HT-HP (200 MPa) kombinasyonunun dönüşüm derecesini %95’e çıkardığını göstermiştir (Phan et al., 2015). Dikkate alınması gereken bir diğer faktör de monomerin doğasıdır: UDMA’nın, ışık sertleşmesi ile karşılaştırıldığında, daha yüksek bir dönüşüm ve çapraz bağlanma derecesi sağladığı görülmüştür (I. Sideridou et al., 2002).

Doldurucu içeriğinin etkisi

Polimerizasyon modu, mekanik davranışı iyileştiren tek parametre değildir. Doldurucu partiküllerinin türü, boyutu ve hacim fraksiyonu ($V_f\%$), mekanik özellikler üzerinde etkileri olan önemli faktörler arasında sık-

ça vurgulanır. Doldurucu içeriğinin artması, çekme ve basma direncini, sertliği ve elastikiyet modülünü artırır (Chung, 1990; Li, Swartz, Phillips, Moore, & Roberts, 1985; Lin-Gibson et al., 2009). Aşınma direnci, çok parametreliliği bir özellik olduğundan (Condon & Ferracane, 1997; Li et al., 1985), doldurucu içeriğinden (Turssi, Ferracane, & Vogel, 2005) partikül boyutundan, geometrisinden ve dağılımından etkilendiği görülmüştür; yüksek doldurucu içeriği ve küçük partiküller, özellikle bir klinik çalışmanın sonuçları tarafından doğrulandığı gibi, daha avantajlı olabilir (Cetin & Unlu, 2012). Nguyen ve ark. (2013), HT-HP deney kompozitlerini analiz etmiş ve mekanik özelliklerin doldurucu içeriği ile arttığını doğrulamıştır (J.-F. Nguyen et al., 2013). Ancak, hacim fraksiyonu %60'ın üzerine çıktığında, eğilme direncinin azalmaya başladığı gözlemlenmiştir. Bu durum muhtemelen doldurucu maddenin inkorporasyonu sırasında karşılaşılan zorluklar nedeniyle olmuş olabilir, bu da porozitelerin varlığına yol açmış olabilir. CAD-CAM bloklar için kullanılan endüstriyel işlemler, özellikle PICN'lerle karşılaştırıldığında, geleneksel yöntemlerle üretilen indirekt kompozit rezinlerin doldurucu içeriğini artırma olanağı sağlar. Bu durum, PICN'lerde görülmeyen karışım sorunlarını içermektedir. Ancak, çoğu üretici doldurucu içeriğini ağırlık (wt%) olarak ifade eder ve bu da farklı ürünler arasında karşılaştırma yapmayı zorlaştırır (bkz. Tablo). Özellikle zirkonya gibi bazı doldurucuların, diğerlerinden önemli ölçüde daha ağır olması, ağırlıkla ilgili doldurucu bileşimiyle yakından ilgilidir.

Mikroyapı etkisi

Farklı mikroyapılara ve üretim süreçlerine sahip ticari ve deneysel CAD-CAM kompozit rezin materyallerinin bükülme dayanımı, en dayanıklı cam-seramik malzeme olan IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile kıyaslandığı bir çalışmada, UDMA ile sinterlenmiş bir cam-seramik ağının (Vf% 73.8) döküm ve infiltrasyon ile üretilen deneysel HT (180 °C) - HP (300 MPa) PICN, başlatıcı olmadan UDMA ile üretildiğinde yaklaşık 288 MPa bükülme dayanımına sahipti. Aynı HT-HP bileşenleri doldurucu karışımı ile (Vf% 65) üretildiğinde ise sadece yaklaşık 122 MPa bükülme dayanımına sahipti (J. Nguyen et al., 2014). Başlatıcı katkısının, PICN'in bükülme dayanımını 300 MPa'ye kadar artırdığı gösterilmiştir. Bu değer, en dayanıklı cam-seramiklerden biri olan lityum-disilikat cam-seramik IPS e.max CAD'ın sunduğu dayanım seviyesine yakındır (Ruse & Sadoun, 2014). Piyasaya sürülen bir PICN olan Enamic, deneysel döküm PICN'lerinden daha düşük sonuçlar vermiştir (J. Nguyen et al., 2014; Ruse & Sadoun, 2014). Seramik ağın hacminin benzer olmasına rağmen (deney PICN için %73.5 Vf ve Enamic için %75 Vf), iki materyal arasında önemli farklar vardır: monomer türü (UDMA vs. UDMA ve TEGDMA), HT-HP işlemi (180°–300 MPa vs. belirtilmeyen HT-HP) ve seramik ağ üretim süreci (döküm veya presleme). Bu düşünce-

ler, materyal performansı ile üretim süreci parametreleri arasındaki karmaşık ilişkiyi belirtmektedir.

Elastikiyet modülü açısından, Enamic'in (elastikiyet modülü = 30 GPa, sertlik = 2.5 GPa) genel olarak dentin ve mine arasında orta özelliklere sahip olduğu görülmektedir. Diğer CAD-CAM blokları da genellikle dentin değerlerinin altında kalmaktadır (Ruse & Sadoun, 2014). Gerçekte, ideal restoratif malzeme, mümkünse mine ve dentinin spesifik mekanik özelliklerini maksimum düzeyde taklit etmelidir.

Toksiste ve Monomer Salınımı

Dental kompozitlerle ilgili temel bir endişe, yetersiz polimerizasyon ve sonrasında bileşenlerin salınımıdır, ki bu biyolojik açıdan önemli bir sorundur (J. Ferracane, 1994; Gupta, Saxena, Pant, & Pant, 2012; Van Landuyt et al., 2011). 1996'da Olea ve arkadaşları, dental materyallerde bulunan ve bilinen bir endokrin bozucu olan bisfenol A (BPA) konusunu gündeme getirdiler. Dental kompozitler sadece BPA değil, aynı zamanda düşük molekül ağırlıklı monomerler (örneğin HEMA ve TEGDMA), yüksek molekül ağırlıklı monomerler (örneğin Bis-GMA ve UDMA) ve serbest radikaller ile fotoinitiyator molekülleri gibi katkı maddelerini de salabilir (Kingman et al., 2012; Leprince et al., 2013; Van Landuyt et al., 2011). Tüm monomerler, kompozit yüzeyinde bakteri kolonizasyonu, pulpa hasarı, odontoblastların ve diş kök hücrelerinin bozulması, dermatolojik ve alerjik reaksiyonlar ve sitotoksik ve genotoksik etkiler gibi olumsuz etkilere neden olabilir (Bakopoulou et al., 2011; Bakopoulou, Papadopoulou, & Garefis, 2009; Leprince et al., 2013). Bazı fotoinitiyator molekülleri ayrıca önemli sitotoksik etki gösterebilir (Bakopoulou et al., 2009). Çoğu çalışma, BPA'nın doğrudan Bis-GMA bazlı restoratif materyallerden salındığını kanıtlamamıştır (Bakopoulou et al., 2009). BPA genellikle, pit ve fissürleri kapatmak için kullanılan bir bileşen olan Bis-DMA'nın bir bozunma ürünü olarak rapor edilmiştir. Tükürük enzimleri, örneğin esterazlar, Bis-DMA ester bağlarını parçalayabilir; ancak, Bis-GMA eter bağlarını parçalamazlar. Bu durum, BPA'nın serbest bırakılmasına yol açabilir. Ancak, dental kompozitlerden BPA'nın salınımını değerlendirmek son derece karmaşıktır, çünkü başka birçok BPA kontaminasyon kaynağı bulunmaktadır.

Biyolojik etkileşimler açısından, mevcut CAD-CAM blokları şu hususlara işaret etmektedir: 1) Dönüşüm derecesinde önemli bir artışa (Gupta et al., 2012; Lin-Gibson et al., 2009), 2) Daha az toksik monomerlerin kullanımına ve fotoinitiyatorların bulunmamasına (Gupta et al., 2012; Krifka, Spagnuolo, Schmalz, & Schweikl, 2013)), ve 3) Toksik bileşenlerin salınımına karşı daha iyi bir dirence (Van Landuyt et al., 2011). Dönüşüm derecesinin hücresel tepkiye yol açtığı çalışmalarda görülmüştür (Lin-Gibson et al., 2009). Birçok çalışmanın incelendiği bir derlemede, rezin ma-

teryallerin polimerizasyonunun toksisite açısından önemini vurgulanmıştır (Gupta et al., 2012). Son çalışmalar, HT-HP polimerize edilmiş UDMA'nın, ışıkla veya termal olarak sertleştirilmiş UDMA'ya kıyasla önemli ölçüde azalmış monomer salınımı gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu durum muhtemelen daha yüksek bir dönüşüm derecesi ve daha yüksek bir homojenlikle ilişkilendirilebilir (Phan et al., 2014). Ayrıca, modern CAD-CAM bloklarında Bis-GMA'nın alternatifi olarak kullanılan UDMA'nın, aslında BPA'dan sentezlenmediğini belirtmek önemlidir. Bis-GMA'nın insan diş eti ve pulpa fibroblastları üzerindeki *in vitro* sitotoksitesi, UDMA'dan daha büyüktür (Gupta et al., 2012). Nguyen ve meslektaşları (2013), TEGDMA'nın bilinen sitotoksik ve genotoksik etkilere yol açabilen bir bileşen olduğu bilgisinden yola çıkarak, örneğin özel odontoblast fonksiyonlarının inhibisyonu gibi etkilere neden olabileceğini göz önünde bulundurarak, deneysel PICN'ler geliştirdiler (J.-F. Nguyen et al., 2013). Bu etkiler, TEGDMA'nın küçük molekül boyutunun difüzyon süreçlerini artırmasıyla desteklenmektedir.

Bağlama Özellikleri

Yüzey pürüzlülüğünün artırılması, yüzeyde mikromekanik kilitleme sağlayarak indirekt kompozitlerin bağlanma özelliklerini geliştirmek için silanla yapılan kimyasal işlemde daha önemlidir (Spitznagel, Horvath, Guess, & Blatz, 2014). İndirek kompozitlerin yüzey enerjisini ve mikromekanik kilitlemeyi artırmak için, literatürde malzeme yüzeyini pürüzlendirmek için hava abrazyonu (50- μ m alumina tanecikleri) veya silika kaplama sistemlerinin (Co-Jet ve Rocatec sistemleri; 3M ESPE, Seefeld, Almanya) kullanılması konusunda bir fikir birliği bulunmaktadır (Spitznagel et al., 2014). Hidroflorik asit ile asitleme işlemi, çoğu kompozit için düşük bağlanma kuvveti değerlerine neden olurken, genellikle bağlanma kuvvetini artırmak için kumlama, silan ön işlemi önerilmektedir (Spitznagel et al., 2014). Ancak Enamic PICN materyali özel bir durum oluşturur; üretici, alternatif olarak malzeme yüzeyini pürüzlendirmek için %5 hidroflorik asit ile 60 saniye süreyle asitleme işlemi önermektedir. PICN'lerde asitleme işlemi, seramik fazın tam çözünmesine ve kalan rezin ağı tarafından oluşturulan bir «petek» yapısının oluşmasına neden olarak, mikromekanik kilitleme için oldukça yüksek bir potansiyel sunar. Enamic'in Lava Ultimate'den daha yüksek bir bağlanma kuvveti sağladığı çalışmalarda da görülmüştür (Elsaka, 2014).

Yeni CAD-CAM bloklarının, dağılmış doldurucuların ve PICN'lerin bağlanma özellikleri, özellikle seramik malzemelerle karşılaştırıldığında, daha kapsamlı bir şekilde araştırılmalıdır. Literatürde bu materyallerin davranışları hakkında yeterli veri eksikliği bulunmaktadır. Spesifik mikroyapılar ve dönüşüm dereceleri, serbest monomerlerin ve rezin simanın

arasındaki ek kimyasal bağlanma olasılığını azaltabilir. Bu da performanslarını önemli ölçüde etkileyebilir ve özellikle adeziv restorasyonlarındaki endikasyonlar açısından önemli bir konu olabilir.

KLİNİK DÜŞÜNCELER

Şu anda, restoratif diş hekimliğinde evrensel veya ideal bir materyal henüz mevcut değildir ve malzeme seçimi klinik duruma bağlı olarak değişmektedir. Bu seçim, mevcut tedavi stratejilerini desteklemelidir. Bu stratejiler, kalan diş dokularını korumayı ve muhafaza etmeyi hedeflemektedir (Lynch et al., 2014). Özellikle geniş kaviteler için, mevcut çeşitli materyallerin ve tekniklerin karşılaştırılması kritik bir sorun olarak öne çıkmaktadır (Chabouis, Faugeron, & Attal, 2013)(Fron Chabouis vd., 2013; Grivas vd., 2014(Grivas, Roudsari, & Satterthwaite, 2014)). Minimal invaziv yaklaşımların hedeflerine ve klinik duruma bağlı olarak, posterior dişlerde sınıf I ve II kavitelerin restorasyonu için direkt kompozitler tercih edilen bir materyal olarak bildirilmiştir. Bu özellikle, indirekt tekniklerin kavitelerin tasarımını uygun hale getirmek için daha fazla diş dokusunun kaybının gerekebileceği durumlarda geçerlidir. Genel olarak, indirekt teknikler subgingival kenarlar, geniş kaviteler (birden fazla kaspın dahil edilmesi) ve değişmiş/anormal mine ve dentin durumları için önerilmektedir (Lynch et al., 2014).

Bu teknikler:

1. Daha iyi mekanik özelliklere sahip bir materyalin kullanımı, özellikle büyük restorasyonlarda direkt kompozitlerin başarısızlığının başlıca nedenlerinden biri olan kırılmaya karşı direnç sağlar (Opdam et al., 2014);
2. Polimerizasyon çekme gerilme stresinin etkisini azaltır (J. Ferracane & Condon, 1992);
3. Daha iyi okluzal anatomiye ve proksimal kontakt noktalarını elde etmeyi sağlar.

CAD-CAM kompozit blokların ortaya çıkması, in vitro olarak, geleneksel yöntemlerle üretilen indirekt kompozit rezinlere göre daha iyi mekanik özelliklere sahip yeni materyallerin geliştirilmesine yol açmıştır. Ayrıca, cam-seramiklerle karşılaştırıldığında önemli avantajlara sahip olduğu görülmüştür. CAD-CAM kompozitleri, seramiklere göre dentine daha yakın bir elastiklik modülü gösterir ve çiğneme kuvvetlerini absorbe etme özelliğine sahiptir (Coldea et al., 2013b). Bu özellik öncelikle implant üstü kronlar için çok önemli olabilir (Rohr, Coldea, Zitzmann, & Fischer, 2015).

Tüm bunların yanısıra kompozit blokların CAD-CAM işlemlerinde kullanılması daha uygun olabileceği düşünülmektedir, çünkü 1) seramikler kadar kırılğan değildir; 2) daha yüksek bir hasar tolere edebilirlik, marjinal çatlama eğilimini düşürme ve daha düzgün freze kenarları sergilerler (Awada & Nathanson, 2015; Coldea, Fischer, Swain, & Thiel, 2015; Tsitrou, Northeast, & van Noort, 2007); ve 3). Ayrıca CAD-CAM kompozit rezinleri, frezeleme süresi ve uç ömrü açısından seramiklere göre daha iyi işlenebilirlik gösterir (Lebon, Tapie, Vennat, & Mawussi, 2015). Bu daha düşük maliyet, seramik boyama veya kristalleşme için herhangi bir pişirme işlemi olmamasının eklenmesiyle birleştiğinde (lityum disilikat cam-seramik restorasyonları için gereklidir), bu materyalleri çok çekici kılar. Ayrıca, bu materyalleri kullanmak başarısızlık durumunda daha kolay frezeleme ve onarıma imkan sağlar (hidroflorik asit kullanımına gerek yoktur; (Zaghloul, Elkassas, & Haridy, 2014).

CAD-CAM kompozitleri arasında, özel mikroyapıları ve polimerizasyon modlarıyla PICN materyalleri, yenilikçi ve umut verici bir malzeme sınıfını oluşturur (Albero, Pascual, Camps, & Grau-Benitez, 2015; Swain et al., 2016). Özellikle, daha önce görüldüğü gibi, deneysel PICN'ler, 1) Mekanik özellikler açısından, yüksek performanslı cam-seramiklerle (Coldea et al., 2013a; J. Nguyen et al., 2014), özellikle fleksür dayanımı ve dayanıklılık bakımından dikkate değerdir. Bu malzemeler genellikle yüksek Vickers sertliğine sahiptirler ve mine ile dentin arasında benzer özellikler gösterirler. Ayrıca, antagonist aşınmasını azaltmada etkilidirler (Swain et al., 2016). Bununla birlikte, elastiklik modülü açısından, cam-seramiklerin mine ve dentin arasında olduğu gibi yüksek değerler gösterdiği bilinmektedir. Örneğin, mine 50 ila 100 GPa arasında değişirken, cam-seramiklerin elastiklik modülü yaklaşık 30 GPa'dır. CAD-CAM dağımık dolduruculu kompozitler ise genellikle dentin ve CAD-CAM seramiklerinden daha düşük bir elastiklik modülüne sahiptir, ancak mine ile benzer veya daha yüksek bir elastiklik modülü gösterebilirler (Awada & Nathanson, 2015; Coldea et al., 2013b; Swain et al., 2016) ve

2) düşük toksisite ve monomer salımına sahiptir (Phan et al., 2014).

Ancak, derlemede sunulan CAD-CAM kompozitlerle ilgili son gelişmeler hakkında klinik veri bulunmamaktadır. Bu nedenle, bu kompozitlerin klinik uygulamada ne kadar etkili olduğuna dair kesin kanıtlar henüz mevcut değildir. Bu da, bu materyallerin güvenilirliği ve performansı hakkında sağlam bir temelin olmaması anlamına gelir.

Gelecekteki perspektifler arasında, CAD-CAM kompozitlerinin implantlarda ve doğal dişlerde kronlar ve yapışkan restorasyonlar olarak kullanılması yer alıyor. Özellikle, çok ince ve invaziv olmayan restorasyonlar için, örneğin «no prep» aşındırma gerektirmeyen durumlar için (Schlich-

ting, Maia, Baratieri, & Magne, 2011) klinik çalışmaların yapılması önemlidir. Bu çalışmalar, bu tür restorasyonların uzun vadeli etkinliği ve dayanıklılığı hakkında daha fazla bilgi sağlayabilir ve bu materyallerin klinik uygulamalardaki potansiyelini daha iyi anlamamıza yardımcı olabilir. Şu anda, CAD-CAM kompozitlerinin yaşlanma ve aşınma gibi konulardaki performansını incelemek için daha fazla in vitro ve klinik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Swain vd. (2015) yakın zamanda PICN kronların (Enamic) çatlak başlatma ve büyüme direnci açısından lityum disilikat cam-seramik (e-max CAD) kronlarından daha iyi performans gösterdiğini ancak daha fazla aşınma sergilediğini bildirmiştir (Swain et al., 2016). Ancak Mormann ve diğerleri (2013), in vitro olarak yapılan çalışmalarında, PICN'nin kendi aşınma ve antagonistik mine aşınması bakımından mine ve lityum disilikat cam-seramikleri ile önemli ölçüde farklılık sergilemediğini göstermiştir (Mörmann et al., 2013). Ancak, PICN'lerde, parlaklıkta kayıp ve cilalama yetenekleri benzer olsa da, diş fırçalama sonrasında daha yüksek bir kayıp görülür. Ayrıca, estetiğin yüksek düzeyde gerektiği durumlarda (örneğin veneerlerle), seramikler hala tercih edilen materyallerdir. Son olarak, implant çevresindeki yumuşak doku davranışıyla ilgili özelliklerin de dikkate alınması önemlidir. Bu özellikler, CAD-CAM kompozitlerini transgingival implant bileşenleri ve protezler olarak kullanırken önemli bir faktördür.

REFERANSLAR

- Albero, A., Pascual, A., Camps, I., & Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 7(4), e495.
- Awada, A., & Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 587-593.
- Bagis, Y., & Rueggeberg, F. (2000). The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dental materials*, 16(4), 244-247.
- Bakopoulou, A., Leyhausen, G., Volk, J., Tsiftoglou, A., Garefis, P., Koidis, P., & Geurtsen, W. (2011). Effects of HEMA and TEDGMA on the in vitro odontogenic differentiation potential of human pulp stem/progenitor cells derived from deciduous teeth. *Dental materials*, 27(6), 608-617.
- Bakopoulou, A., Papadopoulos, T., & Garefis, P. (2009). Molecular toxicology of substances released from resin-based dental restorative materials. *International journal of molecular sciences*, 10(9), 3861-3899.
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511.
- Calheiros, F. C., Daronch, M., Rueggeberg, F. A., & Braga, R. R. (2014). Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. *Dental materials*, 30(6), 613-618.
- Cetin, A. R., & Unlu, N. (2012). Clinical wear rate of direct and indirect posterior composite resin restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 32(3), e87-94.
- Chabouis, H. F., Faugeron, V. S., & Attal, J.-P. (2013). Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dental materials*, 29(12), 1209-1218.
- Chen, Y.-C., Ferracane, J. L., & Prah, S. A. (2005). A pilot study of a simple photon migration model for predicting depth of cure in dental composite. *Dental materials*, 21(11), 1075-1086.
- Chung, K. (1990). The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *Journal of dental research*, 69(3), 852-856.
- Coldea, A., Fischer, J., Swain, M. V., & Thiel, N. (2015). Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments. *Dental materials*, 31(6), 684-694.
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013a). In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 26, 34-42.

- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013b). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental materials*, 29(4), 419-426.
- Condon, J., & Ferracane, J. (1997). In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *Journal of dental research*, 76(7), 1405-1411.
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(5), 389-404.
- Denry, I., & Kelly, J. (2014). Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*, 93(12), 1235-1242.
- Elsaka, S. E. (2014). Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6).
- Ferracane, J. (1994). Elution of leachable components from composites. *Journal of oral rehabilitation*, 21(4), 441-452.
- Ferracane, J., & Condon, J. (1992). Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dental materials*, 8(5), 290-295.
- Ferracane, J., Mitchem, J., Condon, J., & Todd, R. (1997). Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of dental research*, 76(8), 1508-1516.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental materials*, 27(1), 29-38.
- Ferracane, J. L., & Hilton, T. J. (2016). Polymerization stress—is it clinically meaningful? *Dental materials*, 32(1), 1-10.
- Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM—produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 14S-21S.
- Gonçalves, F., Azevedo, C. L., Ferracane, J. L., & Braga, R. R. (2011). BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dental materials*, 27(6), 520-526.
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*, 28(3).
- Grivas, E., Roudsari, R., & Satterthwaite, J. (2014). Composite inlays: a systematic review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 22(3), 117-124.
- Gueth, J.-F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., & Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*, 32(6), 865-871.
- Gupta, S. K., Saxena, P., Pant, V. A., & Pant, A. B. (2012). Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicology international*, 19(3), 225.

- Höland, W. (1997). Biocompatible and bioactive glass-ceramics—state of the art and new directions. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 219, 192-197.
- Kassem, A. S., Atta, O., & El-Mowafy, O. (2012). Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(1), 28-32.
- Kingman, A., Hyman, J., Masten, S. A., Jayaram, B., Smith, C., Eichmiller, F., . . . Solanki, S. (2012). Bisphenol A and other compounds in human saliva and urine associated with the placement of composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 143(12), 1292-1302.
- Krifka, S., Spagnuolo, G., Schmalz, G., & Schweikl, H. (2013). A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. *Biomaterials*, 34(19), 4555-4563.
- Laborie, M., Naveau, A., & Menard, A. (2022). CAD-CAM resin-ceramic material wear: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*.
- Lebon, N., Tapie, L., Vennat, E., & Mawussi, B. (2015). Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(2), 236-247.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., & Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental materials*, 29(2), 139-156.
- Li, Y., Swartz, M., Phillips, R., Moore, B., & Roberts, T. (1985). Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *Journal of dental research*, 64(12), 1396-1403.
- Lim, H.-N., Yu, B., & Lee, Y.-K. (2010). Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 104(4), 239-246.
- Lin-Gibson, S., Sung, L., Forster, A. M., Hu, H., Cheng, Y., & Lin, N. J. (2009). Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays. *Acta Biomaterialia*, 5(6), 2084-2094.
- Lynch, C. D., Opdam, N. J., Hickel, R., Brunton, P. A., Gurgan, S., Kakaboura, A., . . . Wilson, N. H. (2014). Guidance on posterior resin composites: Academy of operative dentistry-European section. *Journal of dentistry*, 42(4), 377-383.
- Magne, P., & Knezevic, A. (2009). Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence International*, 40(2).
- Mörmann, W. H., Stawarczyk, B., Ender, A., Sener, B., Attin, T., & Mehl, A. (2013). Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens

- hardness. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 113-125.
- Nguyen, J., Ruse, D., Phan, A., & Sadoun, M. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*, 93(1), 62-67.
- Nguyen, J.-F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental materials*, 28(5), 529-534.
- Nguyen, J.-F., Migonney, V., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2013). Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via thermo-polymerization under high pressure. *Dental materials*, 29(5), 535-541.
- Opdam, N., Van De Sande, F., Bronkhorst, E., Cenci, M., Bottenberg, P., Pallesen, U., . . . Van Dijken, J. (2014). Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *Journal of dental research*, 93(10), 943-949.
- Phan, A. C., Béhin, P., Stoclet, G., Ruse, N. D., Nguyen, J.-F., & Sadoun, M. (2015). Optimum pressure for the high-pressure polymerization of urethane dimethacrylate. *Dental materials*, 31(4), 406-412.
- Phan, A. C., Tang, M.-I., Nguyen, J.-F., Ruse, N. D., & Sadoun, M. (2014). High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate—mechanical properties and monomer release. *Dental materials*, 30(3), 350-356.
- Quinn, J. B., & Quinn, G. D. (2010). Material properties and fractography of an indirect dental resin composite. *Dental materials*, 26(6), 589-599.
- Rekow, E. D. (2006). Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 5S-6S.
- Ribeiro, B. C. I., Boaventura, J. M. C., Brito-Gonçalves, J. d., Rastelli, A. N. d. S., Bagnato, V. S., & Saad, J. R. C. (2012). Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs. *Journal of applied oral science*, 20, 212-217.
- Rohr, N., Coldea, A., Zitzmann, N. U., & Fischer, J. (2015). Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dental materials*, 31(12), e279-e288.
- Ruse, N., & Sadoun, M. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of dental research*, 93(12), 1232-1234.
- Schlichting, L. H., Maia, H. P., Baratieri, L. N., & Magne, P. (2011). Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of prosthetic dentistry*, 105(4), 217-226.

- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819-1829.
- Sideridou, I. D., & Karabela, M. M. (2011). Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *Dental materials*, 27(10), 1003-1010.
- Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 26(6), 382-393.
- Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., & Güth, J.-F. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 55, 1-11.
- Swain, M., Coldea, A., Bilkhair, A., & Guess, P. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental materials*, 32(1), 34-42.
- Tsitrou, E. A., Helvatjoglu-Antoniades, M., & van Noort, R. (2010). A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *Journal of dentistry*, 38(1), 16-22.
- Tsitrou, E. A., Northeast, S. E., & van Noort, R. (2007). Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *Journal of dentistry*, 35(12), 897-902.
- Turssi, C., Ferracane, J., & Vogel, K. (2005). Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials*, 26(24), 4932-4937.
- Van Landuyt, K., Nawrot, T., Geebelen, B., De Munck, J., Snauwaert, J., Yoshihara, K., . . . Van Meerbeek, B. (2011). How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental materials*, 27(8), 723-747.
- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28(1), 3-12.
- Zaghloul, H., Elkassas, D. W., & Haridy, M. F. (2014). Effect of incorporation of silane in the bonding agent on the repair potential of machinable esthetic blocks. *European Journal of Dentistry*, 8(01), 044-052.

BÖLÜM 3

KLİNİSYEN BAKIŞ AÇISIYLA İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ÖLÇÜ TEKNİKLERİ

Uzm. Dt. Ayşe Kardelen YILMAZ¹

¹ Okmeydanı Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi, Protetik Diş Tedavisi Bölümü, İstanbul/Türkiye, kardelenyilmaz9414@gmail.com, ORCHID ID: 0000-0003-4338-8407

İmplant destekli protezlerin üretimini her aşaması implantlar arası uyumu ve final restorasyonunu etkilemektedir. İmplant destekli restorasyonlar üretiminde; ölçü, ana modelin üretilmesi, protezin üretilmesi, protezin teslimi, son değişimlere göre kontrol olmak üzere kritik adımlar vardır. Bu adımlar hassasiyet ile ilerlemelidir.

Bu nedenle implant destekli protezlerin uzun vadeli başarısı için en kritik seans ölçü aşamasıdır, bu aşama implantın pozisyonu, açısı ve derinliği gibi faktörlerden etkilenmektedir(Richi, Kurtulmuş-Yılmaz, & Ozan, 2020).

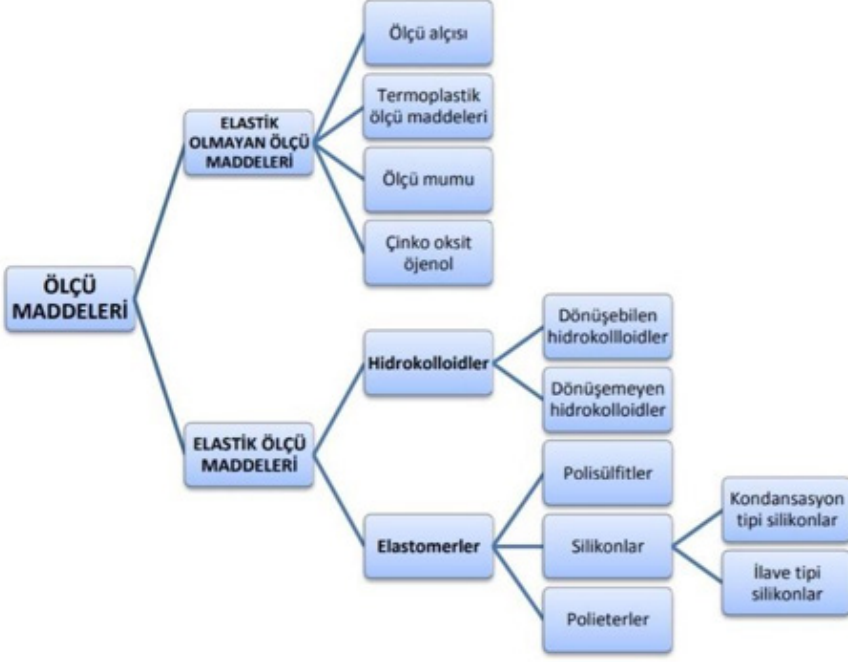
Yapılan çalışmalar kısmen veya tamamen dişsiz hastalarda mutlak bir pasif uyum elde etmenin pratikte imkansız olduğunu ifade etmektedir. Ancak bu gibi durumlarda, ileride implant komplikasyonlarına yol açmayacağı öngörülen uyumsuzluklar tolere edilebilir(Özyer, Kahramanoğlu, Aslan, & Özkan, 2019).

İmplant destekli restorasyonlarda görülen komplikasyonlar mekanik ve biyolojik olmak üzere ikiye ayrılır. Protetik vidanın gevşemesi en sık gözlenen mekanik komplikasyonlardan biridir ve genellikle implant veya vida kırılması ile sonuçlanır, klinisyeni protezin onarımına veya değiştirilmesine mecbur bırakabilir.

Biyolojik komplikasyonlar sıklıkla yumuşak veya sert doku reaksiyonları ile ilişkilidir ve artan plak birikimi nedeniyle oluşmaktadır(Mirebani, Najafova, Tuğrul, & Kurtulmuş, 2019).

Kabul edilebilir pasif uyumu sağlayan ölçüler elde etmek için çeşitli ölçü teknikleri ve malzemeleri önerilmiştir. Sık tercih edilen teknikler kapalı teknik, açık teknik ve splint tekniği iken, sık kullanılan ölçü maddeleri ise polietilen (PE) ve polivinilsiloksandır (VPS). İmplant üstü ölçü için tercih edilen ölçü maddelerinden bahsetmek gerekirse;

Ölçü maddelerinin sınıflandırılması



Şekil 1 Ölçü Çeşitleri

İmplant üstü protezler üretilirken esas ölçü için A-tipi ölçü maddesi, C-tipi ölçü maddesi, polieter ölçü maddesi; kaşık üretimi için ise aljinat ölçü maddesi kullanılmaktadır.(Punj, Bompolaki, & Garaicoa, 2017),(Kiraz & Çevik, 2022)

Elastomerik ölçü maddeleri(Yeh, Powers, & Craig, 1980)

- Polieter
 - Polisülfid
 - Silikon esaslı
1. Polivinil siloksan (PVS/A tipi) ölçü maddesi
 2. Kondenzasyon (C-tipi) ölçü maddesi
 3. Vinil Polieter Siloksan (Vinil Siloksaneter)

Polieter

Piyasaya çıkmış en yeni ve boyutsal stabilite anlamında en güçlü özelliklere sahip elastomerik ölçü maddesidir. İki ayrı tüp içerisinde bulunan baz ve katalizör içerikli patların karıştırılması ile reaksiyonu başlamak-

tadır. Hidrofilik bir ölçü maddesidir bu sebeple nemli ortamlardan uzak olması önerilir(Özyer vd., 2019).

Polieter ölçü maddesi tüm avantajlarına rağmen birkaç dezavantaja sahiptir; sertleştiğinde diğer ölçü maddelerinden daha sert bir kıvam almaktadır bu durum kapalı ölçü işleminde ölçü postlarının yerleştirilmesi için olumludur ancak ölçünün ağızdan çıkarılırken komşu dişlere kuvvet ilemesine sebep olabilir ve modeller dökülüp ölçüden ayrılırken kırılmalara sebep olabilir. Bu durumu elimine etmek için yeni üretilen polieter ölçü maddelerinin esneklik özelliği arttırılmıştır(Kümbüloğlu & AG, 2018).

İlave Tipli (A Tipi) Silikon (PVS-Polivinil Siloksan)

En ince kıvamdan yoğun kıvama kadar farklı akışkanlığa sahip pek çok çeşidi vardır. Çok çeşidi olması sık tercih edilme sebeplerinden biridir. Genellikle iki ayrı tüpte bulunur ve karıştırılarak manipüle edilir; boyutsal stabilitesi yüksek bir ölçü maddesidir. Otomatik karıştırma cihazları ile karıştırılan tipleri hava kabarcığı kalmadan ideal kıvama ulaşabilmektedir ve implant destekli protezlerin üretimi için ideal ölçü maddesi olarak öne çıkmaktadır(Punj vd., 2017).

İlave Tipli (A Tipi) silikon ince detayların ölçüye yansıtılması için idealdir ve tekrarlı model elde edilmesine müsaade eder. En önemli dezavantajı ise kükürt içeren materyallerle temasa geçtiğinde sertleşme reaksiyonunun olumsuz etkilenmesidir; bu nedenle kükürt içeren retraksiyon patları veya lateks içerikli eldivenlerle temas etmesini engellemek gereklidir(Reitz & Clark, 1988).

Kondenzasyon tipli (C tipi) silikon (Polisiloksan)

Polimerizasyonu kondenzasyon reaksiyonu ile gerçekleşmektedir. İki ayrı tüp şeklinde üretilmiştir ve karıştırılarak hazırlanır. Boyutsal stabilitesi diğer elastomerik ölçülerle karşılaştırıldığında pek iyi değildir. Ölçü alındıktan aynı gün dökülmeleri önerilmektedir(Özyer vd., 2019).

Vinil polieter siloksan (Vinil Siloksaneter)

2009 yılında piyasaya çıkmıştır. Polieter ile polivinilsiloksan ölçü maddelerinin kombinasyonunu içeren formüle sahiptir ve iki ölçü maddesinin avantajlarının bir ölçü maddesinde birleştirilmesi amaçlamıştır(Enkling, Bayer, Jöhren, & Mericske-Stern, 2012). Hidrofilik özelliği arttırmak amacıyla sürfaktan yerine polieter eklenmiştir.

Vinil Polieter Siloksan'ın bir diğer özelliği ağız dışı dijital tarayıcılar ile taranabilme olanağına sahip olmasıdır(García-Martínez, CáceresMonllor, Solaberrieta, Ferreira, & Pradiés, 2021).

İmplantüstü Konvansiyonel Ölçü Teknikleri

1. Açık kaşık (direkt yöntem)
 - a. Ölçü parçaları birbirine bağlanmadığı
 - b. Ölçü parçalarının birbirlerine rijit olarak bağlandığı (splintleme).
2. Kapalı kaşık (indirekt yöntem)
3. Snap-on yöntemi(Richi vd., 2020)

İmplant üstü ölçü alırken kullandığımız materyaller

- Ölçü postları

Kapalı ölçü postları



Açık ölçü postları



Analog



Ölçü postları açık ve kapalı olmak üzere iki çeşittir. İsimlerini kullandıkları teknikten almaktadırlar.

- İmplant anahtarı

Manuel İmplant anahtarı

Mikromotor Uyumlu İmplant Anahtarı



Şekil 3 Farklı Markalara Ait Anahtarlar

- Abutmentler

Simante abutmentler

Vida tutuculu abutmentler



Şekil 4 Farklı Abutment Tipleri

- Ölçü kaşıkları

Prefabrik açık ölçü kaşıkları



Kişisel açık ölçü kaşıkları



Şekil 5 Ölçü Kaşıkları

Splintleme materyalleri

- Akrilik rezin
- Akışkan kompozit
- Diş ipi ve Ortodontik zincir

Ölçü maddeleri

- Aljinat
- A tipi silikon
- Polieter
- C tipi silikon

1. Açık kaşık (direkt yöntem)

Açık kaşık, direkt teknik veya pick up ölçü olarak adlandırılabilir. Bu ölçü tipi için kaşığın üst kısmının açık olduğu kişisel veya prefabrik ölçü kaşıkları kullanılmaktadır. Teknik ismini bu kaşıktan almaktadır. Yine diğer yöntemlerden farklı olarak bu teknikte implant firması tarafından temin edilen daha uzun ölçü postları kullanılmaktadır. Ölçü kaşığında oluşturulan boşluğun amacını açıklamak gerekirse; ölçü yerleştirildikten sonra postun üst kısmında bulunan vida deliklerinin rahatça görülmesi ve ölçü sertleşmesini tamamladığında vidaların sökülebilesidir bunun yanında postlarla birlikte ağızdan çıkarılan ölçünün distorsiyona uğramamasıdır.

Ölçü alınırken sorun oluşmaması için kişisel üretilmiş kaşığa açılan boşlukların büyüklüğü ve ölçün postunun uzunluğu büyük bir önem taşımaktadır. Fakat bu açıklığın gereğinden büyük hazırlanması ölçü maddesinin boşuklara akmasını ve doku durumunu taklit etmesini negatif etkileyecektir (Özyer vd., 2019). Ayrıca boşluklar implant anahtarının çevirilemeyeceği veya ölçü postunun vida kısmının ağızda görülmesine engel olacak şekilde oluşturulmuşsa ölçünün başarısız olmama ihtimali yoktur.

Protezde oluşacak hataları minimize etmek için ölçü aşamasına gereken önem verilmelidir. Bu ise transfer kopinglerin stabilitesinden geçmektedir(Aktöre & Kurtulmuş-Yılmaz, 2015)(H. Lee, So, Hochstedler, & Ercoli, 2008).

Stabiliteyi sağlamak için transfer kopingler otopolimerizan akrilik, akışkan kompozit veya ölçü alçısı ile birbirine splintlenebilir. Splintleme işleminde materyale iskelet oluşturması için ve rezin kalınlığını azaltarak büzülme olasılığını minimize etmesi için diş ipi veya ortodontik lastikler kullanılmaktadır.

Transfer kopinglerin ağız içerisinde birbirine bağlanması implantların kemik içinde konumunu doğru yansıtmak ve pasif uyumu sağlamak için önerilmektedir. Bunun yanı sıra özellikle azılar bölgesine yerleştirilmiş implantların varlığında işlemin zorluğu, hasta açısından konforsuz olması, koltukta geçen sürenin uzunluğu, reçinelerin polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlara sahiptir(Aktöre & Kurtulmuş-Yılmaz, 2015).



Şekil 6 Prefabrik Açık Ölçü Kaşıkları

Direkt/açık kaşık ölçü tekniğinin aşamaları

- Açık kaşık tekniğinde kaşıktaki boşluklardan vidanın rahatça görülmesi ve sökülebilmesi için uzun ölçü postları kullanılır.
- Eğer kişisel kaşık üretilecekse aljinat ölçü maddesi ile vida boşluklarının doğru yerlerde oluşturulması için iyileşme başlıkları ağızda iken standart kaşıkla ilk ölçü alınır ve teknisyene iletilir.
- Prefabrik ölçü kaşığı ile ölçü alınacaksa şayet farklı bir kaşık üretimine gerek yoktur, ancak prefabrik kaşığın üst kısmı plastikten üretilmişse ölçü alınmadan önce vida delikleri için boşluklar açılmalıdır.
- Kişisel kaşık üretilmişse kaşıktaki açılan boşlukların ölçü postları yerleştirildikten sonra kaşığın yerleşimine engel olmaması ve vidalara rahatça ulaşılabilmesi için kontrol edilmesi önerilir. Doku

reziliensi hesaba katılarak kaşık kenarları modelde belirlenen sınırlardan 1-2 mm kısa olmalıdır.

- Kişisel kaşık otopolimerize akrilik veya ışınla sertleşen akrilik ile üretilebilir. Eğer kaşık otopolimerize akrilik ile üretilecek ise artık monomer ve boyutsal değişim ihtimaline karşı teknisyene kaşığın üretiminin ölçüden en az 24 saat önce tamamlanması gerektiği ile ilgili bilgi vermelidir. Şayet kaşık ışıkla sertleşen akrilik ile üretil-di ve ölçü maddesi elastomerik ise kaşık adezivi kullanımı gereklidir. Genellikle ölçü alırken ışıkla sertleşen akrilikten üretilmiş kaşıkların bu ölçü materyalleri ile kullanılmaması önerilir.
- Ölçü kaşığında oluşturulan boşluklar gereğinden büyük açılırsa ölçünün oluşturması gereken basınç olumsuz etkilenebilir böyle bir durum söz konusu olduğunda boşluklar mumla veya sökülebi-len şeffaf plastikler ile kapatılabilir.
- Ağız içi hazırlıklar tamamlandıktan sonra ölçü işlemine geçilebi-lir; ölçü 4 el çalışılarak daha kolay alınabilir klinisyen ölçü post-larının etrafına daha ince kıvamlı ölçü maddesini enjekte ederken yardımcı personelin kaşığa ölçü maddesini eş zamanlı olarak yer-leştirmesi gereklidir. Bu işlem esnasında ölçü parçalarının etrafına özellikle dokuya yakın kısımlarına ölçü iletilmelidir.
- İyileşme başlıkları çıkarılarak çıkarılma sırasına göre dizilip kenara alınır. Çok sayıda ve farklı çapta implant uygulamasının yapıldığı vakalarda bu uygulama önem arz etmektedir.
- Ölçü postları implantlara sabitlendikten sonra kaşıқта bulunan boşluklardan rahatça görülebilmesi için vida başlarına mumdan daireler sıkıştırılarak postların baş kısmı belirginleştirilebilir.
- Ölçü maddesinin sertleşmesi tamamlandıktan sonra vida başlık-ları bir spatül veya bistüri yardımıyla açığa çıkarılır, fazla kuvvet uygulandığı takdirde ölçü postlarının ölçü içinde dönme ihtimali unutulmadan vidalar düşük bir kuvvetle sökülür, ölçü ve postlar tek parça olacak şekilde ölçü ağızdan çıkarılır.
- Eğer abutment seviyesinde bir ölçü alındıysa ve vida tutuculu bir restorasyon üretimi planlanmaktaysa doku durumunu ölçüye tam yansıtmak büyük önem arz etmektedir. Bu nedenle ölçü postları ile doku arasında boşluk varlığı kontrol edilmeli gerekliyse ölçü tekrarlanmalıdır.
- İmplant analogları ölçüde sabitlenmiş ölçü postları ile uyumlu bir biçimde birleştirilir.

- Ölçü aşamasında çıkarılan vidalar uzun olanlar ile değiştirilerek analog ile postlar vidalamak suretiyle tespit edilir.
- Analogların postlara vidalanması esnasında postların dönerek yer değiştirmesine engel olmak için parçalar tutularak vidalama işlemi yapılmalıdır. Bu işlem esnasında fazla kuvvet uygulamamaya dikkat edilmelidir.
- Bu basamaklar hatasız tamamlandığı takdirde artık ölçü teknisyene iletmeye hazırdır(Aktöre & Kurtulmuş-Yılmaz, 2015)
- (Chee & Jivraj, 2006).

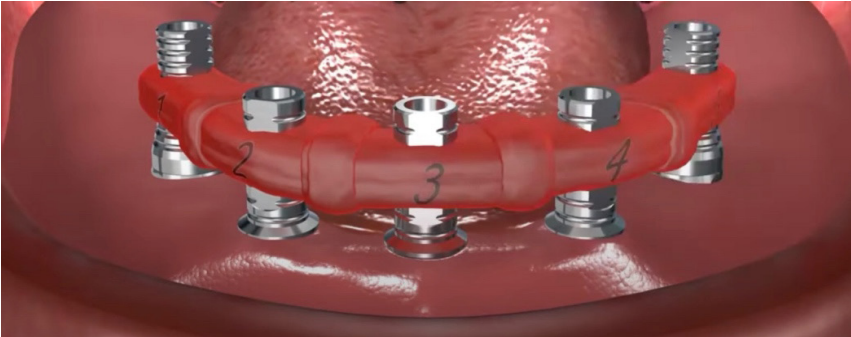
Ölçü postlarının splintlenmesi mi? Splintlenmemesi mi?

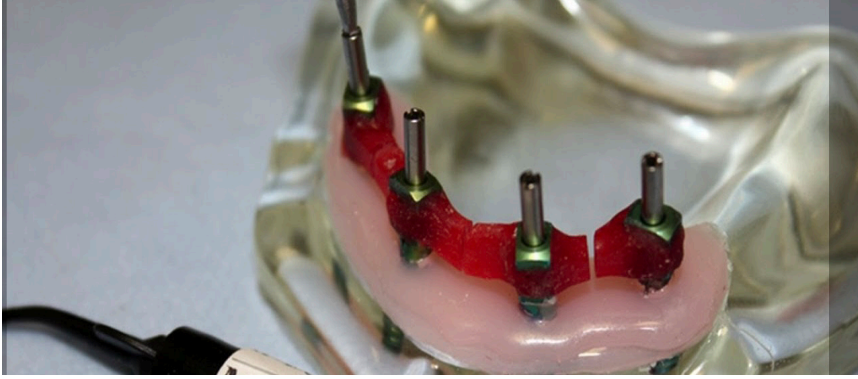
İmplantların kemik içindeki pozisyonlarını doğru taklit eden bir ölçü elde edilmediği takdirde biyolojik ve mekanik komplikasyonların görülme ihtimali yüksektir. Bu sebeple ölçü işlemi büyük bir hassasiyet ile yapılmalıdır.

Splintleme ölçü postlarının ölçü alınırken ve sonrasında hareketini engellemek amacıyla rijit bir materyal ile birbirine bağlanması işlemidir. Ölçü postlarının stabilitesi için splintlemenin gerekliliğini savunan bir yandan da gerek olmadığını gösteren pek çok çalışma mevcuttur. Bu konuda hala bir görüş birliği elde edilememiştir(Cruz vd., 2002)(Naconecy, Teixeira, Shinkai, Frasca, & Cervieri, 2004).

- Ölçü postlarının splintlenmemesi

Ölçü postlarının splintlenmesi bazı durumlarda klinisyenler tarafından gerekli görülmemektedir. Bu durumlar şu şekilde özetlenebilir; tek implant veya az sayıda implant yerleştirilmiş ise, implant açısı, derinliği optimum standartlara uygun ise, implant markasına ait kapalı ölçü postları ölçüye yerleştirilmek için uygun tasarıma sahip ise(Ailim, 2019).





Şekil 7 Splintleme İşlemi

- Ölçü postlarının splintlenmesi

İmplant açısı, derinliği, sayısı; üretilecek restorasyon çeşidi, tercih edilen implant tipi dolayısıyla ölçü postunun özellikleri gibi birçok sebep ölçü postlarının splintlenmesini gerektirebilir.

Bu durumları açıklamak gerekirse; uygun açılarda yerleştirilmemiş implantların varlığında kapalı kaşık ölçünün distorsiyona uğramadan ağızdan çıkması mümkün olmayabilir ve çok sayıda implantın yerleştirildiği tüm ağız restorasyonların planlandığı vakalarda, kapalı ölçü postlarının dizaynının postlar ölçüye tekrar yerleştirilmesi konusunda güven vermediği durumlarda kapalı kaşık ölçü yöntemi mümkün olmayabilir bu tür vakalarda splintleme sonrası açık kaşık ölçü tekniği önerilmektedir(H. Lee vd., 2008)(Shankar vd., 2016).

Splintleme işlemi için pek çok farklı materyal tercih edilebilir bunlar; ölçü açısı, akrilik rezin, otopolimerizan akrilik rezin, kompozit rezindir(Assif, Nissan, Varsano, & Singer, 1999).

Splintleme işlemini kısaca özetlemek gerekirse;

Başlangıçta implantlara vidalanan ölçü postları diş ipi, ortodontik zincir, ligatür teli veya teflon bant yardımıyla birbirine bağlanır. Bu işlem postları sabitlemek için kullanılan rijit materyalin hem kalınlığını azaltmaktadır hem de polimerizasyon aşamasında iskelet görevi görmektedir.

Bu işlem esnasında dikkat edilmesi gereken bir diğer önemli bir husus ise bağlamak için kullandığımız materyalin kretten uzak olacak şekilde yerleştirilmesi bunun sebebinin krete yakın yerleştirildiği takdirde ölçünün o bölgeye ulaşma ihtimalinin düşmesi ile açıklayabiliriz(Kiraz & Çevik, 2022).

Splintleme işlemi için tercih edilen rezin içerikli materyallerde görülen polimerizasyon büzülmesi başka bir problemdir ve pasif uyum eksikliğinin en sık sebeplerinden biri olarak görülmektedir(Conrad, Pesun, DeLong, & Hodges, 2007). Polimerizasyon büzülmesi ilk saat içinde maksimuma ulaşmaktadır; 24 saatin sonunda ise minimale indiği düşünülmektedir(Aktre & Kurtulmuş-Yılmaz, 2015). Bu nedenle ölçü işleminin splintleme işlemi tamlandıktan 24 saat sonra yapılmasını öneren çalışmalar vardır.

Polimerizasyon büzülmesinin kullanılan rezinin hacmi ile birebir ilişkili olduğu ve hacim azaldıkça büzülme oranının azaldığını gösteren çalışmalar vardır bu nedenle gereğinden kalın bir rezin bağlantısının oluşturulmaması önerilmektedir.

Polimerizasyon büzülmesini minimize etmek ve koltukta geçen işlem sresinin kısaltılması amacıyla model üzerinde splintlenmiş ölçü postlarının kullanıldığı modifiye bir yöntem geliştirilmiştir.

Bu yöntemde klinisyen hazır ölçü kaşığı ve kapalı ölçü postları ile başlangıç ölçüsünü almaktadır. Teknisyen tarafından elde edilen model üzerinde analoglar aracılığı ile implantların pozisyonlarına göre splintlenmiş ölçü postları ve kişisel kaşık üretilmektedir(Aktre & Kurtulmuş-Yılmaz, 2015).

24 saat sonra polimerizasyon büzülmesi açısından hazır olan ölçü postları klinisyen tarafında ince bir frezle fazla akrilik yüklenmesine gerek duyulmaması için birbirinden ayrılır. Bu işlemin amacı hastanın koltukta geçirdiği süreyi kısaltarak hastanın konforunu arttırmak, kullanılan rezin miktarını azaltarak polimerizasyon büzülmesini minimize etmek ve kişisel ölçü kaşığı ile doku uyumunun daha doğru yansıtıldığı ölçüler elde etmektir.

2. Kapalı kaşık (indirekt yöntem)

İndirekt yöntem, kapalı kaşık veya transfer ölçü olarak adlandırılabilir. Bu yöntemde firmanın kapalı ölçü yöntemi için özel ürettiği ölçü postları kullanılmaktadır ve ölçü ağızdan çıkarıldıktan sonra implantlara vidalanan ölçü postlarının ölçü içine doğru açıda yerleştirilmesi ile ölçü alma işlemi tamamlanmaktadır(S. J. Lee, MacArthur IV, & Gallucci, 2013).

Bazı implant markalarında ölçüde bulunan boşluklara ölçü postunun tekrar aynı pozisyonda yerleştirilmesi için postların boyununa eklenmiş undercut bölgeleri bulunmaktadır.



Şekil 8 Kapalı Ölçü Postları

İndirekt/kapalı kaşık ölçü/transfer ölçü tekniği aşamaları

- İyileşme başlıkları çıkarılarak çıkarılma sırasına göre dizilip kenara alınır. Çok sayıda ve farklı çapta implant uygulamasının yapıldığı vakalarda bu uygulama önem arz etmektedir. Firmanın temin ettiği anahtar ile ölçü postları implantlara vidalanır.
- Ölçü postunun kaşığa bakan kısmı mum ile kapatılarak ölçü maddesinin bu bölgeye dolması engellenir.
- Hazır ölçü kaşığı veya kişisel olarak üretilmiş bir ölçü kaşığı kullanılabilir. Tercih edilen bir elastomerik ölçü maddesi ölçü alınır.
- Sertleşmesi tamamlanan ölçü maddesi ağızdan çıkarılır. Bu işlem esnasında dikkat edilmesi gereken küçük bir nokta ise ölçü postlarındaki undercut bölgeleri sebebiyle ölçünün distorsiyona uğramamasıdır. Bu amaçla ölçünün çıkarılma yönü implant açıları ve undercutların yerine göre ayarlanmalıdır. Ölçü ağızdan çıkarıldığında postlar implantlardan sökülür. Sökülen ölçü postları implant analoglarına vidalanarak sabitlenir. Vidalama öncesi ölçü postlarının analoglara doğru pozisyonda oturduğundan emin olunmalıdır.
- Analog ve ölçü postu birbirine sabitlendikten sonra ölçü postundaki undercut'ın yönü ile ölçüde bulunan negatif boşluk eşleştirilerek post ölçüye yerleştirilir. Ölçü teknisyene iletilirken postların yer değiştirmeyeceği şekilde paketlenmesi önem arz etmektedir (Reddy, Prasad, Vakil, Jain, & Chowdhary, 2013) (Reddy vd., 2013).

Snap-on ölçü tekniği

Bu ölçü tekniğinde bazı implant markalarında bulunan plastik bir ara parça kullanılmaktadır. Birbirine yakın yerleştirilmiş veya uygun açılarda yerleştirilmemiş implantların varlığında diğer yöntemlere göre uygulaması kolay, hasta ve hekim açısından konforlu ve hızlı bir alternatiftir.

Plastik ara parça ölçü postunun tepe kısmında bulunan köşeli tasarıma oturacak şekilde üretilmiştir(Jo vd., 2010). Bu lü tekniğinde uygulanan aşamalar kapalı ölçü tekniğinde uygulanan aşamalar ile nerdeyse aynıdır tek fark implanta vidalanan kapalı ölçü postunun üstüne plastik ara parça yerleştirilmesidir ve ölçü ağızdan çıkarılırken bu plastik parçanın ölçü içerisinde kalmasıdır, ölçü içine yerleştirilen ölçü postu bu parçaya mekanik kilitleme ile sabitlenmektedir(Schmidt, Häussling, Rehmann, Schaaf, & Wöstmann, 2018).

Snap-on ölçü sisteminin hekim kaynaklı hataları engelleme anlamında başarılı olduğunu gösteren ve implant açılarının paralel olduğu vakalarda açık ölçüye yakın sonuçlar verdiğini gösteren çalışmalar vardır(Şengün, Çömlekoğlu, Çömlekoğlu, & Yılmaz, 2012).



Şekil 9 Snap-on lü Parçaları

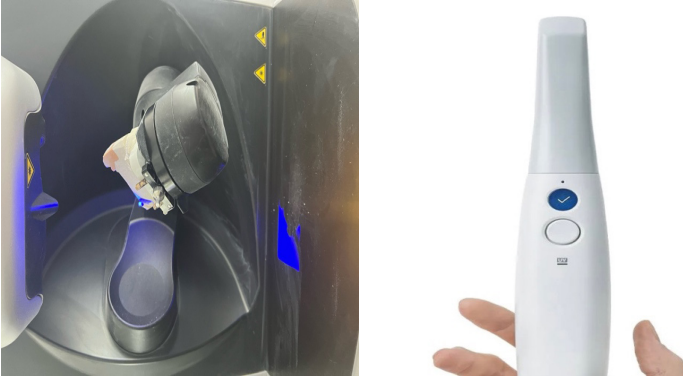
İmplant üstü protezlerde dijital ölçü yöntemleri

CAD-CAM sistemleri

3 farklı aşamadan oluşmaktadır;

1. Tarayıcılar

İmplant üstü restorasyonların üretiminde iki farklı tipi kullanılmaktadır; diş ve destek dokularının durumunu kameralar aracılığı veriyeye çeviren ağız içi tarayıcılar ve konvansiyonel yöntemle elde edilen modeli tarayarak veriyeye çeviren laboratuvar tarayıcıları(Seyfioğlu Polat, Mutluay Ünal, & Nigiz, 2018).



Şekil 10 Dijital Tarayıcılar

2. Tasarım/CAD (Computer Aided Design)

Tasarım aşaması CAD olarak ifade edilebilir; açılımı ise Computer Aided Design'dır. Bu aşama tarama sonrası elde edilen verilere göre üretilcek restorasyonun tasarlanmasını içermektedir(Seyfioğlu Polat vd., 2018).

3. Üretim/CAM (Computer Aided Manufacturing)

Üretim aşaması ise CAM olarak kısaltılmaktadır; açılımı Computer Aided Manufacturing'dır. Bu aşama CAD ünitesinden aktarılan tasarımın çeşitli yöntemler ile üretilmesini içermektedir. Üretilcek restorasyonun tipine göre ıslak veya kuru aşındırma yapılabilir ve milleme aksına göre 3,4 veya 5 akslı cihazlar kullanılabilir.

CAD/CAM sistemlerinde elde edilen veriler STL (Standard Tessellation Language) formatında saklanmaktadır. STL formatındaki veriler farklı markalara ait üretim ve tasarım cihazlarına uyum sağlayabilmesi sebebiyle hekim ile teknisyen arasındaki iletişimi kolaylaştırmaktadır(Kiraz & Çevik, 2022).

İmplant üstü restorasyonlarda dijital ölçü yöntemini kısaca açıklayacak olursak; ağız içi tarama ile implant üstü ölçü alınması için tarama gövdesi (scan body) isminde ölçü parçaları kullanılmaktadır(Kiraz & Çevik, 2022).

Bu ölçü parçası implant veya abutment seviyesi bir ölçü planlanıyor ise ti-base'e sabitlenir. Tarama gövdeleri ağız içi kameralar tarafından hızlı ve doğru tanınması diye dokularla kontrast oluşturan gri, beyaz ve siyah renklerde üretilirler. Buna ek olarak tarama gövdelerinin üst kısmında implant pozisyonunun doğru aktarılması için geometrik şekiller bulunmaktadır(Seyfioğlu Polat vd., 2018).

İmplant seviyesine göre ölçü sistemleri

Ölçülerin sınıflandırılmasında kullanılan kaşık tipinin kriter alınmasının yanında ölçü parçasının implant veya abutment'a vidalanmasına göre ayrı bir sınıflama mevcuttur(S.-J. Lee & Cho, 2011). İmplant seviyesi ölçüler ile abutment seviyesi ölçüler karşılaştırıldığında iki ölçü şeklinde belirli avantajları vardır.

Fakat simante bir restorasyon tasarlandıysa implant seviyesi ölçü pek çok sebeple abutment seviyesi ölçüye göre avantajlara sahiptir(Buzayan, Baig, & Yunus, 2013)(Kahramanoğlu & Kulak-Özkan, 2013).

Abutment seviyesinde ölçü

Abutment seviyesinde ölçü osteointegrasyonu tamamlanmış implantlara tork kuvveti ile sabitlenmiş dayanaklar üzerinden ölçü alınması şeklinde kısaca açıklanabilir. İki farklı yöntemle uygulanabilir;

- Klinisyen simante bir restorasyon üretimi planlanıyor ise şayet seçilen abutmentler implanta tork kuvveti ile sabitlenir ve abutmentler kesim prensipleri referans alınarak freze edilir. Bu işlem tamamlandığında diş kesimi sonrası uygulanan ölçü prosedürleri uygulanır. Bu ölçüden elde edilen model üzerinde restorasyonun tasarımı yapılır. Bu ölçü yönteminin pek çok dezavantajı vardır ve artık yerini implant seviyesi ölçüye bırakmıştır. Dezavantajlarını özetleyecek olursak; üretim hassasiyetinin implant seviyesi ölçü ile karşılaştırıldığında hayli düşük olması, üretilen restorasyonun basamak uyumu ve pasif uyumunun soru işareti olması, ağız içinde frezleme yapılan abutmentlerin artan sıcaklığının direkt osteointegre implantlara iletilmesi ve bu durumun implantlarda boyun rezorpsiyonu ile başlayan birçok biyolojik komplikasyona sebep olması olarak özetlenebilir.
- İkinci yöntem ise multi unit abutmentlerin kullanımını gerektiren vakalarda tercih edilir. Özetlemek gerekirse implanta tork kuvveti ile sabitlenmiş multi unit abutmentlere ölçü postları vidalanır bu aşamada el mahareti ile kuvvet uygulanması önerilir tork kuvvetine yakın kuvvet uygulandığı takdirde ölçü doğruluğu sorgulanabilir. Ölçü postları yerleştirildikten sonra klinisyenin insiyatifine göre açık veya kapalı kaşık ölçü prosedürü uygulanır(Buzayan vd., 2013).

İmplant seviyesinde ölçü

Daha önce bahsedildiği gibi bu ölçü yöntemi çoğunlukla simante restorasyonların üretildiği vakalarda ve multiunit seçiminin model üzerinde

yapılacağı vakalarda uygulanmaktadır. Ölçü postlarının implantlara el kuvveti ile sabitlenmesi sonrası ölçü alınması işlemi olarak özetlenebilir.

Avantajları; abutment seçiminin laboratuvar ortamında yapılmasına izin vererek hekime ve teknisyene rahatlık sağlar. Kişisel abutment üretilmesi gereken durumlarda bu ölçü yöntemi elzemdir(Kahramanoğlu & Kulak-Özkan, 2013).

Ön bölge implantüstü restorasyonlarda ölçü

Ön bölge restorasyonlarda estetiğin sağlanması için doku uyumu büyük önem arz etmektedir. Ölçü işleminin önemi implantın yerleştirildiği seans başlamaktadır. İlk aşamada immedat yükleme planlandıysa geçici restorasyon üretimi için ölçü alınması gereklidir. Bu ölçü için konvansiyonel ölçü veya dijital ölçü tercih edilebilir. Ancak çıkış profilini sağlıklı oluşturmak için ölçü işlemin hızlı biçimde tamamlanıp geçici restorasyonun teslim edilmesi önerilir(Linkevicius, 2019).

Daimî ölçü aşamasında ise ölçü yöntemi vakaya göre seçilir. En önemli kısım mevcut yumuşak doku çıkış profilinin ölçüye net biçimde yansıtılmasıdır.

- Konvansiyonel ölçü yöntemiyle ölçü alınacaksa kişisel ölçü postu elde edilmesi gerektiğini belirten çalışmalar vardır. Kişisel ölçü postu standart ölçü postuna akışkan kompozit yüklenerek modifiye edilmesi ile elde edilmektedir; bu amaçla ölçü postu yerleştirildikten sonra çevresine akışkan kompozit enjekte edilir ve doku profilinin ölçüye yansıtılması amaçlanır. Bu işlemden sonra açık veya kapalı kaşık ölçü alınabilir klinisyenin tercihine kalmıştır.
- Dijital ölçüde iki ayrı tarama yapılır; ilki tarama gövdesi olmadan doku durumunu yansıtmak için yaptığımız tarama, ikincisi ise tarama gövdesi yerleştirildikten sonra implantın pozisyonunu iletmek için yaptığımız tarama bu işlemden sonra elde edilen veriler STL formatında teknisyene iletilir. Fakat bu yöntemin bir dezavantajı insizal bölge estetiğinin sağlanması için cut-back'li restorasyonlar üretilecek ise tekrar ölçü gerektirebilme ihtimalidir(Kiraz & Çevik, 2022)

KAYNAKLAR

1. Ailim, D. (2019). İmplant Üstü Geleneksel Ölçü Yöntem, Teknik Ve Malzemelerinin Karşılaştırmalı Olarak Gözden Geçirilmesi: *Sistematik Bir Güncelleme*. (1).
2. Aktöre, H., & Kurtulmuş-Yılmaz, S. (2015). İmplant Destekli Protezlerde Ölçünün Doğruluğunu Etkileyen Faktörlerin Değerlendirilmesi The Evaluation Of Factors That Affect The Accuracy Of Implant Impressions. *Cumhuriyet Dental Journal*, 18(2), 214-227.
3. Assif, D., Nissan, J., Varsano, I., & Singer, A. (1999). Accuracy Of İmplant İmpression Splinted Techniques: Effect Of Splinting Material. *International Journal Of Oral And Maxillofacial Implants*, 14(6), 885-888.
4. Buzayan, M., Baig, M. R., & Yunus, N. (2013). Evaluation Of Accuracy Of Complete-Arch Multiple-Unit Abutment-Level Dental İmplant İmpressions Using Different İmpression And Splinting Materials. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(6).
5. Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Impression Techniques For İmplant Dentistry. *British Dental Journal*, 201(7), 429-432.
6. Conrad, H. J., Pesun, I. J., Delong, R., & Hodges, J. S. (2007). Accuracy Of Two İmpression Techniques With Angulated İmplants. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 349-356.
7. Cruz, J. E. D. L., Funkenbusch, P. D., Ercoli, C., Moss, M. E., Graser, G. N., & Tallents, R. H. (2002). Verification Jig For İmplant-Supported Protheses: A Comparison Of Standard İmpressions With Verification Jigs Made Of Different Materials. *Journal Of Prosthetic Dentistry*, 88(3), 329-336.
8. Enkling, N., Bayer, S., Jöhren, P., & Mericske-Stern, R. (2012). Vinylsiloxanether: A New İmpression Material. Clinical Study Of İmplant İmpressions With Vinylsiloxanether Versus Polyether Materials. *Clinical İmplant Dentistry And Related Research*, 14(1), 144-151.
9. García-Martínez, I., Cáceresmonllor, D., Solaberrieta, E., Ferreiroa, A., & Pradíes, G. (2021). Accuracy Of Digitization Obtained From Scannable And Non-scannable Elastomeric İmpression Materials. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 125(2), 300-306.
10. Jo, S.-H., Kim, K.-I., Seo, J.-M., Song, K.-Y., Park, J.-M., & Ahn, S.-G. (2010). Effect Of İmpression Coping And İmplant Angulation On The Accuracy Of İmplant İmpressions: An İn Vitro Study. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, 2(4), 128-133.
11. Kahramanoğlu, E., & Kulak-Özkan, Y. (2013). The Effect Of Different Restorative And Abutment Materials On Marginal And Internal Adaptation Of Three-Unit Cantilever Implant-Supported Fixed Partial Dentures: An İn Vitro Study. *Journal Of Prosthodontics*, 22(8), 608-617.

12. Kiraz, M. S., & Çevik, P. (2022). İmplant Üstü Protezlerde Konvansiyonel Ve Dijital Ölçü Teknikleri. *Selcuk Dental Journal*, 9(1), 268-277.
13. Kümbüloğlu, O., & AG, T. (2018). Geçmişten Günümüze Ölçü Maddeleri Ve Yöntemleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 4(1), 51-56.
14. Lee, H., So, J. S., Hochstedler, J., & Ercoli, C. (2008). The Accuracy Of İmplant İmpressions: A Systematic Review. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 100(4), 285-291.
15. Lee, S. J., Macarthur IV, R. X., & Gallucci, G. O. (2013). An Evaluation Of Student And Clinician Perception Of Digital And Conventional İmplant İmpressions. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 420-423.
16. Lee, S.-J., & Cho, S.-B. (2011). Accuracy Of Five İmplant İmpression Technique: Effect Of Splinting Materials And Methods. *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, 3(4), 177-185.
17. Linkevicius, T. (2019). *Zero Bone Loss Concepts (C. 516)*. Quintessence Publishing Berlin, Germany:
18. Mirebani, A., Najafova, L., Tuğrul, S., & Kurtulmuş, H. (2019). İmplant Üstü Geleneksel Ölçü Yöntem, Teknik Ve Malzemelerinin Karşılaştırmalı Olarak Gözden Geçirilmesi: Sistematik Bir Güncelleme. *Aydın Dental Journal*, 5(1), 27-50.
19. Naconecy, M. M., Teixeira, E. R., Shinkai, R. S., Frasca, L. C. F., & Cervieri, A. (2004). Evaluation Of The Accuracy Of 3 Transfer Techniques For İmplant-Supported Prosthesis With Multiple Abutments. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 19(2).
20. 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 İn Dentistry*, 3(2), 124-132.
21. Punj, A., Bompolaki, D., & Garaicoa, J. (2017). Dental İmpression Materials And Techniques. *Dental Clinics*, 61(4), 779-796.
22. Reddy, S., Prasad, K., Vakil, H., Jain, A., & Chowdhary, R. (2013). Accuracy Of İmpressions With Different İmpression Materials İn Angulated İmplants. *Nigerian Journal Of Clinical Practice*, 16(3), 279-284.
23. Reitz, C. D., & Clark, N. P. (1988). The Setting Of Vinyl Polysiloxane And Condensation Silicone Putties When Mixed With Gloved Hands. *The Journal Of The American Dental Association*, 116(3), 371-375.
24. Richi, M. W., Kurtulmus-Yilmaz, S., & Ozan, O. (2020). Comparison Of The Accuracy Of Different İmpression Procedures İn Case Of Multiple And Angulated İmplants. *Head & Face Medicine*, 16(1), 1-12.
25. Schmidt, A., Häussling, T., Rehmann, P., Schaaf, H., & Wöstmann, B. (2018). Accuracy Of Various İmpression Materials And Methods For Two İmplant Systems: An Effect Size Study. *Journal Of Prosthodontic Research*, 62(2), 245-251.

26. Seyfioğlu Polat, Z., Mutluay Ünal, S., & Nigiz, R. (2018). CAD/CAM Uygulamaları. *Türkiye Klin*, 33-39.
27. Shankar, R. Y., Sahoo, S., Krishna, M. H., Kumar, P. S., Kumar, T. S., & Narula, S. (2016). Accuracy Of İmplant İmpressions Using Various İmpression Techniques And İmpression Materials. *Journal Of Dental Implants*, 6(1), 29-36.
28. Şengün, E., Çömlekoğlu, M. E., Çömlekoğlu, M. D., & Yılmaz, G. (2012). İmplant Destekli Restorasyonlarda Kullanılan Ölçü Teknikleri: Derleme. *On-dokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 13(2), 37-43.

BÖLÜM 4

ESTETİK RESTORASYONLARDA RENK SEÇİMİNE GÜNCEL BİR BAKIŞ AÇISI

Uzm. Dt. Ayşe Kardelen YILMAZ¹

¹ Okmeydanı Ağız ve Diş Sağlığı Hastanesi, Protetik Diş Tedavisi Bölümü, İstanbul/Türkiye, kardelenyilmaz9414@gmail.com, ORCHID ID: 0000-0003-4338-8407

Estetik restorasyonlar ve renk

Günümüzde estetik tedaviler sıklıkla kompozit rezinler veya seramik restorasyonlar aracılığıyla yapılmaktadır. Tatmin edici sonuçlar almak için materyal dayanıklılığı, restorasyonun bütünlüğü ve renk büyük önem arz etmektedir. Son günlerde diş hekimliğindeki gelişmeler göz önüne alındığında estetik diş hekimliğinde başarı için renk uyumu öne çıkmaktadır.(Alkhatib, Holt, & Bedi, 2005) Renk uyumu ise diş renginin doğru belirlenmesi, en uygun materyalin seçimi ve bu bilgilerin teknisyene doğru iletilmesi ile sağlanmaktadır.(Sengez & Dörter, t.y.)

Diş renginin algılanması intrinsik ve ekstrinsik lekelenmelerin varlığı ile olmaktadır. İntrinsik lekelenme, koronal diş sert dokuları olan mine ve dentinin ışığı saçma ve emme kapasiteleri ile ilgilidir(Strenk, Strenk, & Koretz, 2005). Ekstrinsik lekelenme ise örneğin kırmızı şarap, domates, çay, kahve, demir tuzları gibi reklendirici ajanların mine yüzeyine nüfuz etmesi ile olmaktadır.

Son günlerde doğal diş renginde üretilmiş dental restorasyonlara ilgi artmaktadır. Bunun yanı sıra hastaların estetik açıdan çekici restorasyon arayışı ve metaryaller ile ilgili bilgisinin arttığı gözlemlenmiştir. Özellikle estetik gelişmelerin ve hasta farkındalığının artması ile hastalarda doğala yakın ve diş özelliklerini taklit eden restorasyon talepleri artmıştır. Bu durum restoratif tedaviler uygulayan diş hekimlerini günceli takip etmeye ve renk konusunda yetkinliğini arttırmaya mecbur bırakmıştır. (Xiao vd., 2007)

Renk Kavramı

Renk farklı dalga boyuna sahip ışınların gözün retinasına çarpması sonrası beyinde oluşan algıdır. Cisimlere çarpan ışığın belli bir kısmı absorbe edilir, absorbe edilmeyen kısım ise farklı dalga boylarında yansıyor renk çeşitliliklerini meydana getirir. (Chu, Paravina, Sailer, & Mieleszko, 2017)Bir cismin rengini algılayabilmemiz için o cisim üzerine ışığın düşmesi ve cisim tarafından absorbe edilmeyen ışığın yansıyor gözümüze ulaşması sonrasında oluşan iletinin beyin göreme merkezine ulaşması gereklidir.(Stephen, Martin, & Junhei, 2006)

Renk sistemleri

Diş hekimliğinde renk iki farklı sistem ile değerlendirilmektedir; bunlar Munsell renk sistemi ve CIELAB renk sistemidir.(Stephen vd., 2006)

Munsell renk sistemi

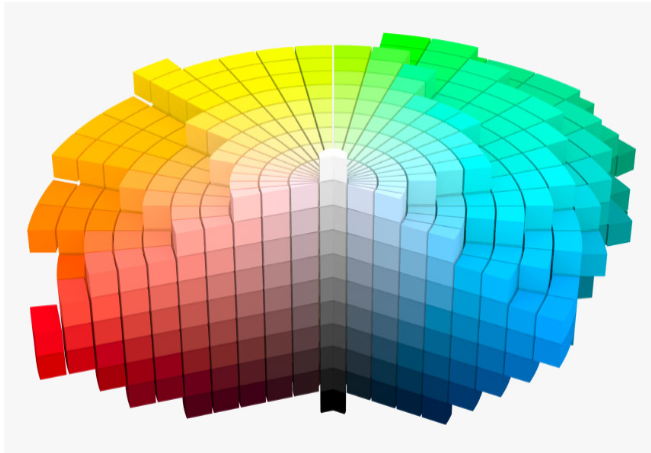
Renk özelliklerinin anlaşılması ve değerlendirilmesi için ilk hayata geçirilen renk sistemi Munsell renk sistemidir. 1905 yılında Albert H.

Munsell tarafından oluşturulmuştur. Munsell renk sisteminde renklerin silindirik koordinatlar üzerinde bulunduğu şematize edilmektedir.

Bu renk sistemi üç boyutludur ve üç değişkeni bulunmaktadır. Bunlar, hue, value ve chromadır. (Stawarczyk vd., 2013)

H(Hue): Rengin ismi olarak tanımlanmaktadır. Ana renkler 380- 780 nm dalga boylarında değişen değerlere göre isimlendirilmektedir. Munsell renk sisteminde rengin hue değeri dalga boyunun uzunluğuna göre değişime uğramaktadır. Renklerin dalga boyu kıaldıkça mor renge yaklaşırken, dalga boyu uzadııkça renk kırmızı renge yaklaşmaktadır. Munsell renk sisteminde hue farklı renklerden oluşan katmanlı bir daireye benzemektedir.

Munsell Hue Çemberi	
Hue	Sembol
Kırmızı	R
Sarı-Kırmızı	YR
Sarı	Y
Yeşil-Sarı	GY
Yeşil	G
Mavi-Yeşil	BG
Mavi	B
Mor-Mavi	PB
Mor	P
Kırmızı-Mor	RP



şekil 1: Munsell ana renklerinin isimlendirilmesi ve şematize edilmesi

Çalışmalara göre en doğal diş renginin Hue değeri sarı(Y) ve sarı-kırmızı (YR) arasında yer aldığı tespit edilmiştir.

V(Value): Bir rengin siyahlık ve beyazlık derecesidir. Yüksek değerlerde renkler beyaza düşük değerlerde ise siyaha benzemektedir. Kısaca parlaklık yani value bir renkte ne kadar grilik olduğudur. Üretilen restorasyonların renk seçiminde value değerinin doğru tespiti en önemli kriter olarak görülmektedir.

C(Chroma): Rengin doygunluk miktarını ifade etmektedir. Ana rengin yoğunluğunu temsil etmektedir. Ana renge renk veren pigmentin oranı fazla ise o doygun bir renktir. Örneğin koyu mavi, yoğun mavi pigmente sahiptir. Açık mavi ise daha az oranda pigment içermektedir. (Chang, 2011)

CIELAB Renk sistemi

Diğer renk sistemlerinde renkler kırmızı, yeşil ve mavi renkleri üzerinden matematiksel ifadeler aracılığı ile temsil edilmiştir. Fakat pratikte bu kadarı yeterli değildir. Daha başarılı sonuçlar elde etmek için tüm renkler arasındaki ilişkiyi temsil eden bir koordinat sistemine gerek duyulmaktadır. Bu ihtiyaçlar doğrultusunda CIELAB renk sistemi geliştirilmiştir.

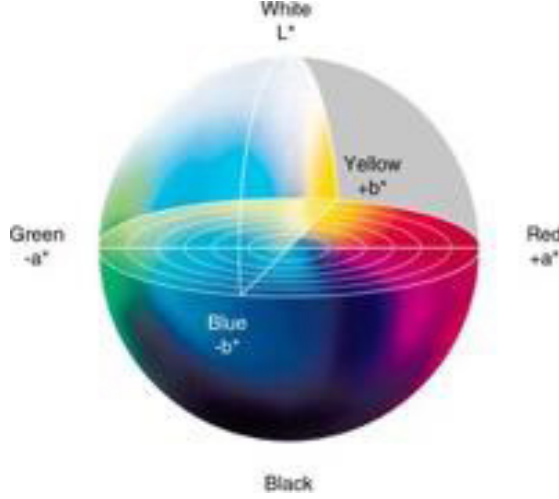
Bu renk sisteminde renkler daha düzenli biçimde sıralanmıştır bu nedenle diş hekimliğinde renk ile ilgili çalışmalar için genellikle CIELAB renk sistemi kullanılmaktadır.(Stawarczyk vd., 2017)

CIELAB renk sistemi 1976 yılında Commission Internationale de l'Eclairage tarafından tanıtılmıştır. Bu sisteme göre renk L, a ve b olmak üzere uzayın 3 koordinatında tanımlanmaktadır. Bu 3 koordinat şu şekilde ifade edilmektedir.

- L değeri rengin açıklığı, parlaklığını temsil eder. Dikey yönde 0 ile 100 arasında bir değeri ifade eder 0'a yaklaştıkça siyahlık artar 100'e yaklaşıncaya beyazlık değeri artar.
- a değeri rengin yatay yönde yeşillik kırmızılık oranını (+a; kırmızı, -a;yeşil)
- b değeri ise rengin yatay yönde mavilik sarılık oranını temsil eder (+b;sarı, -b;mavi)

CIELAB renk sisteminde rengin chroma ve hue değerleri a^* ve b^* değerlerinin her ikisi ile birlikte ifade edilmektedir. L^* , a^* ve b^* eksenlerinin kesiştiği noktada a^* ve b^* değerleri sıfırdır, bu noktada renksizlik temsil edilir. Sadece L^* değeri mevcuttur. Kısacası bu renk sisteminde cisimlerin rengi L^* , a^* ve b^* değerleri ile ifade edilmektedir. Bu değerlerin bir formüle yerleştirilmesi aracılığı ile doğal diş ve restoratif materyal arasında-

ki renk farkı hesaplanmaktadır ve ΔE değeri ile tanımlanmaktadır(Chang, 2011; Stawarczyk vd., 2017)



Şekil 2: CIE Renk Diyagramı

Karşılaştırılan cisimler arasındaki renk farklılığı L^* , a^* ve b^* koordinatına bağlı özel bir formül ile hesaplanmaktadır.

Renk Değişimi Formülü

Diş hekimliğinde renklendirici ajana maruz kalmış bir restorasyonun renk değişimi; ajan öncesi ve sonrası L^* , a^* ve b^* değerleri ΔE renk değişim formülüne yerleştirilerek değerlendirilir. L^* , a^* ve b^* değerlerinin ölçümü beyaz veya gri zemin üzerinde yapılmalıdır.(Edition, 2004)

$$\Delta E (L^* a^* b^*) = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

Bu formülde;

ΔL^* , materyalin parlaklığını

Δa^* rengin yeşil-kırmızı koordinatları arasındaki farkı

Δb^* rengin mavi-sarı koordinatları arasındaki farkı ifade eder(Ghinea vd., 2010).

CIELAB renk formülünün kullanımı arttıkça hesaplanan değer ile gözün algıladığı arasında uyumsuzluklar tespit edilmiştir. Bu durumun önüne geçmek ve daha sağlıklı sonuçlar elde etmek için CIEDE2000 formülünün kullanımı önerilmektedir. CIEDE2000 formülü renk değişimlerinin değerlendirilmesinde CIELAB formülüne göre daha güvenilir sonuçlar vermektedir. Yapılan araştırmalar sonucunda CIEDE2000 sisteminin kullanımı önerilmektedir(Ghinea vd., 2010).

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2} + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)$$

$\Delta L' = L_2 - L_1$ (L_1 işlem öncesi, L_2 işlem sonrası parlaklık değerleri.)

$\Delta C' = C_2 - C_1$ (C_1 işlem öncesi, C_2 işlem sonrası kroma değerleri.)

$\Delta H' = H_1 - H_2$ (H_1 işlem öncesi, H_2 işlem sonrası kroma değerleri.)

Kabul edilebilirlik ve Algılanabilirlik

Bir restorasyonda oluşan renk değişiminin anlaşılabilirliği en düşük seviyeye eşik denir. Renk değişimini değerlendirilmesi için iki temel renk eşiği kullanılmaktadır;

- algılanabilirlik eşiği
- kabul edilebilirlik eşiği

Kabul edilebilirlik renk farkı, gözlemcinin kabul edebileceği en düşük renk farkını ifade eder. Algılanabilirlik renk farkı, gözlemcinin algılayabileceği en düşük renk farkını ifade eder (del Mar Perez vd., 2011). Algılanabilirlik renk farkı iki cisim arasındaki renk farkının anlaşılıp anlaşılamayacağı sorgulanarak tespit edilir

Kabul edilebilirlik ve algılanabilirlik eşiği dental restorasyonların renk stabilitesini değerlendiren çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır ve klinisyenlerin tercih edeceği materyalin seçiminde büyük önem arz etmektedir (Uchimura vd., 2014). Fakat bu iki eşik sıklıkla karıştırılmaktadır; algılanabilirlik gözlemcinin iki materyal arasında renk farkı olup olmadığını kararını vermesidir. Kabul edilebilirlik ise renk değişiminin varlığının kişisel olarak değerlendirilmesidir (Ghinea vd., 2010).

Renk ile ilgili temel kavramlar

Translüsensi

Translüsensi bir materyalin ışık geçirgenliğini tanımlamaktadır. Bir restoratif materyal üzerine düşen ışığı tamamiyle yansıtıyorsa opak, tamamen geçiriyorsa transparan olarak tanımlanabilir translüsensi ise bu ikisi arasındaki ilişkidir (Turgut, Bagis, Turkaslan, & Bagis, 2014).

Translüsensi, doğala yakın estetik sonuçların elde edilemeye çalışıldığı durumlarda klinisyenlerin tercih ettikleri materyalde aradığı özelliklerin başında gelmektedir (Chang, 2011). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ışık geçirgenliği translüsensi parametresi aracılığı ile değerlendirilmektedir.

CIELAB renk sisteminde translüsensi parametresi materyalin siyah ve beyaz zemin üzerinde yapılan ardışık ölçümleri sonrası elde edilen L^* , a^* ve b^* değerlerinin TP formülüne yerleştirilmesi ile elde edilir. Bu formül aşağıda belirtildiği gibidir (Yu, Ahn, & Lee, 2009).

$$TP = [(L_B - L_W)^2 + (a_B - a_W)^2 + (b_B - b_W)^2]^{1/2}$$

Kısacası TP değeri aynı materyalin siyah ve beyaz arka plan üzerinde renk ölçümleri arasındaki farkı ifade eder. Üzerine gelen tüm ışığı yansıtan yani tamamiyle opak materyallerin TP değerleri sıfırdır. Bir materyalin TP değeri ne kadar fazla ise o materyalin translüsensi özelliği yani ışığı geçirme miktarı o kadar fazladır (Yu vd., 2009).

Metamerizm

Aynı renge sahip iki cisme aynı ışık kaynağı altında bakıldığında aynı renkte görülmesine rağmen, farklı ışık kaynakları altında bakıldığında farklı renkte görülebilmektedir bu durum metamerizm özelliği ile açıklanır (McLaren, 1999). Bu nedenle bir restorasyon üretilirken eğer renk seçimi tekrarlanacaksa klinisyenlerin seçimini aynı ışık altında yapılması önerilmektedir (Johnston, Ma, & Kienle, 1995).

Floresanslık (ışıma) özelliği

Bir materyal mor ve ötesi ışınlarla maruz kaldığında kısa dalga boylu ışınları absorbe edip uzun dalga boylu ışınları yansıtabilmektedir bu durum floresanslık (ışıma) olarak tanımlanmaktadır.

Chroma ile floresanslık arasında ters orantı vardır (Fondriest, 2003). Floresans özelliği arttıkça chroma özelliği azalmaktadır. Doğal dişlerde floresanslık özelliği göstermektedir. Bu nedenle ön bölge estetik restorasyonlar üretilirken farklı floresanslık özelliğine sahip materyal seçildiğinde komşu doğal dişlerle uyumsuz görünüme sahip restorasyonlar üretilmektedir (Chang, 2011).

Kontrast ve Parlaklık

Bir cismin parlaklığı ile rengi arasındaki farklılık sonucu kontrast oluşur. Kontrastı yüksek cisimler düşük olanlara göre daha kolay fark edilir (Chu vd., 2017). Fakat yüksek kontrasta sahip cisimlerde rengin parlaklaşması sonucu algılama negatif etkilenir dolayısıyla orta kontrasta sahip cisimlerde rengin algılanması kolaylaşır.

Bu sebeplerle renk seçimi yapılırken aydınlatmanın ortam ışığından parlak olmaması önerilmektedir (Lee, Lim, & Kim, 2002). Dental fotoğrafçılık yapılırken siyah arka plan tercih edilmesinin sebebi yine kontrasttır,

amaç görüntünün etkinliğini arttırarak parlaklığını azaltmaktır(Chu vd., 2017).

Dişlerin Renk Özellikleri

Bir dişin renginin tam olarak belirlenebilmesi için optik özelliklerine dair net bilgiye sahip olmamız gerekir. Genç dişlerin minesini organik içerik açısından zengin mineral içeriği açısından ise fakirdir; bu sebeptendir ki genç dişlerin mine dokusu ışığı daha yüksek oranda yansıttığı için daha opak görünümündedir(Fondriest, 2003). Yaş ilerledikçe dişlerdeki renk yoğunluğunun artması yine mine dokusunun incelenmesi ve dentin dokusunun kalsifikasyonun atması ile ilgilidir(Fondriest, 2003).

İlerleyen yaşlarda pulpa odası daralır, çeşitli etkenlerle sklerotik dentin üretiminde artma görülür. Sklerotik dentin kalsifikasyonu yüksek bir dentin tipidir dolayısıyla sklerotik dentinin artmasıyla daha yoğun, parlaklığı azalmış, daha sarı bir dentin görünümü ortaya çıkar. Koronal diş dokusu değerlendirildiğinde insizal üçlü, orta üçlü ve gingival üçlü arasında en az parlak olanı gingival üçlüdür. Bunu insizal üçlü izler en parlak bölge ise orta üçlüdür.

Diş renginin belirlenmesinde dentin dokusunun etkisinin mine dokusuna göre daha etkili olduğu tespit edilmiştir. İnsan dışında yapılan çalışmalardan birinde mine dokusu varken yapılan renk ölçümü ile mine dokusu kaldırıldıktan sonra yapılan renk ölçümlerinin çok yakın sonuçlar verdiği tespit edilmiştir. Bu çalışma dentin dokusunun renk üzerindeki etkisini bir kez daha göstermektedir. Mine tabakası mavi dalga boyunda ışınlar saçtığı için dişin rengi üzerinde daha az etkiye sahiptir(Hasegawa, Ikeda, & Kawaguchi, 2000).

Doğal dişlerin esas rengi sarı-turuncu arasındadır. Diş sert dokuları arasında dişin en dışında bulunan estetik ve dayanıklılık konusunda büyük öneme sahip olan mine tabakası dişin value özelliklerini belirler. Value değeri gingival üçlüde en düşük değere sahip iken orta üçlüde en yüksek değere sahiptir. Köpek dişlerinden orta keser dişlere doğru value değeri artmaktadır, value değeri ile dentin dokusunun kalınlığı arasında ters orantı vardır; bu durumu destekler nitelikte dentin kalınlığı en fazla olan köpek dişleri daha az translusensi özelliği gösterirler kısacası bu durum köşe bir diş olan köpek dişlerinin dentin dokusu hacminin keser dişlere göre fazla olması ile açıklanmaktadır. (Hasegawa vd., 2000).

Renk ölçüm yöntemleri

Görsel renk seçimi

Üretilecek restorasyonun rengini belirlemede en sık başvurulan yöntemdir. Bu yöntemde üretilecek restorasyona ait renk skalaları kullanılarak renk seçilmektedir(van der Burgt, ten Bosch, Borsboom, & Kortsmid, 1990). Bu yöntem ile renk seçimi yapılırken diş ve skalanın aynı ışık kaynağı altında değerlendirilmesi gerekir. Bu yöntem pek çok etkenden etkilenmektedir. Bunlar seçimi yapan hekimin mesleki deneyimi, göz yorgunluğu, ortamın ışık yoğunluğu ve işlem saati şeklinde sıralanabilir(Paul, Peter, Pietrobon, & Hämmerle, 2002).

Restorasyon ile komşu dişler arasında renk uyumu sağlamak için işlemler esnasında standardizasyona önem verilmelidir bunun içinde teknisyenin kullandığı porselen markasına ait skala kullanılmalıdır(Keyf, Uzun, & Altunsoy, 2009). Renk seçiminin preparasyona başlamadan önce, saat 12:00-15:00 arasında, 5500 Kelvin sıcaklığındaki gün ışığında yapılması önerilmektedirler yapılması önerilir(Bayındır & Wee, 2006). Bunun sebebi ise işlem esnasında su kaybeden dişlerin renklerinde değişim görülmesi ve hekimin göz yorgunluğuna bağlı yanlış renk seçilme ihtimalidir.

Renk seçimi yapılırken önemli etkenlerden bir tanesi de ortamdır. Hasta ruj sürdüyse silmesi istenir, renk seçimi seansında hastaya çok renkli kıyafetler giymemesi söylenir, dişlerin temiz ve lekelerden arındırılmış olması önerilir ve seçim esnasında hekimin hasta ile ışık kaynağı arasında durması önerilir(Shillingburg, Hobo, Whitsett, Jacobi, & Brackett, 1997).

Renk seçim süresi uzadıkça göz yorgunluğu artar ve hatalı renk seçme ihtimali artar bu nedenle renk seçimi ilk 5 sn içinde tamamlanmalıdır. Göz yorgunluğu görülme ihtimaline karşı hekim renk seçimi esnasında gözünü nötral gri tonda bir fona bakarak dinlendirmelidir(Sorensen & Torres, 1987).

Renk seçimi yapılırken renk parametrelerinin değerlendirilme sırası şöyledir; ilk olarak value(parlaklık) yani bir restorasyonun grilik değerini temsil eden parametre belirlenir bu parametre renk seçiminin en önemli aşamasıdır doğru değerlendirildiği takdirde diğer parametreler seçilirken yapılan hatalar tolere edilebilir, ikinci olarak hue(ana renk) yani rengin tanımlanmasında kullanılan temel özellik seçilir ve son olarak chroma(-doygunluk) yani renk pigmentinin yoğunluğunu tanımlayan parametre belirlenir(Greenwall, 2001).

Renk seçimi yapılırken ağız içindeki rehber diş ile skaladaki rehber diş arasında insizal üçlüsü birbirine en benzer olan renk seçilerek seçimin tamamlanması önerilir. Renk seçimi yapılırken metamerizm riskini engel-

lemek için başka bir ışık kaynağı altında renk seçiminin tekrarlanması önerilir(Sengez & Dörter, t.y.).

Klinik ortamında renk seçimi ve dikkat edilmesi gereken püf noktalar

Renk seçiminde görsel ve aletli renk seçimi olmak üzere iki farklı yöntem vardır(Altunsoy, 2001; Hasegawa vd., 2000). Görsel renk seçimi klinik ortamında en sık kullanılan yöntemdir(Pan & Westland, 2018; van der Burgt vd., 1990). Görsel renk seçimi esnasında dikkat edilmesi gerekenler özetlenecek olursa;

- Hastanın ve hekimin pozisyonu;

Renk seçimi sıklıkla diş hekimleri tarafından yapılır, hastanın hekimin tam karşısında dişleri hekimin göz hizasında olacak şekilde pozisyonlanması önerilir. Seçim işleminin hasta dik veya hafif yaslanmış pozisyonda iken hızlı bir biçimde yapılması önerilir.

Renk anahtarının binoküler etkiyi önlemek için hastanın yan dişi üstünde dişe paralel duracak şekilde değil anahtar diş ile doğal dişin insizal uçları denk gelecek şekilde pozisyonlandırılması önerilir. Renk seçimi yapılırken hekimin hasta ağızından bir kol boyu uzaklıkta bulunması önerilir.

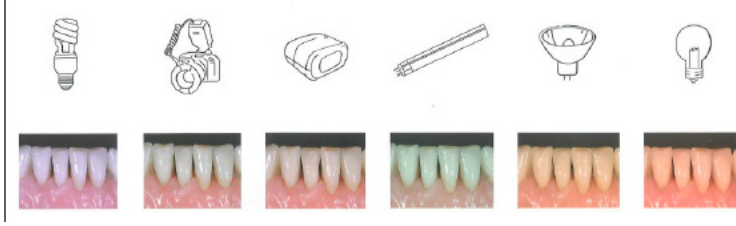


Şekil 3: renk anahtarının ideal pozisyonu

- Işık;

Öğle saatleri tüm güneş ışınlarının dalga boylarının eşit gelmesi sebebiyle en uygun zaman olarak önerilmektedir. Fakat mevsim şartları, çalışma saatleri veya kapalı klinik ortamı gibi mücbir sebeplerle gün ışığında renk seçimi her zaman mümkün olmamaktadır. Böyle durumlarda güneş ışığını simüle etmek için yapay ışık kullanılabilir, ancak hiçbir yapay ışık güneş ışığını birebir taklit edememektedir. Renk seçimi için en uygun aydınlatma koşulu 5,500 K ışık kaynağıdır.

Metamerizm riskini önlemek için seçilen renk farklı ışık kaynakları altında değerlendirilmelidir; bu amaçla öncelikle natural ışık kaynağı altında ardından ise florasan ışık kaynağı altında renk seçimi tekrarlanabilir.



Şekil 4: metamerizm

- Ortam şartlarının renk seçimine etkisi;

Yansıyan ışıktaki renkler renk seçimini etkilediği için duvar kağıdı veya renkli duvar boyalarının olduğu dikkat dağıtıcı ortamlarda renk seçimi yapılmamalıdır. Hastaların renkli kıyafetler giymesi veya parlak takılar takması renk seçimini negatif etkileyebilmektedir bu durumda hastanın üstüne örtü örtülerek renk maskelenebilir. Bir diğer önemli konu ise hastanın renk seçim seansında ruj sürmüş olmasıdır, parlak ve göz alıcı renkte ruj kontrast oluşturarak renk seçimini negatif etkileyebilmektedir. Açık gri arka plan renk seçimi için ideal arka plandır. Renk seçimi esnasında farklı renk anahtarları arası karşılaştırma yapılacak ise hekimin gözlerini gri-mavi bir yüzeyde dinlendirmesi önerilir çünkü bu şekilde retinada bulunan renk reseptörleri dinlendirilerek göz sarı tonlardaki diş rengine tekrar duyarlı hale getirilir.

- Rehber dişin durumunun renk seçimine etkisi;

Prepare edilen diş ve komşu dişler plaktan, diğer kalıntılardan ve yüzey lekelerinden arındırılmış olmalıdır, bu nedenle renk seçiminden önce diş temizliğinin sağlanması tavsiye edilir. Renk seçimi öncesinde dişin kurutulup kurutulmaması gerektiği tartışmalıdır. Ancak birçok araştırmacı dişin tükürük ile nemlendirilmesi gerektiğini, dehidrasyonun value değerini arttırması sebebiyle daha beyaz bir görünüme yol açacağını ve mine translüensisini %82 oranında azaltacağını öne sürmüştür.

Rubberdam uygulamasından sonra dişlerin kuruması sebebiyle uygulamadan önce renk seçimi yapılması önerilir. Eğer hastaya beyazlatma işlemi uygulanmışsa, son beyazlatma tedavisinden 2 hafta sonra renk alınması önerilmektedir.

Klinik renk seçim prosedürü

Renk seçimi için çeşitli teknikler vardır. En yaygın yöntem “ÜÇ ADIMLI RENK EŞLEŞTİRME” tekniğidir. Bu teknikte klinik renk seçiminde en sık kullanılan skala Vita 3D-Master Renk ile renk seçim prosedürü uygulanması durumunda sırası ile, önce value(parlaklık), ardından kromanın (yoğunluk) ve son olarak hue (ton) değerinin seçilmelidir.(Gol-

dstein & Schmitt, 1993). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi doğruluk, öngürülebilirlik ve sadelik için dikkatli biçimde yapılmalıdır.

Renk seçimi yaparken çoğunlukla komşu dişleri, sonra karşıt çene dişlerini ve son olarak diğer kadranlardaki dişleri rehber alınız(Keyf vd., 2009; Turgut vd., 2014). Eğer en uygun rengi tespit edemediysek daha açık bir renk tonunun seçilmesi önerilir.

1. Tüm yönergeleri dikkate alındıktan sonra; renk seçim prosedürü şu şekilde yapılır:
2. Renk anahtarı önce hastanın dişinin insizal ucu anahtar dişin insizal ucuyla temas edecek şekilde pozisyonlandırılır, ardından eğer anterior diş ise mümkün olduğunca insizal kenara; eğer posterior diş ise dişin hacimli kısmına paralel ve mümkün olduğunca yakın tutulmalıdır.
3. Önce value, ardından kromayı ve en son hue değeri seçilmelidir. Renk seçiminde en sık kullanılan VITA Toothguide 3D- Master skalasında; kartelada 1 ile 5 arasında sıralanmış value değeri seçilir ardından, isimlendirmede son sırada olan ve 1'den 3'e kadar numaralandırılarak ifade edilen chroma seçilir son olarak L-M-R olarak isimlendirilen rengin hue değerini ifade eden son parametre seçilir.
4. Kompozit uygulaması düşünülmekte ise uygulanması düşünülen kompozitten küçük bir miktar, restorasyon yapılacak alanına, bond uygulaması yapılmadan doğrudan dişin üzerine yerleştirilir ve sertleştirilir. Buna "düğme tekniği" denir. Renk tonu doğruysa kürlenmiş malzemeyi diş yüzeyinden çıkarmak için bir ekskavatör kullanılır.
5. Seçim hızlı ve kesin yapılmalıdır. Aynı noktaya 5-7 saniyeden uzun bakmak göz yorgunluğuna neden olabilir ve bu nedenle hatalar meydana gelebilir.
6. Renk uyumundan şüphe duyulduğunda ilk karara güvenilmelidir veya gri/mavi bir nesneye bakarak göz dinlendirilip ardından yeniden değerlendirme yapılabilir.
7. Seçilen renk büyütme altında incelenebilir.
8. Renk seçimi başka bir göz tarafından değerlendirilmesi amacıyla yardımcı personel veya teknisyen tarafından teyit edilip hastanın dosyasına kaydedilmelidir.
9. Renk anahtarları her kullanımdan sonra üreticinin talimatlarına göre dezenfekte edilmelidir(Fischer, 1999; Sengez & Dörter, t.y.).

Renk skalaları

Renk skalası ile renk seçimi klinik ortamında hastanın dişi ile skaladaki dişlerin karşılaştırılarak en uygununun seçilmesi esasına dayanır.

Vitapan Classical (Vita Lumin Vacuum)

Vitapan Classical renk skalası 1956 yılında piyasaya sürülmüştür. Bu renk skalasında 16 adet renk örneği farklı hue(ana renk) değerlerine göre sıralanmıştır(Keyf vd., 2009). Skaladaki renklerin hue gruplandırılması ise;

A: sarı-kırmızı

B:sarı

C:gri

D:kırmızı-sarı-gri şeklinde dir.

Bu skalada örnekler A1-A2-A3-B1-B2-B3 şeklinde isimlendirilmiştir. Bu isimlendirmede büyük harf ile ifade edilen kısım hue değerini, rakam ile ifade edilen kısım ise chroma değerini tanımlamaktadır. Bu skalada renk seçilirken öncelikle hue değerine sonra sırasıyla chroma ve value değerlerine bakılır(Doğan & Yüzüğüllü, 2011).



şekil 5: VITA Classical renk skalası

VITA Toothguide 3D-Master

VITA Toothguide 3D- Master renk skalasında bulunan renk anahtarları rengin value değerine göre tasarlanmıştır. VITA Toothguide 3D master renk skalası tasarlanmadan önce renk seçimi için Vitapan Classical (Vita Lumin Vacuum) renk skalası kullanılmaktaydı hue değerleri esas alınarak renk anahtarları oluşturulmuştu fakat elde edilen sonuçlara göre value değeri esas alınarak renk seçimi yapıldığı takdirde daha uyumlu restorasyonlar üretildiği görülmüştür.(Turgut & Bağış, 2012).

Bu skalada toplamda 26 adet renk anahtarı bulunmaktadır. Vitapan Classical ile karşılaştırıldığında VITA Toothguide'ın doğal dişlere daha iyi uyum sağladığı ve daha fazla renk çeşitliliğine sahip olduğu bunun yanısıra renklerin daha homojen dağıldığı tespit edilmiştir(Ma, Du, Wang, & Li, 2010).



Şekil 6: VITA Toothguide 3D- Master renk skalası

Kompozit renk skalaları

Kompozit restorasyonlar yapılırken kullanılan kompozit, porselen renk skalaları sağlıklı seçim yapmak ve doğal diş ile uyum sağlamak için her zaman yeterli olmamaktadır. Bunun sebebi kullanılan skalaların dolurucu içermeyen metakrilattan yapılması ve kompozit polimerizasyonu sonucu elde edilen son renk, ışık geçirgenliği ve opaklık derecesinin doğru bir biçimde yansıtılmamasıdır(Schwabacher & Goodkind, 1990).

Bu sebeplerle kompozit üreticileri renk seçim işlemini kolaylaştırmak ve kompozit ile restore edilen dişlere komşu porselen restorasyonlar olması durumunda ortaya çıkacak uyumsuzlukları engellemek için kompozitlerin içeriğini sık kullanılan VITA Lumin renk skalasına uyumlu olacak şekilde güncellemişlerdir(Shotwell, Johnston, & Swarts, 1986). Bu sayede üretilen porselen restorasyonlarla uyumlu kompozit restorasyonlar yapılabilmektedir, hasta memnuniyeti ve hekimin renk uyumsuzluğuna bağlı problem yaşama ihtimali azalmaktadır.

İlerleyen yıllarda kompozit restorasyonlar yapılırken VITA Lumin renk skalası aracılığıyla renk seçimi yapıldığında uyumsuzluklar olduğu görülmüştür(Ruyter, Nilner, & Möller, 1987). Bu nedenle renk seçimi yapılırken tercih edilen kompozit materyaline uygun renk skalası veya firmanın bu materyalden üretilmiş renk anahtarlarını içeren bir renk skalası ile daha sağlıklı seçimler yapılacağı sonucuna varılmıştır(Ruyter vd., 1987). Renk skalaları aracılığı ile renk seçimi kolay, hızlı ve ulaşılabilir bir yön-

tem olsa bile pek çok kısıtlamaya sahiptir. Bunlar; hekim tecrubesine bağlı olduğu için seçimin standardize edilememesi, CIELAB renk sistemine birbir entegre edilememesi, her firmanın kendine ait renk skalası önermesi şeklinde özetlenebilir.

Görsel renk seçim yöntemi hekimler arası renk algısında farklılıklar, göz yorgunluğu gibi sebeplerle subjektiftir ve güvenilirliği soru işaretidir(Recen, Önal, & Türkün, 2016). Final restorasyonda elde edilen sonuç hekimin renk seçimi esnasındaki fizyolojik ve psikolojik durumuna göre değişebilmektedir. Tüm bunlara ek olarak bu yöntemin güvenilirliği yaşlanma, renk seçimini yapan kişinin tecrübes, metamerizm ve diş yüzey yapısı gibi standardize etmenin mümkün olmaması gibi faktörlere bağlıdır. (Çapa, Kazazoğlu, & Çalikkocaoğlu, 2010).

Aletli renk seçim yöntemleri

Aletli renk seçimi yapılırken kolorimetreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır. Spektrofotometre ve kalorimetre rengin L^* , a^* ve b^* parametrelerinin matematiksel değerini vermektedir bu ise iki renk arasındaki farkın sayısal değerini hesaplanmaya olanak sağlamaktadır. Fakat bu cihazlardan spektrofotometre ve kalorimetrenin yüksek maliyeti genelde araştırmalarda kısıtlayıcı roledir(Okubo, Kanawati, Richards, & Childressd, 1998).

Bahsedilen dezavantajlarına rağmen aletli renk ölçümünün objektif olması, hızlı sonuçlar vermesi ve standardizasyona izin vermesi bilimsel araştırmalar için büyük önem arz etmektedir(Sarafianou, Kamposiora, Pappasiliou, & Goula, 2012).

Dijital kameralar

Dijital kameralar son yıllarda hekim ile teknisyen arasındaki iletişim için başarılı sonuçlar veren bir köprü görevi görmektedir(Chu, 2007). En büyük avantajlarından bir tanesi ise dişin tek bir bölgesi yerine tüm yüzeyinin değerlendirilmesine imkân vermesidir.

Kameralar diş yüzeyinde bulunan çeşitli anomaliler, anatomik form, mamelon ve dişin aşınmaları benzeri başarılı bir estetik restorasyon için gerekli olan karakteristik özelliklerin teknisyene görsel olarak iletilmesini imkan sağlamaktadır(Ge & Zhang, 2007). Bir diğer önemli avantajı ise veri iletiminin online olması sebebiyle objektif ve hata payının düşük olmasıdır.

Kalorimetreler

Kalorimetreler materyalin rengini L^* , a^* ve b^* parametreleri yönünden tespit eder ve rengi matematiksel işlem olmadan direkt renk koordi-

natları ile değerlendirir(Kahramanoğlu & Özkan, 2013; Karaağaçlıoğlu, Yılmaz, Çetin, & Levent, 2006).

Spektrofotometreler

Spektrofotometrelerin çalışma prensibi cisimden yansıyan ışığın miktarının ölçülmesi ile olmaktadır. Bir cisimden Görülebilir spektrumun üstünde yansıyan her dalga boyunda ışının miktarını ölçebilirler(Khurana, Tredwin, Weisbloom, & Moles, 2007).

Diş hekimliğinde renk özelliklerinin değerlendirilmesi konusunda en kesin, güvenilir ve kullanımı en kolay aletlerin başında gelir. Renk skalaları aracılığı ile renk seçimini spektrofotometre ile renk seçimiyle karşılaştıran çalışmalar mevcuttur bu çalışmalara göre spektrofotometre daha objektif ve tekrarlanabilir sonuçlar vermiştir(Wee, Rang, Johnston, & Seghi, 2000).

VitaEasyshade (VitaZahnfabrik, BadSackingen, Almanya) kablosuz kullanımı ile şarj edilebilir,taşınabilir kolay kullanıma sahip bir spektrofotometredir. Hue, chroma ve value değerlerinin elde edilmesine izin verir. Ölçülen dişin L*, a* ve b* değerlerini vermektedir. Vitapan Classical ve Vita Toothguide 3-D Master skalaları ile uyumludur(Sengez & Dörter, t.y.).

Eğer restorasyonun üretimini yapacak laboratuvar uyumlu olan skalalar ile çalışıyorsa bu büyük bir avantajdır; spektrofotometreler dişin insizal, orta ve dişeti üçlüsündeki renkleri ölçerek teknisyene iletme imkanı verir. Bu yöntem ile üretilen restorasyonların renk uyumu mükemmel yakın olacaktır(Kielbassa, Beheim-Schwarzbach, Neumann, & Zantner, 2009).

Sonuç

Estetik restorasyonların üretiminde renk seçimi büyük önem arz etmektedir. Komşu dişler ile uyumlu restorasyonlar hem doğal bir görüntü elde edilmemize izin verir hem de hasta memnuniyetini artırır. Bu durumu sağlamak için renk seçimine etki eden koşullar ve üretimi yapılacak restorasyonun özellikleri iyi bilinmeli ve en uygun şartlar sağlanarak seçim ve üretim yapılmalıdır.

Klinik ortamında görsel renk seçimi ile aletli renk seçiminin birlikte kullanılması ile en başarılı sonuçların elde edileceği öngörülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Alkhatib, M. N., Holt, R., & Bedi, R. (2005). Age and perception of dental appearance and tooth colour. *Gerodontology*, 22(1), 32-36.
2. Altunsoy, S. (2001). *Farklı post-core materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, In-Ceram ve IPS Empress tam seramik restorasyonlardaki renk değişikliğinin incelenmesi.*
3. Bayındır, F., & Wee, A. G. (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg. (Clinical Dentistry and Research)*, 30(3), 40-46.
4. Chang, Y.-Y. (2011). Maximizing esthetic results on zirconia-based restorations. *General dentistry*, 59(6), 440-445.
5. Chu, S. J. (2007). Clinical steps to predictable color management in aesthetic restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 473-485.
6. Chu, S. J., Paravina, R. D., Sailer, I., & Mielezsko, A. J. (2017). *Color in dentistry: A clinical guide to predictable esthetics.* Quintessence Publishing Hanover Park (IL).
7. Çapa, N., Kazazoğlu, E., & Çalikkocaoğlu, S. (2010). Evaluating factors that affect the shade-matching ability of dentists, dental staff members and laypeople. *The Journal of the American Dental Association*, 141(1), 71-76.
8. del Mar Perez, M., Ghinea, R., Herrera, L. J., Ionescu, A. M., Pomares, H., Pulgar, R., & Paravina, R. D. (2011). Dental ceramics: A CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, 39, e37-e44.
9. Doğan, D. A., & Yüzügüllü, B. (2011). Renk seçiminde güncel teknolojik gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(4), 65-72.
10. Editon, T. (2004). *Colorimetry.*
11. Fischer, J. (1999). Esthetics and prosthetics: An interdisciplinary consideration of the state of the art. (*No Title*).
12. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
13. Ge, Q., & Zhang, F. (2007). A study of color measurement for vital teeth using digital camera. *Shanghai kou Qiang yi xue= Shanghai Journal of Stomatology*, 16(4), 377-380.
14. Ghinea, R., Pérez, M. M., Herrera, L. J., Rivas, M. J., Yebra, A., & Paravina, R. D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38, e57-e64. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.008>
15. Goldstein, G. R., & Schmitt, G. W. (1993). Repeatability of a specially designed intraoral colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*, 69(6), 616-619.

16. Greenwall, L. (2001). *Bleaching techniques in restorative dentistry: An illustrated guide*. CRC Press.
17. Hasegawa, A., Ikeda, I., & Kawaguchi, S. (2000). Color and translucency of in vivo natural central incisors. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(4), 418-423.
18. Johnston, W. M., Ma, T., & Kienle, B. H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1).
19. Kahramanoğlu, E., & Özkan, Y. K. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(4), 339-347.
20. Karaağaçlıoğlu, L., Yılmaz, B., Çetin, G., & Levent, H. (2006). Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen Akriliklerde Yaşlandırma İşleminin Renk Stabilitesi Üzerine Etkisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 12(3), 87-92.
21. Keyf, F., Uzun, G., & Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 33(4), 52-58.
22. Khurana, R., Tredwin, C., Weisbloom, M., & Moles, D. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British dental journal*, 203(12), 675-680.
23. Kielbassa, A. M., Beheim-Schwarzbach, N. J., Neumann, K., & Zantner, C. (2009). In vitro comparison of visual and computer-aided pre-and post-tooth shade determination using various home bleaching procedures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 101(2), 92-100.
24. Lee, Y., Lim, B., & Kim, C. (2002). Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 63(5), 657-663.
25. Ma, J. F., Du, R. X., Wang, S. Q., & Li, Y. M. (2010). Effects of background, direction and intensity of ambient light, measuring position, and adjacent teeth, on anterior tooth colour measurement in vitro. *The Chinese journal of dental research: the official journal of the Scientific Section of the Chinese Stomatological Association (CSA)*, 13(2), 147-152.
26. McLaren, E. (1999). The 3D-master shade-matching system and the skeleton buildup technique: Science meets art and intuition. *Quintessence Dent Technol*, 22, 55-68.
27. 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.
28. Pan, Q., & Westland, S. (2018). Tooth color and whitening—digital technologies. *Journal of dentistry*, 74, S42-S46.

29. Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N., & Hämmerle, C. H. F. (2002). Visual and Spectrophotometric Shade Analysis of Human Teeth. *Journal of Dental Research*, 81(8), 578-582. <https://doi.org/10.1177/154405910208100815>
30. Recen, D., Önal, B., & Türkün, L. Ş. (2016). Deneyimin kompozit rezinlerin renk seçimi üzerine etkisinin bir spektrofotometre kullanılarak değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(1).
31. Ruyter, I., Nilner, K., & Möller, B. (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental Materials*, 3(5), 246-251.
32. Sarafianou, A., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Goula, H. (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(3), 178-185.
33. Schwabacher, W. B., & Goodkind, R. J. (1990). Three-dimensional color coordinates of natural teeth compared with three shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(4), 425-431.
34. Sengez, G., & Dörter, C. (t.y.). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213-220.
35. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (C. 194). Quintessence Publishing Company.
36. Shotwell, J. L., Johnston, W. M., & Swarts, R. G. (1986). Color comparisons of denture teeth and shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 56(1), 31-34.
37. Sorensen, J. A., & Torres, T. J. (1987). Improved color matching of metal ceramic restorations. Part II: Procedures for visual communication. *The Journal of prosthetic dentistry*, 58(6), 669-677.
38. Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke-mann, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence international*, 48(5).
39. Stawarczyk, B., Özcan, M., Hallmann, L., Ender, A., Mehl, A., & Hämmerlet, C. H. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinical oral investigations*, 17(1), 269-274.
40. Stephen, F., Martin, F., & Junhei, F. (2006). Contemporary fixed prosthodontics. *St. Louis, Mo: Mosby Elsevier*.
41. Strenk, S. A., Strenk, L. M., & Koretz, J. F. (2005). The mechanism of presbyopia. *Progress in retinal and eye research*, 24(3), 379-393.
42. Turgut, S., Bagis, B., Turkaslan, S. S., & Bagis, Y. H. (2014). Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: An in vitro study. *Journal of prosthodontics*, 23(1), 39-44.
43. Turgut, S., & Bağış, B. (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.

44. Uchimura, J. Y. T., Sato, F., Bianchi, G., Baesso, M. L., Santana, R. G., & Paschetto, R. C. (2014). Color stability over time of three resin-based restorative materials stored dry and in artificial saliva. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 279-287.
45. van der Burgt, T. P., ten Bosch, J. J., Borsboom, P. C. F., & Kortsmit, W. J. P. M. (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(2), 155-162. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90099-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(90)90099-X)
46. Wee, A. G., Rang, E. Y., Johnston, W. M., & Seghi, R. R. (2000). Evaluating Porcelain Color Match of Different Porcelain Shade-Matching Systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(5), 271-280. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00234.x>
47. Xiao, J., Zhou, X., Zhu, W., Zhang, B., Li, J., & Xu, X. (2007). The prevalence of tooth discolouration and the self-satisfaction with tooth colour in a Chinese urban population. *Journal of oral rehabilitation*, 34(5), 351-360.
48. Yu, B., Ahn, J.-S., & Lee, Y.-K. (2009). Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 67(1), 57-64.