

İlayda AYVAZ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DENİZLİ-2024

T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI PROTETİK MATERYALLERİN
TAMİRİNDE KULLANILAN TEK-RENKLİ KOMPOZİT
REZİNLERİN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

İlayda AYVAZ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. IŞIL KARAOKUTAN

T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI PROTETİK MATERYALLERİN
TAMİRİNDE KULLANILAN TEK-RENKLİ KOMPOZİT
REZİNLERİN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

İlayda AYVAZ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. IŞIL KARAOKUTAN

DENİZLİ-2024

Bu çalışma Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon
Birimi tarafından (Proje No:2023DİŞF002) desteklenmiştir.

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

İlayda AYVAZ

İmza

TEŐEKKÜR

Hayatım boyunca sonsuz sevgi ve özverileri ile her zaman yanımda olan, hayatımı anlamlı kılan, varlıklarından gurur duyduğum, annem Meral AYVAZ'a, babam Hasan Aslan AYVAZ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince sadece klinik ve akademik alanda değil aynı zamanda hayatın her alanında sabır ve anlayışla bana yol gösteren, desteğini ve tecrübesini benden esirgemeyen, bu tezin oluşturulmasında büyük emekleri olan çok değerli danışman hocam sayın Doç. Dr. Işıl KARAOKUTAN'a,

Tez jürimde bulunarak bizi onurlandıran çok değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Filiz AYKENT ve Sayın Doç. Dr. Yener OKUTAN'a,

Eğitim sürecimde bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan ve her konuda danışabildiğim Sayın Doç. Dr. Hatice Lamia Elif SAĞESEN ve Sayın Doç. Dr. Sezgi CİNEL ŞAHİN'e,

Güzel anları beraber çoğaltıp, zor zamanlarda birbirimize yaslandığımız, uzmanlık yıllarımı yan yana geçirmekten mutluluk duyduğum yol arkadaşlarım Dt. Duygu AKSOY ve Dt. İbrahim Eray YILMAZ'a,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki sevgili asistan arkadaşlarıma,

Tüm PAÜ Diş Hekimliği Fakültesi idari personeline en içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı estetik protetik materyallerin tamirinde kullanılan tek renkli universal kompozit rezinlerin yaşlandırma sonrası renk ve translusensi uyumunun değerlendirilmesidir.

Yöntem: 3B baskı ile üretilen daimi restorasyon rezini ve altı farklı CAD/CAM restoratif materyal (hibrit seramik, nanolityum disilikat, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik, gelişmiş lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, nanohibrit seramik) iki farklı kimyasal yapıya sahip tek renkli kompozit rezin (ormoser, supra nano sferik,) ve iki farklı (nanohibrit) kompozit rezin ile tamir edildi (Pozitif kontrol) (N=350, n=10). Tamir uygulaması yapılmayan grup negatif kontrol grubu olarak kullanıldı. Örneklere termal siklus ile yaşlandırma (5-55 °C, 5000 döngü) uygulandı. Renk ve translusensi değişimi CIEDE 2000 formülleriyle hesaplandı. Kompozit ve seramik gruplara göre ΔE_{00} ve ΔTP değerlerinin karşılaştırılmasında iki yönlü ANOVA kullanıldı. Renk ve translusensi arasındaki ilişkinin analizinde Pearson korelasyon katsayısı kullanıldı. Seramik-kompozit renk ve translusensi uyumunun analizinde tek yönlü varyans analizi ve post-hoc Dunnet testi kullanıldı ($p<0,05$).

Bulgular: Tüm seramik ve kompozit materyaller, yaşlandırma sonrasında renk ve translusensi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık sergiledi ($p<0,01$). Protetik materyallerde en fazla renk değişimi 3B baskılı daimi restorasyon rezininde, kompozit rezinlerde ise supra nano sferik grubunda gözlemlendi. Protetik materyallerde en fazla translusensi değişimi zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatta, kompozit rezinlerde ise Ormoser grubunda gözlemlendi. Admira-3B baskı üretilen daimi restorasyon rezini ve negatif kontrol-hibrit seramik grupları haricinde istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmadı ($p>0,05$).

Sonuç: Test edilen restoratif materyallerin tamirinde ormoser ve nanohibrit kompozitlerin kullanılması ile renk ve translusensi uyumu açısından daha iyi sonuçlar elde edilebilir.

Anahtar Kelimeler: cad/cam restoratif materyal, renk stabilitesi, translusensi, tek renkli kompozit rezin, renk uyumu

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to evaluate the color and translucency harmony of single-shade universal composite resins used for repairing of esthetic prosthetic materials after aging.

Method: 3D permanent crown resin and six different CAD/CAM restorative materials (hybrid ceramic, nanolithium disilicate, leucite reinforced glass ceramic, advanced lithium disilicate, zirconia reinforced silicate, nanohybrid ceramic) were repaired with two single-shade composite resin (Ormocer and supra nano spherical) and two different nanohybrid composite resins (Positive control) (N = 350, n = 10). The group without repairment was recorded as the negative control group. Specimens were aged by thermal cycling (5-55 °C, 5000 cycles). Color and translucency changes were calculated with CIEDE 2000 formulas. Two-way analysis of variance was used to evaluate the ΔTP and ΔE_{00} values according to composite and ceramic groups. Pearson correlation coefficient was used for the interaction of ΔTP and ΔE_{00} . One-way analysis of variance and post-hoc Dunnet test were used to analyze ceramic composite color and translucency harmony ($p < 0,05$).

Results: All ceramic and composite materials showed a statistically significant difference in color and translucency after aging ($p < 0,01$). The highest color change in prosthetic materials was observed in the 3D printed permanent crown resin and, in the supra nano spherical group of composite resins. The highest translucency change was observed in zirconia reinforced lithium silicate in prosthetic materials and the Ormocer group in composite resins. There was no statistically significant correlation was found between color and translucency change, except for Admira-3D permanent crown resin and negative control-hybrid ceramic groups ($p > 0,05$).

Conclusion: Utilizing ormocer and nanohybrid composites for the repair of prosthetic materials can provide better color and translucency harmony results.

Keywords: cad/cam restorative material, color stability, translucency, single-color composite resin, color harmony

İÇİNDEKİLER

ÖZET	I
ABSTRACT	II
İÇİNDEKİLER	III
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	V
ŞEKİLLER DİZİNİ	VIII
TABLolar DİZİNİ	IX
1. GİRİŞ	1
1.1.Amaç	2
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.1.1. Tarihçe	3
2.1.2. Dental seramiklerin yapısı	4
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflaması	6
2.1.4. Tam Seramikler	7
2.2. Daimi Restorasyon Üretim Teknikleri	21
2.2.1. Eksiltmeli Üretim ve Dental CAD/CAM Sistemleri	21
2.2.2. Eklemeli Üretim (3 Boyutlu Yazıcılar)	23
2.3. Seramik Restorasyonların Tamiri	26
2.3.1. Mikromekanik Retansiyon	26
2.3.2. Kimyasal Bağlantı	28
2.4. Kompozit Rezinler	28
2.4.1. Kompozit Rezinlerin Tarihsel Gelişimi	28
2.4.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı	29
2.4.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	31
2.4.4. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler	35
2.5. Yapay Yaşlandırma Sistemleri	38
2.5.1. UV Yaşlandırma Sistemi	38
2.5.2. Suda Bekletme	38
2.5.3. Termal Siklüs Yaşlandırma Sistemi	38
2.6. Optik	39
2.6.1. Işık Kavramı	39
2.6.2. Renk Kavramı	39

2.6.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri	40
2.6.4. Renk Seçme Sistemleri	46
2.7. Hipotez	47
3. GEREÇ VE YÖNTEM	48
3.1. Etik Kurul Onayı	48
3.2. Örnek Sayısının Belirlenmesi	48
3.2.1. 3 Boyutlu Baskı Rezinden Örneklerin Hazırlanması	53
3.2.2. CAD-CAM Bloklardan Örneklerin Hazırlanması	55
3.3. Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması ve Kalınlıklarının Standardizasyonu	57
3.4. Örneklerin Yüzeylerine Polisaj İşleminin Uygulanması	58
3.5. Örneklerin Yüzeylerinin Temizliği	58
3.6. Örneklere Tamir Materyalinin Uygulanması	59
3.7. Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	60
3.8. Termal Yaşlandırma İşleminin Uygulanması	62
3.9. Renk Değişiminin (ΔE_{00}) Hesaplanması	63
3.10. Translüsensi Değişiminin (ΔTP) Hesaplanması	63
3.11. İstatistiksel Değerlendirme	63
4. BULGULAR	64
4.1. 'L', 'a', 'b' Değerleri Bulguları	64
4.2. ΔE_{00} Değişim Bulguları	73
4.3. ΔTP Değişim Bulguları	76
4.4. Renk Değişimi ve Translüsensi Değişimi Arasındaki İlişki	79
5. TARTIŞMA	82
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	102
KAYNAKLAR	104
EKLER	130
Ek 1. ETİK KURUL ONAY FORMU	
Ek 2. BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU	
Ek 3. ANAMNEZ FORMU	
Ek 4. ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

% : Yüzde

°C : Santigrat derece

ΔE_{00} : Renk değişim miktarı

ΔTP : Translusensi değişim miktarı

μm : Mikrometre

3B : 3 Boyutlu

AO : Aritmetik ortalama

Al_2O_3 : Alüminyum oksit, alümina

$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$: Kaolin

ATZ : Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

APF : Asitlendirilmiş fosfat florid

BaO- Al_2O_3 - SiO_2 : Baryum alüminosilikat

Bis-EMA : Bisfenol A etoksi dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol-A glisidil metakrilat

B_2O_3 : Bor oksit

BHT : 2,4,6-tritersiyeer bütilfenol

CAD/CAM : Computer aided design-computer aided manufacturing (bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim)

CaO : Kalsiyum oksit

$CaO \cdot Al_2O_3 \cdot 2SiO_2$: Feldspar anortit

Ce : Seryum

CeO_2 : Seryum oksit

CIE : Commission Internationale de L'éclairage

CQ : Kamforokinon

DLP : Dijital Işık İşleme

DMA : Dekanediylol Dimetakrilat

EBM : Elektron ışınli eritme

FDA : Food and Drug Association (ABD Gıda ve İlaç Dairesi)

FSZ : Tam stabilize edilmiş zirkonya

FNC : Flexible nano ceramic (esnek nano seramik)

GPa : Gigapaskal

HF : Hidroflorik asit

HT : Yüksek translusensi
Hz : Hertz
ISO : International Standards Organization
K : Kelvin
K₂O : Potasyum oksit
K₂O.Al₂O₃.6SiO₂ : Feldspar
K₂O.Al₂O₃.6SiO₂ : Feldspar ortoklas
KEK : Kısmi Eta Kare (Partial Eta Squared)
La₂O₃ : Lantan oksit
Li₂O : Lityum oksit
Li₂SiO₃ : Lityum metasilikat
Li₂Si₂O₅ : Lityum disilikat
LiAlSi₂O₆ : Lityum alümina silikat
LED : Light emitting diode
LT : Düşük translusensi
MDPB : Metakrililoksidodesil-piridinyum bromür
MgAl₂O₄ : Magnezyum alüminyum oksit
MgO : Magnezyum oksit
ml : Mililitre
mm : Milimetre
mm³ : Milimetre küp
MPa : Megapaskal
MO : Orta Opasite
MT : Orta Translusensi
Na₂O : Sodyum oksit
Na₂O.Al₂O₃.6SiO₂ : Feldspar albit
nm : Nanometre
p : Anlamlılık
P₂O₅ : Difosfor pentoksit
P₄O₁₀ : Fosfor Pentoksit
Pd : Palladyum
PEGDMA : Polietilen glikol dimetakrilat
pH : Potansiyel hidrojen
PICN : Polymer infiltred ceramic network (Polimer infiltre seramik ağ)

PSZ : Parsiyel stabilize edilmiş zirkonya
r : Korelasyon katsayısı
RNC : Resin nano ceramic (rezin nanoseramik)
rpm : Revolutions per minute (1 dakika içerisinde gerçekleştirilen devir sayısı)
SLA : Stereolitografi
SLE : Seçici lazer eritme
SLS : Seçici lazer sinterleme
SS : Standart sapma
Si⁺⁴ : Silisyum
Si₃N₄ : Silisyum nitrit
SiO₂ : Silisyum oksit
SiO₄ : Silisyumun tetrahedral
STL : Standard tessellation language
Tb₄O₇ : Terbiyum Oksit
TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat
TP : Translusensi parametresi
UDMA : Üretan dimetakrilat
UTMA : Üretan tetrametakrilat
UV : Ultraviyole
wt % : Ağırlıkça yüzde
Y-TZP : Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal
Y₂O₃ : İttriyum oksit
ZnO : Çinko oksit
Zr : Zirkonyum
ZrO₂ : Zirkonyum oksit
ZrSiO₄ : Zirkonyum silikat
ZTA : Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin güncel Sınıflaması	10
Şekil 2.2. 3 boyutlu üretim süreci	23
Şekil 2.3. Munsell renk sistemi	41
Şekil 2.4. Hue (ton)	41
Şekil 2.5. Parlaklık (value)	42
Şekil 2.6. Yoğunluk (chroma)	43
Şekil 2.7. CIE L*a*b* Koordinatları ve renk sistemi	43
Şekil 3.1. 3B yazıcı ile üretilen örneklerinin tasarımı ve programa yerleştirilmesi	53
Şekil 3.2. Üretim tablasında yatay doğrultuda üretilen örnekler	53
Şekil 3.3. Üretilen Saremco Print Crowntec örneklerin alkol ile yıkanması.	54
Şekil 3.4. Saremco Print Crowntec örneklerin Power Cure cihazı ile polimerizasyonu	54
Şekil 3.5. Çalışmada kullandığımız Celtra Duo, Amber Mill, Vita Enamic, Grandio Blocs, GC Initial LRF, Cerec Tessera Bloklar	55
Şekil 3.6. A. Isomet 1000 hassas kesim cihazı B. Su soğutması altında kesilen CAD/CAM blok	55
Şekil 3.7. Programat P310 fırın ile kristalizasyon işlemi	57
Şekil 3.8. Dijital kumpas ile kalınlık ölçümü	57
Şekil 3.9. A. OptraGloss polisaj diskleri B. Polisaj işlemi uygulaması	58
Şekil 3.10. Ultrasonik temizleme cihazında örneklerin temizlenmesi	59
Şekil 3.11. A. Woodpecker B-Cure Plus ışık cihazı B. Tamir materyalinin ışık cihazı ile polimerizasyonu	60
Şekil 3.12. Tamir materyali uygulanmış gruplara ait örnekler	60
Şekil 3.13. VITA Easyshade V cihazı	61
Şekil 3.14. A. TL-D Graphica 965 Lamba B. Renk ölçüm kabini	61
Şekil 3.15. Beyaz ve siyah zeminde Vita Easyshade V cihazı ile renk ölçümü	62
Şekil 3.16. Termal siklus cihazı	62
Şekil 4.5. Yaşlandırma öncesi ile sonrası renk ölçümü değerlerinin ortalama ve standart sapma grafikleri	65

TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. O'Brien' ın renk farkları(ΔE_{00}^*) - klinik renk eşleşmesi	44
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin üretici firma adları, lot numaraları ve kompozisyonları	49
Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinlerin Özellikleri	51
Tablo 3.3 Çalışmada Kullanılan Cihazlar	52
Tablo 3.4. Amber Mill Blokların Kristalizasyon Değerleri	56
Tablo 3.5. Cerec Tessera Blokların Kristalizasyon Değerleri	56
Tablo 4.1. 'L', 'a', 'b' Değerleri Bulguları	64
Tablo 4.2. Seramik türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'L' ölçümlerinin karşılaştırılması	66
Tablo 4.3. Seramik türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'a' ölçümlerinin karşılaştırılması	67
Tablo 4.4. Seramik türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'b' ölçümlerinin karşılaştırılması	68
Tablo 4.5. Kompozit türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'L' ölçümlerinin karşılaştırılması	70
Tablo 4.6. Kompozit türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'a' ölçümlerinin karşılaştırılması	71
Tablo 4.7. Kompozit türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'b' ölçümlerinin karşılaştırılması	72
Tablo 4.8. ΔE_{00} değerlerinin kompozit ve seramiğe göre karşılaştırılması	73
Tablo 4.9. Seramik - kompozit ΔE_{00} açısından uyumu	74
Tablo 4.10. ΔTP değerlerinin kompozit ve seramiğe göre karşılaştırılması	76
Tablo 4.11. Seramik - kompozit ΔTP açısından uyumu	78
Tablo 4.12. Renk değişimi ve translusensi değişimi arasındaki ilişki	79

1. GİRİŞ

Estetik kavramı birçok alanda olduğu gibi diş hekimliğinde de son derece önemli bir hale gelmiştir. Estetik taleplerin artması ve dijital diş hekimliğindeki ilerlemelerle birlikte metal destekli seramik restorasyonlar yerine biyouyumlu, üstün estetik, gelişmiş translusensi ve yeterli mekanik özelliklere sahip birçok tam seramik sistemler başarıyla diş hekimliğinde kullanılmaktadır.^{1,2}

Feldspatik, lityum disilikat ve lösit içerikli seramikler diş hekimliği pratiğinde protetik tedavilerde presleme üretim tekniği ile uzun yıllardır kullanılmaktadır.² Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisinin gelişmesiyle birlikte bu seramikler blok ve diskler şeklinde de üretilmeye başlamış ve hatta bazı firmalar tarafında ilave kristalizasyon prosedürü içermeyen formları piyasaya sürülmüştür. Bu geleneksel seramikler doğal görünümleri, mükemmel optik, termal ve kimyasal özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilmelerine rağmen en büyük klinik başarısızlığın camsı yapılarına bağlı olarak, çatlak ve kırık olduğu bildirilmiştir.³ Tam seramikler, basma kuvvetlerine karşı dayanıklıyken gerilim kuvvetlerine karşı dayanıksızdırlar.⁴ Yüksek sertliğe sahip olmalarından dolayı karşıt dişlerde aşınmaya sebep olup,^{5,6} özellikle oklüzal yüklerin fazla olduğu posterior bölgede kullanıldıklarında kırıklar gözlenebilir.⁷

Özellikle implant üstü protezlerde oluşabilecek istenmeyen ağır oklüzal yükleri kompanse edebilmesi için günümüzde kuvvet absorbe edici özelliğe sahip rezin içerikli seramik materyalleri piyasaya sürülmüştür. Firmalar tarafından halen değişik oranlarda doldurucu özelliğine sahip rezin ve farklı seramik kombinasyonlarının birleştirilmesiyle yeni restoratif materyaller üretilmeye devam etmekte ve bu materyallerin seramiğin renk stabilitesi ve dayanıklılık ile kompozit materyallerinin yüksek bükülme dayanımı ve düşük aşındırma özelliklerinin birleştirilmesi hedeflenmektedir.⁸

Yine 3 Boyutlu yazıcıların da dental uygulamalarda kullanımının başlamasıyla beraber ilk olarak geçici restorasyon materyalleri olarak kullanılan rezinler üretilmiş daha sonra kompozisyonlarına seramik içerikleri dahil edilerek daimi restorasyon olarak kullanılabilen materyaller piyasaya sürülmüştür.⁹ Ancak teknolojideki tüm gelişmelere rağmen simantasyondaki başarısızlıklar, yetersiz oklüzal uyum, iç stres,

parafonksiyonel alışkanlıklar gibi çeşitli faktörlerin neden olduğu kırıklar gelişebilmektedir.¹⁰ Kırık varlığında restorasyonun tamamen değiştirilmesi sağlam diş yapısında ilave preparasyona ihtiyaç duyulmasına, zaman ve maddi olarak kayba neden olmaktadır. Tam seramik restorasyonlar güçlü bir adeziv sistemle simante edildikleri için restorasyonun ağızdan çıkarılması oldukça emek ve dikkat gerektirir.¹¹ Kompozit rezinlerle uygulanan ağız içi tamir yöntemi; tek seans uygulanabilme, diş dokusuna zarar verme riskinin önlenmesi, düşük maliyet ve destek yapıları koruma gibi avantajlar sağlar.¹² Bu uygulamanın dezavantajları, tamir edilen restorasyonun ömrünün orijinaline kıyasla daha az olması ve bazı durumlarda ağız içi tamir edilecek sahaya ulaşma zorluğudur.¹³ Ayrıca renk uyumu her zaman yakalanamamaktadır.¹⁴

Günümüzde universal kompozit rezinler, uygulanan dişin anterior ya da posterior diş olmasının önem arz etmemesi, estetik ve fonksiyonel beklentileri karşılayabilme yetenekleri ve renk seçimi konusunda klinisyenlere kolaylık sağlamalarından ötürü sıklıkla tercih edilirler. Son dönemde üretici firmalar, universal kompozit rezinlerin renk özelliklerini geliştirerek tek renk seçeneği sayesinde her dişte istenilen estetik sonuçların elde edilebileceğini ileri sürmüşlerdir.¹⁵

Bu materyallerle ilgili yapılan renk çalışmalarında farklı renkteki dentin dokusu ile olan renk uyumu değerlendirilmiştir.¹⁶⁻¹⁸ Ancak bu kompozit rezinlerin seramik ve rezin içerikli restoratif materyallerin tamirinde kullanılmaları durumundaki protetik materyaller ile olan renk uyumları ve uzun dönem renk stabiliteyi literatürde değerlendirilmemiştir.

1.1 Amaç

Bu bilgiler ışığında mevcut çalışmanın amacı; farklı tekniklerle üretilmiş ve farklı kimyasal yapıya sahip protetik materyallere tamir amacıyla uygulanan tek renkli universal rezin kompozitlerin termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonrası translusensi ve renk stabiliteyi ile materyallerin uyumlarının değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik kavramı, Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü' ne göre; bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir element (Örn: Oksijen) ile oluşturduğu birleşimi ifade eder.¹⁹

2.1.1. Tarihçe

Sabit protezlerde seramiğin kullanımı, seramik tam kron fikrinin Beers tarafından 1873 yılında ortaya atılması ile başlamıştır.²⁰ Metal destekli seramik restorasyonların kullanıma girmesi ise 1962'de Weinstein ve arkadaşlarının altın alaşımları üzerinde potasyum oksit içerikli seramik tozları uygulamasıyla başlamıştır.^{20,21} Mc Lean ve Huges 1963 yılında alt yapıya alümina kristalleri ekleyip yüksek dirençli, metal desteksiz porselenler geliştirmiştir.²²

1984'te Adair ve Grossman, camın kontrollü kristalizasyonunu sağlayarak ilk dökülebilir seramik olan Dicor sistemini elde etmişlerdir.^{20,23} Aynı dönem içerisinde Brugges tarafından ısıya dayanıklı güdük yöntemiyle üretilen Hi-Ceram sistemi tanıtılmıştır.²⁴ 1989'da alüminyum oksit içeriği %90'a çıkarılmak suretiyle dayanıklılığın artırıldığı, slip-casting yöntemi ile üretilen In-Ceram sistemi geliştirilmiştir.^{24,25} 1990'ların başında, lösit kristalleri ile güçlendirilmiş, ilk ısı ve basınçla şekil verilebilen cam seramik olan IPS Empress tanıtılmıştır. IPS Empress sisteminin tek kron restorasyonları dışında yeterli dayanıklılık göstermemesi sebebiyle %70 oranında lityum disilikat içeriğe sahip olan ve yine ısı ile basınç altında şekil verilebilen cam seramik sistemi IPS Empress 2 geliştirilmiştir. 2005'te lityum disilikat ile güçlendirilen cam seramik sistemi olan IPS e.max Press tanıtılmıştır. IPS e.max Press, IPS Empress 2'ye göre fiziksel, optik ve mekanik özellikleri bakımından iyileştirilmiştir.^{2,26,27}

Bükülme dayanımının ve kırılma direncinin yüksek olması sebebiyle zirkonya, tam seramik restorasyonların güçlendirilmesinde kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyanın cam infiltre alümina yapısına eklenmesiyle In-Ceram Zirkonya geliştirilmiştir. CAD-CAM teknolojisinin ilerlemesiyle yitriumla stabilize zirkonyanın diş hekimliğinde kullanımı artmıştır.^{28,29} Zirkonya, yüksek kırılma direnci ve opak optik özellikler sergilemesi sebebiyle sıklıkla protez alt yapı materyali olarak

kullanılır. Fakat seramik ve zirkonya arasındaki bağlantının zayıf olması chippinge neden olmaktadır. Bu nedenle gelişmiş estetik özelliklere sahip monolitik zirkonya restorasyonlar, klinik kullanımda tercih edilmeye başlanmıştır.^{30,31}

CAD/CAM teknolojisi ile tam seramik restorasyonlar üretmek için geliştirilen yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal (Y-TZP) seramik bloklar altyapı materyali olarak kullanılırlar. Y-TZP, biyouyumlu olmaları ve gelişmiş mekanik özellikleri nedeniyle diğer altyapıda kullanılan seramiklerine göre kullanımı yaygınlaşmıştır.^{27,29}

2.1.2. Dental seramiklerin yapısı

Dental seramiklerin ana yapısı feldspar ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$), kuartz (Silika, SiO_2) ve kaolin ($Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$)' den oluşmaktadır.² Bu üç ana bileşenin yanı sıra, dental seramiklerde cam modifiye ediciler, akışkanlık artırıcılar, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcılar ve lüminesans özelliklerini geliştiren çeşitli maddeler de bulunur.²⁶

Dental porselenler genel itibariyle silikat yapısındadır. Çoğunlukla silisyum oksit (SiO_2), silika (silikon dioksit) ya da çeşitli silikat formlarında bulunur. Silisyum (Si^{+4}) atomunun merkezde yer aldığı ve dört tane oksijen atomu ile yaptığı kimyasal bağ ile meydana getirdiği silisyumun tetrahedral (SiO_4) yapıdaki molekülüdür.²

Dental seramiklerin fiziksel, mekanik ve optik özellikleri, içerdiği kristal fazın yoğunluğuna ve miktarına göre değişkenlik gösterir.⁸ Cam fazın yoğunluğu arttıkça optik özellikler ve ışık geçirgenliğinde artış olurken, yapının direncinde azalma görülür. Kristal faz yoğunluğu arttıkça da kırık oluşumuna karşı direnç artarken, estetik özellikler negatif yönde etkilenir.²

Feldspar

Dental porselende %60-70 oranında bulunarak porselende ana yapıyı oluşturur. Cam matriksi oluşturan bileşendir. Doğada saf halde bulunmaz. Yer kabuğunu oluşturan silikat mineralleri grubundandır. İçerisinde sodyum silikat (Na_2O) ve potasyum silikat (K_2O) farklı oranlarda mevcuttur. Feldspar; ortoklas ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$), albit ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve anortit ($CaO.Al_2O_3.2SiO_2$) şekillerinde olabilir.³² Potasyum feldspar ve sodyum feldsparın karışım içerisindeki

oranları porselenin işlenebilirliği ve şekillendirilebilirliği açısından son derece önemlidir.³³

Feldsparın erime derecesi, 1100-1300°C arasındadır. Pişirilme esnasında yüksek viskoziteli camsı yapı oluşturması porselene translusensi özelliğini kazandırır ve diğer komponentlerin bir arada tutulmasını sağlar.^{34,35} Porselenin pişirilmesi esnasında formunun korunmasını sağlar.³⁶

Kuartz

Porselen içeriğinde doldurucu olarak görev yapan kuartzın yapısını silika (SiO₂) oluşturur. %10-30 oranlarında bulunur. Üç boyutlu tetrahedra ağ özelliğine sahip olması nedeniyle yüksek erime noktasına (1685°C) sahip camsı fazı oluşturur. Silikanın dağınık faz oluşturmasını ve yüksek sıcaklıkta feldspara bağlanmasını sağlar.^{2,37} Bir iskelet işlevi görerek pişme işlemi sonrası meydana gelebilecek büzülme önler ve porselen yapısını stabilize eder.²

Kaolin

Çin kili adıyla bilinen, bir alüminyum hidrat silikatıdır (Al₂O₃.2SiO₂.2H₂O). Porselene opaklık vermesi nedeniyle eser miktarda kullanılır. Isıya karşı dayanıklıdır. Porselenin pişirilmesi esnasında kuartz ve feldsparın ayrılmasını önler. Kaolin, seramik hamuruna elastisite kazandırarak işlenebilirliğini kolaylaştırır.^{36,38}

Renklendiriciler

Seramiğin içerisindeki feldsparın renksiz olmasından dolayı karışımı renklendirebilmek amacıyla metal oksit içerikli renk pigmentleri kullanılır. Bunlara renk fritleri adı da verilmektedir. En fazla %7 oranında kullanılırlar.³⁹

Cam Modifiye Ediciler ve Akışkanlar

Kalsiyum, potasyum, magnezyum ve sodyum vb. alkali iyonlar (SiO⁴)⁻⁴ 'in yapısında cam oluşturucu elementlerle oksijen arasındaki bağlantıyı azaltarak silisyum tetrahedral (SiO⁴)⁻⁴ yapının oluşmasını engeller ve seramik materyalinin erime derecesini düşürürken termal genişleme katsayısını arttıırırlar.^{2,39,40}

Ara Oksitler

Seramiklerde temel yapı olan (SiO⁴)⁻⁴ 'e akışkanlar ve cam modifiye edicilerin eklenmesi, seramiğin erime noktasını düşürürken viskozitesinin azalmasına sebep

olur. Alüminyum oksit gibi ara oksitler, akışkanlığa karşı direnç oluşturarak viskoziteyi ve sertliği artırır. Bu sebeple seramiğin yapısına ara oksitler eklenir.^{2,39}

Opaklaştırıcı ajanlar

Seramiğin yapısına doğal görünümü sağlamak için eklenen yoğun renk fritleri, materyale translusensi özellik kazandırır. Dentin renklerinde yüksek opasiteye ihtiyaç duyulur bu nedenle seramiğin yapısına opaklaştırıcı ajanlar dahil edilir. Opaklaştırıcı ajanlar, genellikle ince partiküllü metal oksit içeriklidirler.^{2,39-41}

Parlaklık (Lüminesans) Özelliği Veren Ajanlar

Dişler, gün ışığı altında floresans özellik gösterirken dental seramiklerin böyle bir özelliği yoktur.^{25,39} Bazı porselenler sodyum diüronat ve uranyum tuzları gibi radyoaktif maddeler içerdiklerinden ultraviyole ışık altında floresans özellik gösterirler.³⁴ Fakat günümüzde bu gibi floresans özellik gösteren elementlerin zararlı etkilerinden dolayı Samaryum, Uterbiyum, Europinyum gibi nadir toprak elementleri sıklıkla tercih edilmektedir.^{25,39,40}

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflaması

Dental seramikler, farklı araştırmacılar tarafından bazı özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır.

Fırlama Isılarına Göre^{2,41}

- Yüksek ısı seramikleri (>1300 °C)
- Orta ısı seramikleri (1100-1300 °C)
- Düşük ısı seramikleri (850-1100 °C)
- Ultra düşük ısı seramikleri (<850 °C)

Kullanım Yerlerine Göre⁴⁰

- Metal destekli restorasyonlarda kullanılan seramikler,
- İnley, onley, veneerler ve tam kuronda kullanılan seramikler,
- İmplant dayanağı olarak kullanılan seramikler,
- Tam protez dişlerinin yapımında ve ortodontik braket olarak da uygulanan seramikler

Üretim Tekniklerine Göre⁴²

- Toz-likit karışımı ile üretilen seramikler

- Slip-cast yöntemi ile üretilen seramikler
- Isı-basınç yöntemi ile üretilen seramikler
- Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile oluşturulan seramikler

Mikroyapılarına Göre⁴²

- Cam bazlı sistemler
- Cam bazlı dolduruculu sistemler
- Kristalin bazlı cam dolduruculu sistemler
- Polikristalin katılar

İçeriklerine Göre⁴²

- Metal destekli seramikler
- Döküm metal üzerine bitirilen seramikler
- Alüminyum folyo üzerine bitirilen seramikler
- Metal desteksiz seramikler (Tam seramikler)

2.1.4. Tam Seramikler

Metal destekli porselenler, kabul edilebilir estetikleri ve üstün dayanıklılıkları sebebiyle altın standart kabul edilir. Ancak metal destekli porselenlerin korozyona uğraması, alaşıma bağlı diş etinde renklenmeye neden olması, optimal estetik sağlayamaması gibi dezavantajlarından dolayı yeni materyaller arayışına gidilmiştir.⁴¹ Bu gereksinimleri karşılamak için tam seramik materyaller geliştirilmiştir.⁴²

Tam Seramiklerin Endikasyonları ve Kullanım Alanları

- Çürük, renklenme, kırılma ve aşınma vb. görülen dişlerde
- Önceliğin estetik olduğu ve interoklüzal mesafenin yeterli olduğu vakalarda
- Diş kavsi sınırları dışında konumlanmış dişlerde çapraşıklık ve estetiği düzenlemek amacıyla
- Aşırı kron harabiyeti gösteren endodontik tedavili dişlerde
- Metale alerji gösteren hastalarda
- Periodontal sağlığın ve diş yapısının öncelikli olarak korunması gerektiği vakalarda, tam seramik restorasyonlar kullanılabilir.^{43,44}

Tam Seramiklerin Kontrendikasyonları

- Diş preparasyonu sonrası interoklüzal mesafesinin 1mm'den az olduğu vakalarda
- Preparasyon sonrası tutuculuğun minimum seviyede olacağı öngörülen, kron boyunun yetersiz olduğu dişlerde
- Yeterli periodontal desteği bulunmayan dişlerde
- Bruksizm veya tedavi edilemeyecek düzeyde maloklüzyon varlığı olan vakalarda
- Overbite ve overjetin artmış olduğu durumlarda
- Karşılıklı temas gerektiren sporlarla uğraşan bireylerde anterior dişlerin restore edilmesinin gerektiği vakalarda
- Parafonksiyonel alışkanlıklarına sahip olan kişilerde tam seramik restorasyonlar tercih edilmemelidir.⁴³⁻⁴⁵

Tam Seramiklerin Avantajları

- Metal alt yapılarda görülen alışıma bağlı korozyon, toksik etki, alerjik reaksiyonlar, dişetinde gri renklenme gibi durumlar görülmez. Galvanik akıma neden olmaz. Metalik tat oluşturmaz.
- Diş ve çevresindeki biyolojik dokularla uyumludur.
- Daha doğal ışık geçirgenliğine sahip olmaları nedeniyle estetik özellikleri yüksektir.
- Daha az plak birikimi gösterirler.
- Sıkışma kuvvetlerine dayanıklılık gösterirler.
- Aşınmaya karşı yüksek direnç gösterirler.
- X-ışınlarını geçirdiği için, prepare edilmiş dişin radyolojik muayenesine izin verirler.^{2,26,43,46}

Tam Seramiklerin Dezavantajları

- Tam seramiklerin en büyük dezavantajı, kırılma dayanımlarının metal destekli seramiklere göre düşük olmasıdır. Yalnızca %1'lik elastik bozulma göstermektedirler.²⁴
- Preparasyonu metal destekli seramiklere göre daha dikkatli ve ayrıntılı işlem gerektirir. Basamaklı preparasyonun maxilla posterior bölgede oluşturulması

zorluk yaratabilir.

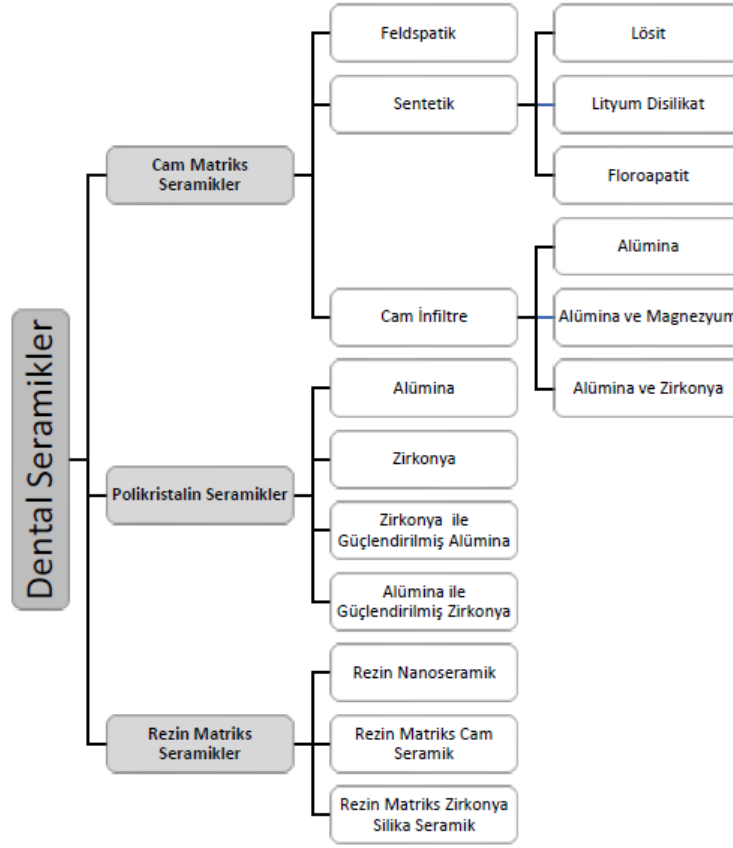
- Laboratuvar aşamalarında ek malzeme malzemeye ihtiyaç duyulur.
- Maliyetleri yüksektir.
- Gerilme kuvvetlerine dayanıksızdır.
- Karşıt dişlerde aşınmaya sebep olabilmektedir.
- Özellikle mekanik özellikleri nedeniyle endikasyonları sınırlıdır.^{2,26,43,46}

Tam Seramiklerin Güncel Sınıflandırılması

Gracis ve ark⁴⁷ 2015 yılında, seramik ve seramik benzeri materyalleri yapısal içeriklerine göre sınıflayan; hibrit seramikler, güçlendirilmiş kompozitler, rezin nanoseramikler gibi materyallerin de bulunduğu piyasadaki mevcut tüm seramikleri içeren güncel bir sınıflandırma yapmışlardır.

Seramik restoratif materyalleri, yapısal içeriklerine göre;

- Cam-matriks seramikler; cam faz içerikli, metalik olmayan inorganik seramikler
- Polikristalin seramikler; cam faz içermeyen, metalik olmayan inorganik seramikler
- Rezin-matriks seramikler; yoğunlukla porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi inorganik bileşenler içeren polimer-matriksler olmak üzere 3 ana gruba ayırmışlardır. (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin güncel sınıflaması⁴⁷

Cam Matriks Seramikler

Cam matriks içerisinde kristal bir fazdan oluşan estetik özellikleri yüksek, mekanik özellikleri düşük olan materyallerdir. Kristal faz, cam matriks yapıya aşınma direnci ve yüksek elastisite modülü kazandırırken materyalin sıkışma ve gerilmelere karşı direncini de arttırmıştır. Yüksek translusensi özellik göstermeleri sebebiyle maskeleme özellikleri düşüktür.²¹

Feldspatik Seramikler

Dental seramiklerin geleneksel tipi olan bu seramikler, kaolin (hidrate alüminosilikat), kuartz (silika) ve feldsparın (potasyum ve sodyum alüminosilikatın karışımı) bileşiminden oluşmaktadır.⁴⁵ Esas olarak silika ve alüminadan oluşan feldspatik porselenler, düşük oranda kristal içeriğine sahiptir. İçeriğindeki kristal miktarı %17'den azdır. 3-4 µm boyutundaki feldspar partikülleri, cam matriks içinde homojen şekilde dağılır. Sahip oldukları 70-90 MPa arasında bükülme dayanımlarıyla diğer seramik materyallere kıyasla daha zayıftır. Estetik özelliği yüksek seramikler arasındadır.⁴⁸

Feldspatik seramikler laminate veneer, inley, onley ve estetik bölge restorasyonlarının yapımında kullanılırken, kırılma dirençleri düşük olduğu için posterior köprü , overlay ve endokron restorasyonlarda kullanımları sınırlıdır.^{27,45} Cam içerikleri yüksek olduğu için hidroflorik asitle pürüzlendirilmeye uygundur ve adeziv yöntemlerle simante edilirler. Adeziv simantasyonda oksit seramiklere göre daha başarılı bulunmuşlardır. Mekanik olarak cilalanabilme özellikleri yüksektir. Hasta başında tek seans uygulamalarına uygun materyallerdir.^{49,50}

Geleneksel kondansasyon yöntemi ile hazırlanabildiği gibi CAD/CAM bloklar halinde de mevcuttur. IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), VITAdur (VITA, Bad Säckingen, Almanya), VITA VMK 68 (VITA, Bad Säckingen, Almanya), VITABlocs Mark I (VITA, Bad Säckingen, Almanya), VITABlocs Mark II (VITA, Bad Säckingen, Almanya), VITABlocs Triluxe (VITA, Bad Säckingen, Almanya), Triluxe Forte (VITA, Bad Säckingen, Almanya) ve RealLife (VITA, Bad Säckingen, Almanya), Cerec Bloc (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) örnek olarak verilebilir.⁴⁷

Sentetik Seramikler

Seramiğin cam yapısına doldurucu partiküller (kristal faz) ilave edilerek doğal kaynaklara olan bağımlılığın azaltılması amacıyla geliştirilmişlerdir. Bileşimleri genel olarak silisyum dioksit (SiO_2), alüminyum oksit (Al_2O_3), sodyum oksit (Na_2O) ve potasyum oksit (K_2O) içerirler.⁴⁷ Eklenen doldurucu partiküller pişirme sırasında seramiğin daha stabil kalmasını, çatlak oluşumunun azalmasını veya oluşursa yayılmasını yavaşlatmayı sağlar. Bu sayede ağızda meydana gelen oklüzal streslere karşı direnç kazanmış olur.^{45,47}

Lösit Bazlı Cam Seramikler

Bu sistemde kullanılan lösit esaslı seramikler, temelde potasyum oksit, silisyum oksit ve alüminyum oksitten oluşur.⁵¹ Cam matriksin hacim olarak %30-40'luk kısmını 1-5 µm boyutlarında lösit kristal fazı oluşturur. Feldspatik içerikli seramiklerle karşılaştırıldığında termal ekspansiyon katsayısı daha yüksektir ve matrikse lösit eklenmesiyle fırınlama işlemi sonrasında daha uyumlu restorasyonlar elde edilir.^{26,52}

Lösit kristalleri matriks içerisinde oluşan çatlakın yönünü değiştirerek ilerlemesini durdurur. Ayrıca matriksin genleşme katsayısı, lösit kristallerinin

genleşme katsayısında az olduğu için seramiğin soğuması esnasında kristaller daha fazla büzülerek matriksi kendine doğru çeker ve yapının içerisinde iç basınç oluşturur. Bu iç basınç materyal içinde baskı gerilimi meydana getirir ve mikro çatlakların ilerlemesinin önüne geçer.^{53,54} Lösit ile güçlendirilmiş seramikler inley, onley ve overlay restorasyonlar, laminate veneer, anterior ve posterior tek kron restorasyonlarda kullanılabilir.⁵⁵

IPS Empress ve IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), Finesse (Dentsply Ceramco, ABD), Authentic (Jensen Dental, North Haven, ABD), Paradigm C (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Initial LRF (GC, Tokyo, Japonya) örnek olarak verilebilir.⁴⁷

GC Initial LRF Blok

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik sınıfında yer alan CAD/CAM bloktur. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik yapı, marjinal bölgelerde oluşabilecek çatlak ve kırılmaları önlemeye yardımcı olup daha yüksek bükülme dayanımı ve direnç sağlar. Ayrıca, lösit kristallerinin partikül dağılımı ve boyutu estetik görünüme katkıda bulunarak, tüm seramik indirekt restorasyonlar için uygun bir seçenek sunar; bunlar arasında inley, onley, overlay, parsiyel ya da tam anterior ve posterior kronlar ve veneer restorasyonlar bulunur.⁵⁶

Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Seramikler

Bu sistemde cam seramik restorasyonların mekanik direncinin artırılması amacıyla lösit içerikli seramiklere kıyasla daha yüksek oranda kristal içeren ve buna bağlı daha yüksek dayanım ve bükülme direnci gösteren lityum disilikat kristalleri kullanılmıştır. Kristal fazın yaklaşık %70 oranında olması sebebiyle doğal diş renginde ve daha dirençli bir yapı ortaya çıkmaktadır.⁵⁷

Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramiklerin endikasyon alanı tek kron restorasyonlar, inley, onley ve overlay restorasyonlar, anterior veya premolar bölgede 3 üyeli köprüler ve implant üstü tek kron restorasyonlar ile sınırlıdır.⁵⁸ Bu seramik materyaller yüksek translusensi özelliğinden dolayı tek başlarına yeterli estetiği sağlayabilirler ya da yüksek estetik elde etmek için bir veneer porselen ile kombine edilebilirler.^{44,59}

Lityum disilikat ve türevlerini içeren sentetik seramiklere IPS Empress 2, IPS e.max Press, IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), örnek olarak verilebilir.⁴⁷

HASSBIO Amber Mill

2018 yılında piyasaya sürülen Amber Mill, nano lityum disilikat kristallerinden üretilmiştir. Nano boyutlu kristalleri sayesinde doğal dişe benzer şekilde ışığı ileterek estetik bir görünüm sağlar. Diğer materyallerden farklı olarak, nano kristal fazı sert özellikler sunarken aynı zamanda kolay işlenebilirlik sağlar. Renk seçiminin ardından kristalizasyon sürecinde sıcaklık değerleri ayarlanarak 4 farklı translusensi seviyesi (HT-MT-LT-MO) elde edilebilir. Düşük sıcaklıktan yüksek sıcaklığa çıkıldıkça translusensi seviyesi düşmektedir. Yarı kristalize formdayken 250 ± 47 MPa bükülme dayanımı gösterirler, tam kristalize formda ise dayanım 450 ± 42 MPa'ya yükselmektedir. Amber Mill, laminate veneer, inley, onley ve overlay restorasyonlar, parsiyel ve tam kron, implant üstü kron, son destek 2. premolar diş olacak şekilde 3 üyeli köprü gibi endikasyonlarda kullanabilir ancak derin subgingival preperasyonlarda, bruksizme sahip hastalarda, kantilever uzantısı gerektiren köprülerde kontrendikedir.⁶⁰

Dentsply CEREC Tessera

CAD/CAM iş akışına uygun olarak geliştirilmiş bu restoratif materyal, tam kron, inley, onley, overlay ve veneer restorasyonlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. CEREC Tessera'da $0,5\ \mu\text{m}$ boyutundaki lityum disilikat kristalleri, virgilit adıyla da bilinen $0,2-0,3\ \mu\text{m}$ platelet benzeri lityum alümino silikat kristalleri ile camı matriks içinde yer almaktadır. Üretici firma, bu materyalin biaksiyel bükülme dayanımının $700\ \text{MPa}$ 'nın üzerinde olduğunu belirtmektedir. Materyal en yüksek dayanıklılığına fırınlama işleminden sonra ulaşır. Bu işlem, yeni virgilit kristalleri oluşmasını sağlayarak cam içeriğini geliştirir ve kristal yapıyı optimize ederek bükülme dayanımını $700\ \text{MPa}$ 'nın üzerine çıkarır. CEREC Tessera tamamen kristalize olduğundan, bu bir kristalleştirme işlemi değil, bir sinterleme işlemidir ve restorasyonda hacimsel bir değişiklik yaratmaz. CEREC Tessera'nın maksimum dayanıklılığa ulaşması için glaze işlemi gerekli olmasına rağmen glaze işlemi sonrası uyumlama gerektiği durumlarda polisaj aletleriyle pürüzsüz yüzey oluşturacak şekilde parlatılabilir.⁶¹

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramikler

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler (ZLS); camlı matriks içerisinde dağılmış yüksek oranda zirkonya ile geliştirilmiş cam seramiklerdir.⁶² İçeriğinde %56-64 silisyum dioksit (SiO_2), %15-21 lityum dioksit (LiO_2), %8-12 zirkonyum dioksit (ZrO_2), %1-4 potasyum oksit (K_2O), %3-8 difosfor pentoksit (P_2O_5), %1-4 alüminyum oksit (Al_2O_3), %0-4 seryum oksit (CeO_2) ve %0-6 oranında pigmentler içerirler. ZLS, protetik restorasyonlar için yüksek estetik ve iyi mekanik özellikler gerektiren durumlarda lityum disilikat materyallerine alternatif bir seçenektir. Ayrıca ZLS'in lityum disilikat seramiklere göre üstün parlatılabilirlik sağlayan mikro yapıdaki kristal boyutları en önemli avantajlarındanır.⁶³

Piyasada farklı firmaların ürettiği ZLS seramiklerin tam kristalize bloklar, yarı kristalize bloklar ve ısı ile preslenen ingotlar gibi formları bulunmaktadır.

1-Yarı Kristalize ZLS Bloklar

2014'te ilk ZLS bloğu olan Vita Suprinity PC (Vita Zahnfabrick, Almanya), piyasaya sürülmüştür. Yarı kristalize formda sunulan bu seramiğin, üretimden sonra kristalizasyon fırınlanması yapılması gerekmektedir. Yarı kristalize Suprinity, kazıma ünitesinde üretilip polisajı yapıldıktan sonra 840 °C sıcaklıkta 8 dakika kristalize edilerek restorasyon tamamlanır.⁶⁴

2-Tam Kristalize ZLS Bloklar

Tam kristalize ZLS bloklar arasında Suprinity FC (Vita Zahnfabrick, Almanya) ve Celtra Duo (Dentsply Sirona, ABD) yer alır.⁶⁴ Camlı fazdaki lityum metasilikat kristalleri, Suprinity'de ortalama 0,5 µm Celtra Duo'da ortalama 1 µm boyutlarındadır. Bu farkın Suprinity'nin Celtra Duo'ya kıyasla kısa süreli ve ek fırınlanmasından kaynaklandığı öne sürülmüştür.⁶⁵

3-Isı ile Preslenen ZLS Seramikler

Isı ile presleme tekniği, mükemmel marjinal uyum, azaltılmış gözeneklilik ve artan bükülme dayanımı gibi avantajları nedeniyle sabit protetik restorasyonlarda sıklıkla kullanılabilir. Bu sebeple CAD-CAM sistemlerine alternatif olması amacıyla ısı ile preslenen ZLS piyasaya sürülmüştür. Celtra Press, (Dentsply Sirona, ABD) örnek olarak verilebilir.⁶⁶

Dentsply Celtra Duo

Kristal fazda %25 oranında lityum metasilikat ve %11 oranında bulunan lityum disilikat kristallerine ek olarak 500-800 nm boyutlarında ve %10 oranında bulunan zirkonya partikülleri, cam matris içine gömülmüştür. Lityum disilikat kristallere göre 4-8 kat daha küçük olan mikro yapısı, bu materyale yüksek esneme dayanımı ve mükemmel optik özellikler kazandırır. Ağırlıkça %55-65 oranında silika içeren bu seramikler, glaze işlemi yapıldıktan sonra 370-420 MPa arasında bükülme dayanımı sergilerler.⁶⁷

Fluorapatit İçerikli Cam Seramikler

Estetik restorasyon elde edilmesini sağlayan bu seramikler ile arzu edilen form, renk, translusensi ve parlaklık elde edilebilir. Tam kronların eldesinde, cut-back tekniğinde ve veneerlerde üst yapı seramiği olarak kullanılabilirler.⁶⁸

Fluorapatit içerikli seramiklere IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn), ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan Lihtenştayn) örnek olarak verilebilir.⁴⁷

Cam İnfiltre Seramikler

Bu sistemde sinterlenmiş pürüzlü oksit altyapıya erimiş lanthan oksit cam partiküllerinin infiltre edilmesiyle seramik nihai sertliğine ulaşır.⁶⁹

Cam infiltre seramik örnekleri; alümina içeren; In-Ceram Alümina, alümina ve magnezyum içeren; In-Ceram Spinell, alümina ve zirkonya içeren; In-Ceram Zirconia'dır.⁴⁷

Alümina İnfiltre Seramikler

In-Ceram Alümina (Vita, Bad Säckingen, Almanya) 1989'da geliştirilmiş olup hacimsel olarak %70 alümina içerir. İçeriğinde alüminyum oksit (%82), lantanyum oksit (%12), silisyum oksit (%4,5), kalsiyum oksit (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7) bulunmaktadır. Opasitesi yüksek bir materyaldir. Lantanyum camın, alümina partiküllerinden oluşan pöröz özellik gösteren iskelete infiltrasyonu ile pörözite azaltılır bu sayede materyalin dayanıklılığı artar.⁴⁷

Alümina ve Magnezyum İnfiltre Seramikler

1994'te, In-Ceram Alümina'nın opak optik özellik göstermesi sebebiyle daha translusent materyal elde etmek amacıyla In-Ceram Spinel (Vita, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiştir. İçeriğinde magnezyum spinel ve alümina bulunur. Bükülme direnci In-Ceram Alümina'ya kıyasla daha düşüktür ancak iki kat daha fazla translusensi gösterir.^{26,47}

Alümina ve Zirkonya İnfiltre Seramikler

In-Ceram Zirkonya, In-Ceram Alümina'nın dayanıklılığını geliştirmek için üretilmiştir. %70 alümina ve %30 parsiyel stabilize zirkonyum oksit içermektedir. Bükülme dayanımları yüksektir fakat opak optik özellik sergiledikleri için endikasyonları anterior bölge restorasyonları ile sınırlıdır.⁷⁰

Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler camsı faza sahip değildir ve bu sebeple cam seramiklere kıyasla daha sert ve dayanıklıdır. Fakat işlenebilirliği ve şekil verilebilirliği camsı seramiklere göre daha zordur. Opak optik özellik göstermeleri sebebiyle altyapı materyali olarak tercih edilmektedir. Camsı fazlarının olmamaları nedeniyle asit ile pürüzlendirme prosedürleri uygulanmaz. Alümina ve zirkonya, en çok tercih edilen polikristalin seramiklerdir.^{23,47}

Alümina

Alümina seramikler, %99,5 saflıkta alüminyum oksit içermekte olup, 15-20 GPa gibi yüksek sertlik ve dayanıklılık değerlerine sahiptir. Dental materyaller arasında en yüksek elastisite modülüne sahip olmaları nedeniyle kütleli kırıklar meydana gelir bu durum da restorasyonun dayanıklılığını azaltır. Bu dezavantajlar nedeniyle kullanım alanları kısıtlıdır. Alümina seramiklere Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) örnek verilebilir.⁴⁷

Stabilize Zirkonya

Zirkonya, kimyasal olarak oksit ve camsı matriks bulundurmeyen polikristal bir seramik materyal olup stabilizasyonu diğer metal oksitlerle sağlanır.^{44,71} Yüksek basma ve çekme dayanıklılığı, artırılmış kristal içeriği ve azaltılmış cam fazından kaynaklanmaktadır.⁷² Suda çözünmeyen, bakteri tutulumu göstermeyen, toksik olmayan, düşük korozyon potansiyeli gösteren radyopak özellikte bir materyaldir.⁷³

Düşük termal iletkenliği sayesinde pulpa üzerinde iritan bir etki oluşturmaz, biyouyumluluğu yüksek bir materyaldir.^{74,75} Ancak estetik olarak opak yapıda olduğundan feldspatik seramiklerle veneerlenerek, altyapı materyali olarak kullanılmaktadır.⁷⁶ Altyapılı sistemlerde en büyük sorun veneer porselende meydana gelen koheziv kırılmalar olmuştur. Bu nedenle, CAD/CAM sistemlerle monolitik restorasyonlar geliştirilmiştir.^{77,78}

Polimorfik özellik gösteren zirkonya sıcaklık değişimlerine bağlı 3 ayrı kristal fazda bulunabilir.⁷¹ Oda sıcaklığından 1170°C'ye kadar monoklinik fazda stabil olup, bu fazda mekanik özellikleri düşüktür. 1170°C ile 2370°C arasında ise tetragonal fazda bulunur ve hacimce %5 azalarak stabil hale gelir. 2370°C'nin üzerinde materyal kübik faza geçer ve erime sıcaklığına kadar (2680°C) bu fazda sabit kalır. Tetragonal ve kübik fazlar monoklinik faza göre mekanik açıdan daha üstündür. Zirkonya sinterleme işlemi sonrası soğurken 100-1170°C arasında kontrolsüz olarak tetragonal-monoklinik faz dönüşümü gerçekleşir. Bu faz dönüşümü esnasında yapıda iç streslere ve çatlaklara sebep olabilen %3-4 oranında hacim artışı gözlenir.^{73,79} Bu genleşme zirkonya yapısında yüksek içsel streslere neden olabilmekte ve yapıyı olumsuz yönde etkileyerek mikro çatlakların oluşumuna yol açabilmektedir. Tetragonal fazda bulunan zirkonya çatlak oluştuğu zaman monoklinik faza geçer ve bu faz dönüşümü sonrası zirkonya yapısında oluşan hacimsel genleşme çatlak ilerlemesini önler. Bu olay "dönüşüm sertleşmesi" olarak adlandırılır.⁷⁹ Zirkonya, içeriğine eklenen kalsiyum oksit (CaO), seryum oksit (CeO₂), magnezyum oksit (MgO), yitrium oksit (Y₂O₃) gibi oksitlerle stabilize edilerek tetragonal fazda kalması sağlanır.⁵²

Zirkonya seramikler mikroyapıları göre:⁸⁰

1-Tamamen stabilize zirkonya (FSZ): Zirkonya kübik formda olup %8 mol'den fazla itrium oksit (Y₂O₃) içerir.⁷⁹

2-Kısmen stabilize zirkonya (PSZ): Kübik matriks içinde nano boyutta tetragonal veya monoklinik parçacıklardan oluşur.⁷⁹

3-Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP): Genellikle itriya veya seryum ile stabilize edilen, çoğunlukla tetragonal fazdan oluşan monolitik materyallerdir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyumlar, TZP türündendir.⁷⁹

Zirkonya mekanik ve optik özelliklerine göre:⁸¹

1- Birinci jenerasyon: %3-Mol Yitrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristaller (3Y-TZP): En yaygın kullanılan formdur. Bunun nedeni bu formun sinterleme sonrası en yüksek kırılma dayanıklılığı göstermesidir.⁸²

2- İkinci jenerasyon: Azaltılmış Alümina İçeriği ile %3-Mol Yitrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristaller (3Y-TZP): Bu formu moleküler düzeyde modifiye edilerek, materyal yapısında bulunan alümina grenlerinin (Al_2O_3) boyutu ve sayısı azaltılmıştır. Ayrıca alümina grenleri zirkonya grenlerinin sınırına yerleştirilerek daha yüksek düzeyde ışık geçirgenliği göstermesi sağlanmıştır.⁸³

LAVA (3M ESPE Seefeld, Almanya), Cercon (Dentsply DeguDent, Hanau Almanya), e.Max ZirCAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Procera Zirkonya (NobelBiocare, Göteborg, İsveç), BruxZir (Glidewell Laboratuvarları, Irvine, ABD) ve Vita YZ (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) blokları; 3Y-TZP sınıfındadır.^{47,84}

3- Üçüncü jenerasyon: %5-Mol Yitrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristaller (5Y-TZP): Yitrium (Y_2O_3) içeriğinin %5 mol'e çıkarılması ile zirkonyum translusensi özelliğinde artış sağlanmıştır. Geliştirilen bu form, kübik-tetragonal mikro yapı gösteren tamamen stabilize bir zirkonya şeklinde tanımlanmaktadır. Kübik form zirkonya içeriği yaklaşık %50'dir.⁸³ Kübik kristaller tetragonal kristallere kıyasla daha büyük olduğu için ışık, gözeneklerden daha az geçer ve bunun sonucunda daha az kırılma meydana gelir. Bu nedenle materyal daha translusent görülür. Materyalin yapısındaki kübik kristal miktarı arttıkça translusensi de artar. Ancak kübik kristallerin miktarının artması, kırılma dayanımı ve bükülme direnci gibi mekanik özelliklere olumsuz etki gösterir.^{83,85}

VITA YZ XT (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Katana STML Block ML (Noritake; Cercon ht, Dentsply), Prettau Zirconia (Zirkonzahn) 5Y-TZP sınıfındadır.^{47,84}

4- Dördüncü jenerasyon: %4-Mol Yitrium ile Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristaller (4Y-TZP): Monolitik zirkonya restorasyonlarda endikasyonları genişletmek ve materyal özelliklerini geliştirmek etmek için çalışmalar devam

etmektedir. Bu amaçla dördüncü jenerasyon zirkonya tanıtılmıştır. Üçüncü jenerasyon ile karşılaştırıldığında, yitrium içeriği %4 mol'e düşürülmüştür. Bunun sonucunda optik özelliklerinde azalma meydana gelirken mekanik özelliklerin iyileştirilmesine olanak sağlamıştır.⁸³

Katana Zirconia ML (Noritake; Cercon ht, Dentsply) 4Y-TZP sınıfındadır.^{47,84}

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina / Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya ve alüminanın avantajlarını bir araya getirmek amacıyla, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) gibi kombinasyonlar geliştirilmiştir.⁴⁷ Ana faz alümina olduğunda bu materyaller zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) olarak adlandırılırken, ana faz zirkonya olduğunda alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) olarak adlandırılırlar. Üretici firmalar arasında farklılıklar olmasına rağmen, ZTA yapısında en az %50 oranında alümina, ATZ yapısında ise en az %50 oranında zirkonya bulunmaktadır.⁸⁶

Ziraldent (Metoxit, Thayngen, İsviçre) ve NANOZR (Panasonic Electric Works, Osaka, Japonya) ticari markalı ürünler ise ATZ sınıfındadır.⁴⁷

Rezin Matriks Seramikler

Seramik restorasyonlar üstün mekanik ve estetik özellikleri sebebiye sıklıkla tercih edilmektedir.⁸⁷ Fakat seramiklerin sertliklerinin yüksek olması, karşıt dişte aşırı aşınma meydana getirebilir ve seramikler yüksek kırılma özelliği gösterirler.⁸⁸ Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için polimer bazlı rezin kompozitlerin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Ancak geleneksel dental kompozit rezinler polimerizasyon büzülmesi ve zayıf mekanik özellikler gösterdiklerinden seramiklerin ve kompozit rezinlerin avantajlarını birleştirerek, estetik, dayanıklı ve karşıt dişte aşınmaya sebep olmayan bir materyal geliştirilmesine gerek duyulmuş ve rezin matriks seramikler piyasaya sürülmüştür.⁸⁹ Tek üye implant destekli veya diş destekli restorasyonlarda, inley, onley, veneerlerde ve posterior kronlarda kullanılabilirler. Ancak brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları bulunan hastalarda ve köprü restorasyonlarında kullanılmaları önerilmemektedir.⁵⁷

CAD/CAM sistemleri için üretilmiş bu materyallerin kimyasal kompozisyonları farklılık göstermektedir. Rezin matriks seramikler; rezin

nanoseramikler, rezin matriks cam seramikler, rezin matriks zirkonya-silika seramikler olmak üzere üç ana gruba ayrılır.⁴⁷

Rezin Nanoseramikler

Rezin nanoseramikler, seramik doldurucu ve rezin matriks içerirler. Ağırlıkça %80 oranında nanoseramik partikülleri ile güçlendirilmiş ve polimerize edilmiş rezin matriksten meydana gelir. Silanize edilmiş seramik doldurucuların polimer ağ içerisinde yerleşmesini sağlamak amacıyla yüksek basınç ve sıcaklık altında polimerize edilirler.⁹⁰ Rezin nanoseramikler veneer, inley, onley ve tek kronlarda kullanılabilir.⁹¹

Rezin nanoseramiklere Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya), Cerasmart (GC, Leuven, Belçika), Grandio Blocs (VOCO, Cuxhaven, Almanya) örnek olarak verilebilir.⁴⁷

Grandio Blocs

Grandio Blocs, (VOCO, Cuxhaven, Almanya) yüksek doldurucu oranına (%86) sahiptir. İçerisinde bulun nanopartikül doldurucuların matriks içerisinde meydana getirdiği ağ etkisi, gerilme direncini artırır. Elastik modülü 16-18 GPa, bükülme dayanımı 260-290 MPa'dır. Fırınlama işlemine ihtiyaç yoktur ve polisaj işlemi kolaydır. Ağız içerisinde tamire izin verir. Yüksek bükülme direncine sahiptir. Bu nedenle brüksizimli hastalarda oklüzal veneer endikasyonlarında tercih edilebilirler. İnley, onley, implant üstü tek kron ve laminate veneer restorasyonlarda kullanıma uygundur.⁹²

Rezin Matriks Cam Seramikler

Rezin matriks cam seramikler, çift ağ yapısındadır ve hacimce %75'ini ağırlıkça %86'sını feldspatik seramik ağ, hacimce %25'ini ağırlıkça %14'ünü polimer ağ oluşturmaktadır. Çift ağ yapısı sayesinde seramiklerde sıklıkla görülen çatlak ilerlemesi sorunu azaltılmıştır. Renk stabilizasyonunda karşılaşılabilecek problemler; seramik yapı, materyalin büyük kısmını oluşturduğu için diğer rezin içerikli seramiklere göre daha azdır. Materyalin büyük kısmını seramik yapı oluşturduğu için diğer rezin içerikli seramiklere göre daha fazla renk stabilitesi gösterir.^{44,47} Cam matriks içeriklerinden dolayı rezin matriks zirkonya-silika seramiklerden ve seramiklerden farklı olarak asitlenebilirler. Baskı dayanımı yüksektir bu nedenle inley, onley,

lamine veneer, anterior ve posterior diş destekli ve posterior implant destekli kron restorasyonlarda kullanılırlar.⁹³

Rezin matriks cam seramiklere Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) örnek verilebilir.⁴⁷

Vita Enamic

%14 polimer ağ ve ağırlıkça %86 feldspatik seramikden meydana gelmektedir. Polimer kısmı üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşmaktadır. Seramik kısım ise ağırlıkça 58%-63% SiO₂, 20%-23% Al₂O₃, 9%-11% Na₂O, 4%-6% K₂O, 0.5%-2% B₂O₃, 1% den az Zr₂O ve CaO oluşturur. Seramik ve kompozit rezinlerin olumlu özelliklerinin birleştirildiği bu materyalin bükülme dayanımı 160 MPa, elastik modülü 30 GPa'dır.¹³ Parlaklık ve sertliği mine dokusuna yakın değerler sergilemektedir. Silan uygulaması ve hidroflorik asit bu materyallerin simantasyonlarında önerilmektedir.⁹¹

Vita Enamic, CAD/CAM blok olarak tasarlanmış çift seramik-polimer yapıli hibrit seramiklerdir. Endikasyonları, implant destekli kronlar, diş destekli kronlar, inley, onley ve overlay restorasyonlar, parsiyel kronlar, veneer restorasyonlardır.⁹⁴

Rezin Matriks Zirkonya-Silika Seramikler

Ağırlıkça %85 oranında inorganik içeriğe sahiptir ve ultra ince zirkonya-silika partiküllerinden oluşur. Geriye kalan %15'lik kısmı ise organik matriks tarafından oluşturulur. İnorganik kısmında bulunan zirkonya-silika partikülleri, TEGDMA, BisGMA ve polimer matriksine entegre edilmiştir.⁴⁷

Rezin matriks zirkonya-silika seramiklere Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya), MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, (3M ESPE, Seefeld, Almanya) örnek olarak verilebilir.⁴⁷

2.2. Daimi Restorasyon Üretim Teknikleri

2.2.1 Eksiltmeli Üretim ve Dental CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) Sistemleri

CAD/ CAM sistemleri üç basamaktan oluşur.^{40,75,95}

1. Bilgisayarlı yüzey taraması ile verilerin aktarılması ve kaydedilmesi (Tarayıcı)
2. Restorasyonun üç boyutlu tasarlanması (CAD)
3. Restorasyonun imalatı (CAM)

Tarayıcı (Scanner)

CAD-CAM sistemlerinde veri toplamak amacıyla kullanılanlar intraoral kameralar, optik tarayıcılardır. Bu tarayıcılar, intraoral görüntüleri kayıt altına alan video kaydedici ve fotoğraf tarayıcı olmak üzere iki tiptir.⁹⁶⁻⁹⁸

Yazılım sistemi, fotoğraf tarayıcılarıyla üç boyutlu sanal bir model oluştururken kameranın farklı açılardan görüntü almasıyla konturlu ve görülmesi zor alanların detayları da yakalanabilir. Ancak kameranın tam olarak erişemediği bölgelerde eksik veri oluşabilir, bu durumda sistem tahminler oluşturarak eksiklikleri tamamlar.⁹⁹

Ayrıca tarama direkt ve indirekt olarak ikiye ayrılır. Direkt tarama; ölçü alınmadan ağız içi bir kamera ile intraoral bölgede yapılan tarama iken, indirekt tarama; master model ya da proinleyde yapılan taramadır.¹⁰⁰ İndirekt tip tarayıcılar, mekanik ve optik olarak iki başlık altında incelenir. Mekanik tarayıcılar, top uçlu taşıyıcı ile ana modelin mekanik ölçümünü gerçekleştirirken, optik tarayıcılar bilgisayar aracılığıyla dişin üç boyutlu yapısını derinlik ölçümüyle hesaplar.⁹⁹

Tasarım Ünitesi (CAD)

CAD yazılımı kullanılarak tasarım ünitesinde sanal model oluşturulur ve tasarımın sınırları belirlenir.⁹⁵ CAD/CAM sistemlerinin dijital kütüphaneleri, çeşitli diş morfolojileri ve genel formları içerir; ancak vakanın durumuna göre manuel düzenlemeler yapılması gerekebilir. Tasarım tamamlandıktan sonra, CAM ünitesine aktarılarak restorasyon üretim süreci başlatılır.¹⁰¹

İmalat Ünitesi (CAM)

İmalat süreci yazılım aracılığıyla restorasyonun işlenmesini ve hasta ağzına yerleştirilebilir son haline getirilmesini içermektedir.¹⁰² Bu restorasyonları üretmek için eklemeli, eksiltmeli veya her ikisinin beraber kullanıldığı yöntemler kullanılmaktadır.

A-Ekleme yöntemi: Bilgisayarda tasarımı tamamlanan restorasyona rehber koordinatlar oluşturulur ve bu koordinatlar doğrultusunda materyalin eklenmesiyle restorasyon üretilir.⁹⁵

B-Katı bloktan eksiltme yöntemi: Restorasyonun katı blokların frezler aracılığıyla aşındırılarak oluşturulduğu yöntemdir.⁹⁵

C-Kombine sistemler: Ekleme ve eksiltme yöntemlerinin birlikte kullanıldığı CAD-CAM sistemleridir.⁹⁵

CAD/CAM sistemleri üretim yöntemlerine göre üç başlık altında incelenmektedir:¹⁰³

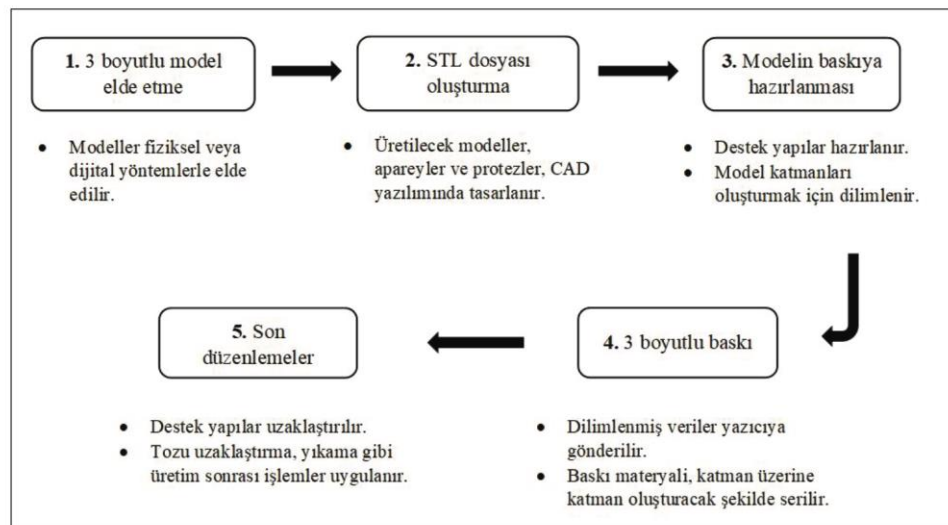
1.Hasta Başı: Hekim dişi tarar, aynı seansta restorasyonu üretir ve teslim eder.

2.Laboratuvar: Ağız içinden alınan ölçülerden veya elde edilen alçı modelden yapılan taramayla restorasyon elde edilir.

3. Merkezi Üretim: Hasta başında dijital ölçü alınarak veriler internet üzerinden laboratuvara gönderilir.

2.2.2. Eklemeli Üretim (3 Boyutlu Yazıcılar)

Eklemeli üretim, aşındırıcı üretim yöntemlerinin tam tersine, 3 boyutlu model verilerinden cisimler elde etmek amacıyla malzemelerin katman katman eklenerek birleştirildiği bir yöntemdir.¹⁰⁴



Şekil 2.2. 3 boyutlu üretim süreci

Eklemeli Üretim Teknolojileri (3 Boyutlu Yazıcılar)

Stereolitografi (SLA)

Ultraviyole (UV) ışın ile sertleşen materyalin ince tabakalar olacak şekilde üst üste yığılmasıyla katı objelerin oluşturulması yöntemidir. UV lazerin fotoreaktif reçineyi ince katmanlar şeklinde sertleştirir.¹⁰² SLA tekniğinde, kazan içerisinde hareketli platform bulunur. Platform, polimerize olacak reçinenin altında konumlanır. Bilgisayar kontrollü lazer, sıvı reçineyi polimerize ettikten sonra, yeni katmanların oluşturulabilmesi amacıyla platform, katman kalınlığı boyunca aşağı yönde hareket eder. Bu işlem model elde edilinceye dek tekrarlanır. İşlem bittiğinde, model üzerinde kalan artık parçalar temizlenir ve post polimerizasyon işlemi yapılır.¹⁰⁵

Dijital Işık İşleme (DLP)

Dijital ışık işleme (DLP) yönteminde, SLA'ya benzer bir üretim süreci bulunur. SLA gibi yüksek çözünürlüğe sahip parçalar elde edilebilir ve kullanılan materyaller aynıdır. Ancak SLA'da lazer ışını kullanılırken, DLP yazıcılarda görünür ışık kullanılır. Bu teknikte süreci hızlandırmak amacıyla SLA'daki hazneye göre daha sık bir hazne kullanılır. Sonuç olarak, DLP'de SLA'ya göre daha az materyal kaybı yaşanır.¹⁰⁶

Saremco Print Crowntec

2022 yılında 3 boyutlu yazıcı ile üretilen daimi restorasyonlara yönelik yeni bir fotopolimerize rezin olarak Saremco Dental tarafından piyasaya sürüldü. Kron, inley, onley, tam kron ve köprülerde kullanılabilir. Metakrilik asit ester bazlı, ışıkla sertleşen, akışkan bir polimerdir. Crowntec, yakın zamanda FDA-510(k) onayı almış, Sınıf IIa materyaldir. Herhangi bir uçucu organik bileşik içermez. Bu özellik malzemenin biyouyumlu özelliklerine katkıda bulunur. İnorganik dolgu maddelerinin toplam içeriği ağırlıkça %30-50'dir ve parçacık boyutu 0,7 µm'dir. Malzemenin ortalama bükülme dayanımı ≥ 135 MPa ve elastik modülü >4000 MPa'dır. Bu 3B baskı malzemesinin en büyük avantajlarından biri Asiga, Ackuretta, DentaFab, DMG, NextDent, Phrozen, Rapidshape gibi farklı 3 boyutlu yazıcı sistemleriyle kullanılabilmesi ve farklı fotokürleme cihazlarıyla (Ackuretta, DentaFab, NextDent, Phrozen, NKOptik, Heraeus Kulzer) kürlenebilmesidir.¹⁰⁷

Lazer Tozu Şekillendirme

Seçici lazer eritme (SLE) ve seçici lazer sinterleme (SLS) gibi lazer bazlı üretimlerde temel prensip, katı objeler oluşturmak için toz şeklindeki materyale lazerin aynalar yardımıyla yönlendirilmesidir.¹⁰² Lazer ışınının yüzeye çarpması sonucu oluşan ısı, tozu arzu edilen şekilde birleştirir ve CAD verilerinden 3 boyutlu parçalar üretir. Sistemdeki toz tabakasının altında hareketli platform bulunur. Tarayıcı belirlenen bölgeyi taradıktan hemen sonra ilk katman oluşturulur ve yeni katmanların oluşması için platform katman kalınlığı kadar aşağı yönde hareket eder. İşlem tamamlandıktan sonra nesne oluşuncaya dek bu işlem tekrar edilir. Sinterleme işlemi bittikten sonra istasyonun soğuması amacıyla bir süre beklenir. Üretilen parça, vakumlu süpürgeler ve fırçalar yardımıyla tozlardan temizlenir. Bu yazıcılarda, sinterlenen tozun dışında kalan toz destek görevi gördüğü için ek materyale ihtiyaç duyulmaz.¹⁰⁵

Elektron Işınli Eritme

Elektron ışınli eritme (EBM), metal parçaların üretilmesinde amacıyla kullanılan eklemeli üretim teknolojisidir. Bu teknikte, elektron demeti yüksek vakum altında metal tozunu katman katman eriterek yoğun bir bileşen oluşturur. Elektronların akımı, tungsten filamentinin ısıtılmasıyla üretilir ve manyetik alan yardımıyla yönlendirilir. Her katman, CAD modeli aracılığıyla belirlenen geometriye göre eritilir. Diğer metal sinterleme tekniklerden farklı olarak EBM ile üretilen parçalar yoğun, boşluksuz ve güçlüdür.¹⁰²

Eriyik yığma modelleme

Eriyik yığma modelleme (FDM) yazıcılarında, termoplastik materyaller olan plastik granüller veya tel filamentler kullanılır. Solid nesneyi oluşturacak metal veya plastik materyal, akış için açılıp kapanabilen bir ekstrüzyon başlığına yönlendirilir. Başlık, termoplastik materyali erime noktasının hemen üzerindeki bir sıcaklıkta tutar. Isıtılan başlık, yazılım paketi tarafından sayısal olarak kontrol edilen bir mekanizma ile yatay ve dikey yönde hareket ettirilir. Küçük damlacıklar ağızlıktan çıkar çıkmaz donar ve bir tabaka oluşturur. İlk katman oluşturulduktan sonra platform aşağı yönde hareket ederken ekstrüzyon başlığı bir sonraki katmanı oluşturur. Bu modellemede model üretilirken ek malzeme kullanılır bu amaçla sisteme ikinci bir ekstrüzyon başlığı eklenmiştir.¹⁰⁵

Yapıştırıcı ile Katmanlı İmalat

Bu yöntemde toz materyaliyle tozu birleştirmek amacıyla yapıştırıcı kullanılır.¹⁰⁸ Silindirle serilen toz materyal üzerine mürekkep püskürtmeli yazıcılar gibi hareket eden bir başlık ile yapıştırıcı uygulanır. Her katman oluştukça platform aşağı iner ve obje oluşana kadar döngü tekrar eder.¹⁰⁹ Destek yapıya ihtiyaç yoktur ve yapıştırıcıya çeşitli renkler eklenebilir.¹⁰⁸

Malzeme Püskürtme

Malzeme püskürtme yöntemi, inkjet 3 boyutlu yazıcı adıyla da bilinir.¹¹⁰ Bu yazıcılar, mürekkep püskürtmeli yazıcılardaki teknikle benzer şekilde 3 boyutlu modeller üretir.¹⁰⁹ Piezoelektrik başlık, sıvı fotopolimer damlacıklarını püskürtür ve UV lambalar fotopolimeri hemen sertleştirir.¹¹⁰ Piezoelektrik başlık, hareketli platformun üzerinde konumlanır.¹⁰⁹ Aynı anda çok parçalı nesnelere üretmek amacıyla çeşitli reçineler kullanılabilir. Destek yapılar otomatik olarak oluşturulur.¹¹⁰

2.3. Seramik Restorasyonların Tamiri

Travma, oklüzyondaki uyumsuzluklar, fazla çiğneme kuvveti, deformasyon, yeterli olmayan diş preparasyonu, materyal içindeki mikro defektler ve mikro poröziteler seramik restorasyonların kırılmasına neden olabilmektedir.¹¹¹⁻¹¹³ Seramik restorasyonların tamiri ağız içi veya ağız dışında yapılabilir. Ağız dışı tamirler, ağız içi tamirlere göre daha estetik sonuçlar sağlasa da restorasyonun çıkarılması dişte ve restorasyonda hasara neden olabilir. Restorasyonun tekrar fırınlanması distorsiyona uğramasına yol açabilir. Bu dezavantajlar göz önüne alındığında, ağız içerisinde uygulanan tamir yöntemleri etkili bir seçenek olarak öne çıkmaktadır.^{112,114,115}

Eğer restorasyon kırığı küçükse, ağız içinde ışıkla sertleşen kompozit rezin ile tamir yapılması etkili bir çözüm olabilir.^{112,113} Tamir materyali ile restorasyon arasında güçlü bağ oluşturmak, fonksiyonel yüklere dayanabilmesi için kritik öneme sahiptir. Kompozit rezinin, kırık yüzeye uygun şekilde bağlanabilmesi için uygun bir yüzey hazırlığı yapılması gereklidir.^{115,116}

Yüzey işlemleri, mekanik ve kimyasal olarak sınıflandırılır.¹¹⁷

2.3.1. Mikromekanik Retansiyon

Mikromekanik bağlantının sağlanması amacıyla elmas frez ile pürüzlendirme, kumlama, asitle pürüzlendirme ve lazer işlemleri kullanılabilir.¹¹⁸

Elmas frez ile pürüzlendirme

Elmas frezler kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemi, desteksiz kalan porselenin ve ağız içerisindeki smear tabakasının uzaklaştırılması için uygulanır.¹¹⁹ Siyah veya yeşil kuşaklı frezlerin tercih edilmesi tavsiye edilmekle birlikte frezle pürüzlendirme işleminde keskin yüzeylerin oluşması ve seramik yüzeylerinde stres oluşmasına sebep olan mikro çatlakların meydana gelmesine neden olabileceği de bildirilmiştir.^{118,120}

Asitle pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme amacıyla hidroflorik asit (HF), asitlendirilmiş fosfat florid (APF) ve fosforik asit tercih edilebilir. Porselen yüzeyi pürüzlendirilmesinde en sık kullanılan hidroflorik asit, fosforik asite oranla daha kuvvetlidir. Seramiklerin içeriğindeki silika oranı arttıkça asit konsantrasyonu ve asitleme süresi azaltılmalıdır. Asit uygulaması işlemi, seramik ve kompozit yüzeyinde bulunan cam partikülleri çözerek girintili çıkıntılı bir yüzey oluşturur.¹¹⁸

Kumlama

Kumlama işlemi, yüzey alanını artırarak ve yüzey gerilimini azaltarak seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini arttırmaktadır.¹¹⁹ Hem laboratuvar hem de ağız içi kullanıma uygun kumlama cihazları mevcuttur ve bu işlem temiz, reaktif bir yüzey sağlar.¹²¹ Ancak kumlamanın en büyük dezavantajı yüzeyde hasara neden olabilmesi ve bu hasarın restorasyonların uzun vadeli başarısını etkileyebilmesidir. Bu yüzden restorasyonun zarar görmemiş bölgelelerinin partiküllerden korunması gerekmektedir.⁵³

Lazer Uygulaması ile Pürüzlendirme

Lazer, farklı frekanslardaki ışınların tek renkli, düzgün, yoğun, aynı fazda ve paralel dalgalar halinde toplanarak, yüksek genlikli ve güçlü bir ışık demeti oluşturması şeklinde tanımlanır. Lazer ile pürüzlendirme işleminde sıklıkla Neodymium Garnet Yttrium Aluminum (Nd:YAG), Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er-YAG) ve Karbon Dioksit (CO₂) lazerler tercih edilir.¹²²

Plazma Sprey Yöntemi

Plazma sprej iyonlar, atomlar, elektronlar ve nötral parçacıklardan oluşan, kısmi iyonize olmuş bir gazdır. Bu gazın iyonize olabilmesi için vakum koşullarında

hazırlanması gerekmektedir. Yüksek frekanslı bir jeneratör, bu gazı iyonize ederek plazma durumuna getirir.¹²³

2.3.2. Kimyasal Bağlantı

Seramik ve kompozit arasındaki mekanik bağlanma genellikle yetersiz bulunmaktadır bu nedenle kimyasal bağlantıya da ihtiyaç duyulmakta ve silan bağlayıcı ajanların kullanımı önerilmektedir.^{7,124,125}

Silan; silikon (Si), hidrokarbon zinciri (R), organofonksiyonel (Y) ve hidrolize olan gruplardan (X3) oluşur. X3 grubu hidrolize olur ve silanol gruplarını açığa çıkarır. Bu silanol grupları, seramik yüzeyindeki diğer silanol gruplarıyla birleşir ve siloksan bağlarını (Si-O-Si) oluşmasını sağlar. Böylece rezin ve porselen arasında kimyasal bağlanma sağlanır (Rezin-Y-Silan-X-Seramik).^{124,126}

2.4. Kompozit Rezinler

Dental kompozit rezinler travma, çürük veya diğer hastalıklar nedeniyle kaybedilen diş dokusunu restore etmek amacıyla kullanılan diş renginde restoratif materyallerdir.¹²⁷ Kompozitler; fiberler ya da partiküllerden oluşan doldurucu fazın, polimer matriks fazı içerisine gömülmesinden oluşan iki materyalin birleşimidir.¹²⁸

2.4.1 Kompozit Rezinlerin Tarihsel Gelişimi

Dental kompozit rezinler, ilk kez 1960 yılında piyasaya sürülmüştür. Kimyasal olarak polimerize olan bu rezinlerin sınıf III, IV, V, kavitelere kullanılması tavsiye edilirken doldurucu partiküllerin büyük ve yoğunluklarının az olması, cilalanabilirlik özelliklerini olumsuz yönde etkileyerek restorasyonların zamanla renk değiştirmesine neden olmuştur. 1970'lerde, ışıkla polimerize olan rezinlerin geliştirilmesi, dental kompozitlerde önemli bir ilerleme sağlamıştır. 1980'lerde posterior bölgelerde kullanılmak üzere özel kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bu kompozitlerde partikül boyutları küçültülüp, doldurucu miktarı artırılmıştır bu durum aşınma direncinin artmasını sağlamıştır. 1980'li yıllarda ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin yapısında yeniden önemli yenilikler yaşanmış, hibrit tip olarak adlandırılan ve farklı partikül boyutlarına sahip doldurucular içeren yeni kompozitler geliştirilmiştir. İlerleyen yıllarda kompozit rezinlerin yapısına dahil edilen partiküllerin büyüklükleri 0,6-0,7 mm olacak şekilde küçültülmüş ve mikrohibrit kompozit rezinler üretilmiştir. Bu mikrohibrit kompozitler rezinler, daha uniform partiküller içerdikleri için daha iyi

fiziksel özelliklere sahip olup, kaviteye uygulanmaları daha kolay ve polisaj işlemleri daha başarılıdır.¹²⁹

2.4.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler üç ana bileşenden meydana gelir.

- Organik faz
- İnorganik faz
- Ara faz (bağlayıcı ajan)^{40,128}

Organik Faz

Organik matriks fazı içerisinde monomer sistemler (monomer ve ko-monomerler), polimerizasyon başlatıcı ve hızlandırıcılar, inhibitörler, pigmentler ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır.¹³⁰

Monomer Sistemler

Çeşitli monomerlerin kimyasal içeriklerinden faydalanmak için farklı ve çok sayıda monomer yapıya dahil edilebilir.⁴⁰ En yaygın kullanılan monomerler arasında üretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bulunur. Birçok kompozit rezinde monomer olarak Bis-GMA kullanılır ve bu monomer Bisfenol-A ile glisidil metakrilatın arasında gerçekleşen tepkimenin ürünüdür. Monomer yapısındaki hidroksil gruplarının polimerizasyon esnasında oluşturduğu hidrojen bağları nedeniyle yüksek vizkoziteye sahiptir. Bu yüksek vizkozite, kompozit rezinin manipülasyonunu zorlaştırır ve renk stabilizasyonunu olumsuz etkiler. Bir başka dezavantajı da renk stabilizasyonun yeterli olmamasıdır.¹³¹ Üretan dimetakrilat (UDMA), Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına sahip olmasına rağmen, daha düşük vizkoziteye sahiptir ve daha esnek, dayanıklı bağlar oluşturarak daha iyi bir adezyon ve renk stabilizasyonu sağlar.¹³² Yüksek vizkozite gösteren bu iki monomeri seyreltmek amacıyla trietilen glikol demetakrilat (TEGDMA), dekanediyol dimetakrilat (DMA), etoksi bisfenol-A dimetakrilat (Bis-EMA), üretan tetrametakrilat (UTMA) gibi monomerler kullanılır.¹³⁰ Molekül ağırlığı Bis-GMA'dan daha esnek ve küçük olan TEGDMA, aşınma direncini azaltırken dayanıklılık ve esnekliği artırır. Rezin matrikse eklenen monomer oranının artması ise polimerizasyon büzülmesini ve su emilimini artırır.¹³³

Başlatıcılar ve Aktivatörler

Kimyasal ve fiziksel aktivasyonla monomerlerin çift bağları ile reaksiyona giren serbest radikallerin ve polimer zincirlerinin oluşumunu başlatan maddelere başlatıcılar, tepkimeyi hızlandırmaya yardımcı maddelere de aktivatörler denir.¹³⁴

Polimerizasyon İnhibitörleri

Kompozit rezinlerin kendi kendine polimerize olmasının önüne geçmek için yapıya katılan fenol türevi bileşiklerdir. En sık tercih edilen metoksi fenol (PMP) ve 2,4,6-tritersiyeer bütülfenol (BHT)'dür.¹³⁵

UV Stabilizatörler

Artık monomerler, ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak amin renklenmesi olarak adlandırılan kahverengi renklenmelere sebep olabilirler. Kompozit rezinin zaman içerisinde renk değiştirmesinin önüne geçmek için ultraviyole ışığı emen maddeler kullanılır. En sık tercih edilen UV emici 2-hidroksi-4-metoksi benzofenondur.¹³⁶

Pigmentler

Diş dokusuyla renk olarak uyumlu kompozit rezinler elde etmek amacıyla az miktarda kompozit rezin yapısına eklenmektedir. Bu pigmentler çoğunlukla oksitler, sülfidler ya da çeşitli maddelerin selenoidlerinden oluşur.¹³⁷

İnorganik Faz

İnorganik faz, kompozit rezinin yapısını güçlendirmek ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla cam, kuartz ve kolloidal silika gibi şeffaf mineral doldurucular içerir. Dental kompozit içeriğinin hacimce 30% ila 70% 'i ya da ağırlıkça 50% ila 85% 'i dolduruculardan oluşur. Radyoopasiteyi artırmak amacıyla inorganik faza baryum ve stronsiyum eklenir. Ayrıca doldurucular, polimerizasyon büzülmesini, termal genleşme katsayısını ve su absorpsiyonunu azaltır.⁷¹

Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

Kompozit rezinlerde, organik faz ile inorganik fazın birbirine güçlü bir şekilde bağlanması gereklidir ve bu bağlantı kompozit rezinin mekanik ve fiziksel özellikleri açısından kritiktir. Bu bağlanmayı ara faz sağlar. Kompozit rezinlerde inorganik ve organik fazı bağlayan yapı silisyum hidrojenli bileşikler olup bu bileşiklere "silan" adı verilir.¹³⁸ Kompozit rezinlerde en sık tercih edilen silan, 3-metakriloksipropil

trimetoksisilandır. Silanlar rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirirken, suyun geçişini engelleyerek hidrolitik denge sağlar. Bu sayede rezinin su absorpsiyonu ve çözünürlüğü azalır.⁴⁰

2.4.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozitlerin en çok kullanılan güncel sınıflaması; inorganik doldurucu boyutuna, viskozitesine ve polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılmasıdır.¹³⁹

1-İnorganik Doldurucu Boyutuna Göre

- Megafil kompozitler (50-100 μm)
- Makrofil kompozitler (10-100 μm)
- Midifil kompozitler (1-10 μm)
- Minifil kompozitler (0,1-1 μm)
- Mikrofil kompozitler (0,01-0,1 μm)
- Nanofil kompozitler (0,001-0,01 μm)

2- Polimerizasyon Yöntemlerine Göre

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler
- Görünür ışıkla polimerize olan kompozitler
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitler

3-Vizkozitelerine Göre:

- Kondanse olabilen kompozitler
- Akışkan kompozitler

İnorganik Doldurucu Boyutuna Göre

Megafil Kompozit Rezinler

Geleneksel kompozit rezinlerin aşınmaya karşı düşük direnç göstermesi nedeniyle içine "insert" olarak adlandırılan büyük cam doldurucular yerleştirilmiştir ve partikül büyüklüğü 50-100 μm arasındadır. Oklüzal temas noktalarında veya aşınan bölgelerde kullanılması tavsiye edilmektedir.¹⁴⁰

Makrofil Kompozit Rezinler

Doldurucu partikül büyüklükleri 10-100 μm arasındadır. Bu partiküllerin büyük olması, organik matrikste daha fazla aşınmaya sebep olur. Bu da yüzey

pürüzlülüğü ve renklenme gibi sorunlara sebep olur. Makrofil kompozit rezinlerin bitirme ve cilalama işlemleri zordur.¹⁴⁰

Midifil Kompozit Rezinler

Makrofil kompozit rezinlerin cilalanma ve renklenme gibi dezavantajlarını azaltmayı amaçlayan kompozit rezinlerdir. Bu tip kompozit rezinler, makrofil kompozitlerle birlikte geleneksel kompozit olarak da bilinir. İnorganik doldurucu partikül boyutu 1-10 µm arasındadır.¹⁴⁰

Minifil Kompozit Rezinler

İnorganik doldurucu partikül boyutu 0,1-1 µm arasındadır. Makrofil kompozit rezinlere göre yüksek oranda inorganik doldurucu partikül içerir. Doldurucu partiküllerin daha küçük boyutlarda olması, cilalanabilirlik özelliğini artırmış ve makrofil kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve renklenme gibi dezavantajlarını azaltmıştır. İnorganik doldurucu olarak kuartzın yerine stronsiyum ve baryum gibi ağır metalleri içeren cam ile yoğunlaştırılmış partiküller tercih edilmiştir. Bu sayede aşınmaya karşı direnci gelişmiş ve daha radyopak olmuştur.^{140,141}

Mikrofil Kompozit Rezinler

Doldurucu partikül boyutu 0,01-0,1 µm arasındadır. Bu kompozit rezinlerde koloidal silika doldurucu olarak kullanılır. İnorganik doldurucu partiküller organik matriks ile aynı hızda aşındığı için bitirme ve cila işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere göre daha düzgün yüzey elde edilir.¹⁴⁰

Hibrit Kompozit Rezinler

Hibrit kompozit rezinler, çeşitli boyutlardaki doldurucu partikülleri içeren kompozit rezin karışımlarına verilen addır. Mikro partiküllerinin oranı diğer partiküllerden fazlaysa mikrohibrit, nanopartiküllerin oranı fazlaysa nanohibrit kompozitler olarak adlandırılırlar. Hibrit kompozit rezinler ağırlıkça %75-80 oranında doldurucu içerirler. Polimer matriksin oranının düşük olması, bu tür kompozitlerin iyi kondanse edilmesini sağlar, polimerizasyon büzülmesini azaltır ve aşınmaya karşı direncini artırır.^{140,142}

Filtek Z550 Kompozit Rezin

Nanohibrit universal restoratif materyaldir. Işıkla polimerize edilen, radyopak ve kompozit bazlı bir materyaldir. Hem anterior bölge hem de posterior bölge

restorasyonlarda kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Filtek Z550 20 nm'lik silika partikülleri ve 0,1-10 µm' lik zirkonya/silika partikülleri içerir. Ağırlıkça oranı %81,8 hacimce %68'dir. BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA, PEGDMA ve TEGDMA rezinlerini içerir ve fotoinitiatör olarak kamforokinon barındırır. Dalga boyu 400-500 nm aralığında ve 400 mW/cm² ışık gücüne sahip LED ışıkla veya halojenle polimerize edilirler.¹⁴³

Clearfil Majesty ES-2 Kompozit Rezın

Işıkla sertleşen nanohibrit özellikli bir kompozit rezindir. İnorganik yapısında baryum camı ve prepolimerize organik doldurucular bulunur; bu doldurucular ağırlıkça %78 oranında bulunurlar. Organik kısmı ise Bis-GMA ve hidrofobik aromatik dimetakrilattan oluşur. Bukalemun etkisi sayesinde, çevredeki diş yapısının rengine zahmetsizce uyum sağlar. Kuraray'ın patentli LD (Işık Dağılımı) teknolojisi, son rötuşu ekleyerek kırılan ışığın renk karışım etkisini mükemmel hale getirir.¹⁴⁴

Nanofil Kompozit Rezınler

İnorganik doldurucu partiküllerin boyutu 0,001-0,01 µm arasında olup görünür ışığın dalga boyuna kıyasla daha küçüktür. Bu sebeple görünür ışıkla absorpsiyona ve saçılım gibi etkileşimlerde bulunmazlar. Nanofil kompozit rezınler estetik özellikleri bakımından mikrofil kompozitlere benzerlik gösterirler. Yapılarındaki nano partiküller mikrofil doldurucu içeren kompozit rezınlerde olduğu gibi polisaj işlemi sonrasında yüzeyin pürüzsüz olmasını sağlar.¹⁴⁰ Nanopartikül içeren kompozit rezınlerin kolay şekillendirilebilir ve aşınmaya karşı dirençleri ile basma dayanımları yüksektir. Estetik özellikleri gelişmiş olduğu için kullanım alanları mikrofil kompozitlere kıyasla daha geniştir.¹⁴⁵

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezınler çift pat sistemiyle üretilmiştir. Bu sistemde, bir pasta polimerizasyon başlatıcısı olarak benzoil peroksit içerirken, diğer pasta polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin içerir. İki pasta birbiriyle karıştırıldığında, amin ve benzoil peroksit arasında reaksiyon oluşarak polimerizasyon sürecini başlatır.¹⁴⁰ Tersiyer aminlerin kimyasal değişikliğe uğraması nedeniyle renk değişimi meydana gelebilir. Bu tür kompozitler, stres altındaki

bölgelerde tercih edilmez ve rezin bazlı yapıştırıcılar veya kor materyalleri olarak kullanılırlar.¹⁴⁶

Işık ile Polimerize Olan Kompozit Reziner

Işık ile polimerize olan kompozitler tek pat sistemi şeklinde üretilmiştir. Polimerizasyon başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-470 nm dalga boyuna sahiptir. Bu sebeple kompozit rezinlerin içeriğinde 400-470 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlı reaksiyonu başlatması kamforokinon (CQ), coinitatör olan etil benzoat hızlandırması için alifatik amin bulunmalıdır.¹⁴⁰ Kamforokinonun başlatıcı olarak tercih edildiği kompozit rezinlerde, en uygun dalga boyunun 468 nm olduğu belirtilmiştir. Günümüzde kompozit reçinelerin polimerizasyonu için plazma ark ışık kaynakları, halojen lambalar, argon lazerler, diyot lazerler ve LED (light emitting diode) ışık cihazları kullanılmaktadır.¹⁴⁷

Hem Kimyasal Hem de Işıkla Polimerize Olan Kompozit Reziner

Hem ışıkla hem kimyasal yolla polimerize olabilen çift pat sistemiyle üretilmiştir. Polimerizasyon süreci ışık ile başlar ve kimyasal olarak devam eder. Bu rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı, ışıkla polimerizasyon hızına göre daha azdır. Kaviterlerin derin olduğu durumlarda, 2 mm'den daha kalın kompozit rezin uygulamalarında ve erişimi zor olduğu interproksimal alanlarda kullanılması önerilir.^{140,148}

Viskozitelerine Göre

Kondanse Edilebilen Kompozitler

Amalgama alternatif olmak amacıyla üretilmiş, viskozitesi yüksek kompozit rezinlerdir. Basınç altında materyalin hacminde azalma meydana gelmesinden dolayı sıkı sıkıya doldurma anlamına gelen "peckable" kompozit rezin olarak da bilinir. Hibrit kompozit rezinlere göre inorganik doldurucu oranı daha yüksektir. Geleneksel kompozitlere göre çok daha kolay şekillendirilebilirler. Yapışkan olmamaları manipülasyon kolaylığı sağlarken bitirme ve düzeltme işlemlerini de kolaylaştırır. Ancak, hibrit kompozitlere göre daha büyük dolgu partikülleri içerdiğinden, bitirme ve cila işlemlerinden sonra ideal pürüzsüzlük sağlanamayabilir.^{140,149}

Akışkan Kompozit Rezinler

Akışkan kompozit rezinlerin viskoziteleri düşük olup geleneksel kompozitlere göre çok daha akıcıdır. İnorganik doldurucu partikül oranı ağırlıkça %45-67 arasında değişir. Doldurucu partikül miktarının az olması nedeniyle aşınmaya karşı dirençleri düşüktür. Düşük viskozite, bu kompozitlerin şırınga formunda kullanılabilmesini sağlar. Isısal genleşme katsayıları yüksektir. Elastisite modülleri ise düşüktür. Düşük elastisite modülü sayesinde hibrit ve kondanse edilebilen kompozit rezinlerinin altında kaide materyali olarak, servikal abfraksiyon lezyonlarında ve mine defektlerinde başarıyla kullanılmaktadır.^{84,140}

2.4.4. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler

Ormoserler

1998'de diş hekimliği piyasasına sürülen organik olarak modifiye edilmiş seramiklerdir. Bu materyal organik-modifiye-seramik kelimelerinden türetilen "ormoser" adıyla bilinir.¹⁴⁰ Ormoserler, doğal dişlerin içeriğine benzer olarak inorganik ve organik elementlerin üç boyutlu kopolimerlerini bulundurlar.

Geleneksel polimerlerden farkı, inorganik-organik kopolimerlerin meydana getirdiği Si-O-Si ağından oluşan bir ana yapı üzerine organik monomerler ve çeşitli inorganik partiküllerin silan aracılığıyla bağlanmasıyla oluşmasıdır.^{40,150} Ormoserlerin geleneksel kompozitlerden en önemli farkı ise organik matriksinde metakrilat polisiloksanın esas bileşen olarak kullanılması ve bu sayede dimetakrilat monomerlerinin azaltılmış olmasıdır. Bu özellik, rezinin biyouyumluğunu artırır ve alerjik reaksiyon riskini azaltır. Ormoserler geleneksel kompozitlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha yüksek aşınma direnci gösterirler.¹⁵¹

İyon Salabilen Kompozit Rezinler

İyon salabilen kompozit rezinler, yüzeyin pH değişimine bağlı olarak florür, hidroksil ve kalsiyum gibi iyonları salarlar. Plak birikimi nedeniyle pH değeri düştüğünde iyon salınımı artar. Plağı inhibe edecek ve remineralizasyonu başlatacak iyonları gerektiğinde serbest bıraktıkları için bu tür kompozitler "akıllı kompozit rezinler" olarak adlandırılır. Ancak diğer kompozit reçinelerle karşılaştırıldığında daha düşük fiziksel özelliklere, yüksek aşınma oranına ve düşük bağlanma direncine sahip olmaları nedeniyle başarı elde edememiştir.¹⁵²

Antibakteriyel Kompozitler Rezin

Kompozit rezinlere antibakteriyel özellikler kazandırmak için matriks içine çözünebilir antibakteriyel ajanlar eklenir veya bu ajanların rezin matriks içerisinde sabit kalması sağlanır. Çözünebilir olarak eklenen klorheksidindir. Rezin matriks içerisinde sabit kalan ve antibakteriyel etki gösteren monomer ise metakriloloksidodesil-piridinyum bromür (MDPB)'dür. Bu monomer salınım özelliği göstermez ancak bakterilerin üremesini ve plak birikimini önleyici etkisi vardır.^{152,153}

Siloranlar

Kompozit rezinlerde bir dezavantaj olan polimerizasyon büzülmesinin önüne geçmek için silikon bazlı hidrofobik monomer olan siloranlar üretilmiştir. Bu tür kompozit rezinler, siloksan ve oksiran moleküllerinin reaksiyona girmesiyle oluşurlar. Geleneksel metakrilat bazlı kompozit rezinlerle kıyaslandığında geliştirilmiş polimerizasyon derinliği, düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek dayanıklılık gibi avantajlara sahiptir. Fakat bu malzemelerin özel bir adeziv sistem gerektirmesi, sınırlı renk seçenekleri ve klinik kullanım alanlarının posterior diş restorasyonları ile sınırlı olması nedeniyle yaygın olarak tercih edilmemektedir.¹⁵⁴

Bulk-Fill Kompozit Rezinler

Kaviteilerin derin olduğu durumlarda restorasyon süresini kısaltmak ve tabakalama tekniğinden oluşabilecek sorunların önüne geçmek için firmalar, 4 veya 6 mm'ye kadar yeterli polimerizasyonu sağlayabileceğini öne sürdükleri bulk-fill kompozit rezinleri geliştirmişlerdir.¹⁵⁵ Doldurucu partiküllerin boyutu arttırılırken oranı azaltılmış, doldurucu matriks ara yüzeyi küçültülmüştür. Böylece ışığın kompozit rezin içindeki saçılımı azalır ve daha derinlere nüfuz edebilir. Ayrıca içerdikleri yiterbiyum triflorid, zirkonyum silika partiküller ve baryum alüminyum silikat cam sayesinde translusentlikleri artar ve polimerize edici cihazın etkisi daha derinlere ulaşabilir. Kamforokinona ek olarak 10 saniye içinde 4 mm'ye kadar hızlı ve yeterli polimerizasyon derinliği sağlayan benzoil difenilfosfin oksit (TPO) ve germanyum (Ivocerin) gibi foto-başlatıcılar içerirler.¹⁵⁶

Kapsamlı Renk Eşleşme Özelliğine Sahip (Tek Renkli) Kompozit Rezinler

Tek renkli kompozit rezinler, VITA klasik skalasının 16 tonuna uyacak şekilde tasarlanmış tek renkli bir materyaldir. Doldurucu parçacıklarının boyutu sayesinde

çevresindeki dişin rengini yakalama yeteneğine sahiptirler. Sınıf IV boşluklardaki restorasyonlar gibi yarı saydam alanlarda dentinin rengini taklit etmek için bloker olarak adlandırılan opak olan başka bir gölgeye sahiptir. Bu bileşikte, malzeme homojen boyutta küresel doldurucu parçacıklarına sahiptir. Renk skalasının kırmızıdan sarıya tüm alanı boyunca iletilen ışığı ayarlar ve komşu dişlerin rengiyle eşleşme gösterir. Özellikle renk değişikliği durumunda kronun iç kısmını kamufle eder.¹⁵⁷ Tek renkli kompozit rezinlerin özellikleri arasında daha iyi cilalanabilirlik, üstün fleksural ve basınç dayanımı, kullanım kolaylığı, ortam ışığına karşı direnç bulunur. Ayrıca kompozit ve karışık dişlerde az miktarda aşınmaya neden olurlar.¹⁵⁸

Farklı üretici firmalar farklı teknolojilerle ("Adaptive Light Matching Technology", "Smart Chromatic Technology", "Spheretec Filler Technology", "Pure Silicate Technology") tek renkli kompozit rezinleri piyasaya sürmüşlerdir Farklı isimlendirmeler ile ("One Shade", "One Shade Universal Composite", "Universal Cloud Shades", "Single Shade Omni-chromatic") adlandırılan bu kompozit rezinler sayesinde en kısa sürede estetik restorasyonların elde edilmesi amaçlanmaktadır.¹⁵⁹

Admira Fusion X-tra Kompozit Rezin

Nanohibrit ormoser bazlı, bukalemun efektine sahip universal renkte olup ağırlıkça %86, hacimce yaklaşık %70 oranında inorganik doldurucu içerir. Doldurucu ve matriks yapısında silisyum oksit bulunan seramik bazlı bir bulk-fill dolgu maddesidir. İçeriğinde bulunan nano parçacıklar küresel şekildedir ve 20-40 nm çapındadır. Nano parçacıklar boyutları ve şekilleri sayesinde ışığı kırmaz ya da kırıldığı zaman yansıtmaz. Işık, nano parçacıklardan geçerek çevre diş yapısına çarpar ve dişin rengini alır. Bu sebeple Admira Fusion x-tra, insan dişlerinin renk aralığı ile eşleşme özelliğine gösteren tek renkli bir kompozittir.¹⁶⁰

Omnichroma Universal Kompozit Rezin

Akıllı kromatik özellikte piyasaya çıkan ilk tek renkli kompozit rezin Omnichroma'dır. Anterior ve posterior dişlerde ışıkla polimerize edilerek kullanılır. Organik matriksinde UDMA ve TEGDMA bulunmaktadır. Ağırlıkça %79, hacimce %68 oranında sferik silika-zirkonya içerir. Partikül büyüklüğü 0,3 µm'dur. Halojen ya da LED bir ışık cihazıyla polimerize edilir. 260 nm büyüklüğünde supra nano küresel doldurucular içerir.¹⁶¹ Sadece tek bir renk tonuyla klasik VİTA skalasındaki bütün renkleri taklit edebilmeyi amaçlar. Omnichroma, renk vermek için herhangi bir

pigment içermez. Bunun yerine, belirli ışık dalga boylarını zayıflatan veya güçlendiren yapısal renk prensibine dayanan akıllı kromatik bir teknoloji kullanır. Renk uyumunu, çevredeki diş dokusundan kompozit içinden yansıyan kırmızıdan sarıya değişen ışınlarla birleşmesiyle elde eder.¹⁶²

2.5. Yapay Yaşlandırma Sistemleri

Genellikle yapılan in vitro çalışmalarda ağız içi ortamın simülasyonu için yapay yaşlandırma sistemleri tercih edilmiştir. Bu yöntemle örnek materyalde oluşabilecek değişimler ve hasarlar tespit edilir.^{163,164} Dental materyallerin ömrünü ve başarısını değerlendiren, kontrolü iyi sağlanmış klinik çalışmalar ideal yöntem olarak kabul edilir.¹⁶⁵ Fakat klinik araştırmalar uzun zaman alır ve hastalarla ilgili öngörülemeyen sorunlar ortaya çıkabilir. Yeni piyasaya sürülen materyallerin olası klinik avantaj ve dezavantajlarını hızlı ve etkili şekilde değerlendirecek yöntemlere ihtiyaç duyulur.¹⁶⁶

2.5.1. UV Yaşlandırma Sistemi

Güneş ışığında mevcut olan UV ışını yüksek enerjisi nedeniyle dental materyaller üzerinde kimyasal değişimlere yol açabilir. Bu etki, klinik olarak kabul edilebilir renk değişiminden, kimyasal bağların bozulmasına kadar ilerleyebilir. UV yaşlandırma cihazları, nem ve buhar ile ağız ortamının sıcaklığı simüle etmektedir.¹⁶³

2.5.2. Suda Bekletme

Bu yöntem genellikle 37°C sıcaklıkta 24 saat /7 gün veya 30 gün boyunca suda bekletme ile uygulanır. Suda bekletme ile yaşlandırma sonrasında rezin ve yüzey arasındaki bağlantının azalması, kompozit rezin içinde matriks ve doldurucu arasındaki hidrolitik bozulma sonucu oluşur.^{167,168}

2.5.3. Termal Siklus Yaşlandırma Sistemi

Termal siklus yöntemi, soğuk ve sıcak yiyecek ve içeceklerin dişler ve restorasyonlar üzerindeki etkilerini ve dişler ve restoratif materyaller arasında oluşan doğrusal termal genleşme ilişkisini gösterir.¹⁶⁹ Termal siklus ile yaşlandırma işlemi sırasında örneklerin bir kez sıcak ve bir kez soğuk suya daldırılması işlemi "devir", bu işlem aralarında geçen toplam süre ise "devir süresi" olarak adlandırılır. Devir sayıları 500 ile 50.000 arasında değişir.¹⁷⁰ Banyo solüsyonlarında örneklerin bekleme süresi 15–60 saniye, bir banyodan diğerine geçiş süresi ise 5–10 saniye olarak

bildirilmiştir.¹⁷¹ Çalışmaların çoğunda ISO (Uluslararası Standart Enstitüsü) TR 11405¹⁷² standartlarına göre belirlenmiş olan termal siklus solüsyonlarının sıcaklık değerleri 5°-55°C olarak kullanılmıştır. Termal siklus cihazıyla 10.000 döngünün 1 yıllık in vivo kullanıma eş değer olacağı bildirilmiştir.¹⁷³

Suda bekletme ve termal siklus, rezin içerikli materyallerde yaşlandırma prosedürü için en sık tercih edilenlerdir.¹⁶⁶

2.6. Optik

2.6.1. Işık Kavramı

Işık gözle görülebilen elektromanyetik radyasyona verilen addır. Nanometrelerle ifade edilen dalga boylarından meydana gelmektedir.³⁸

2.6.2. Renk Kavramı

Renk, insan gözü ve beyninin bir nesneden yansıyan ya da iletilen ışık spektrumuna vermiş olduğu psikofizyolojik tepkiye verilen addır.³⁶

Metamerizm

Metamerizm, farklı spektral yansımaya sahip iki rengin, belirli bir ışık kaynağı altında aynı renkmış gibi görünmesi fenomenidir. Bu iki renk, birbirinin "metameri" olarak adlandırılır ve ışık kaynağı değiştiğinde renkleri farklı algılanır.¹¹⁶ Örneğin, iki cisimden biri kırmızı ışığı daha fazla yansıtıyorsa, kırmızı ışık içermeyen ışık kaynağında her iki cisim de aynı renk olarak görülecektir. Ancak kırmızı renk içeren bir ışık kaynağı altında bakıldığında ise farklı olarak yorumlanacaktır. Metamerizmi önlemek için renk belirleme sırasında aydınlatma koşullarının standartlaştırılması önemlidir.¹⁷⁴

Translusensi

Bir cismin ışık geçirme düzeyi, translusent (yarı saydam) ve transparant (saydam) terimleri ile ifade edilir. Translusensi, saydamlık ve opaklık arasında bir derece şeklinde tanımlanabilir. Translusensi arttıkça, rengin parlaklık değeri azalır. Saydam nesnelere yüzeylerinden ışık yansıtılmazken, translusent nesnelere ışığı belirli oranlarda yansıtır ve bu nedenle daha opak bir görünüm sergilerler. Bu özelliğin belirgin olduğu restorasyonlar, yüksek oranda saydamlık ve daha açık bir renk görünümünü sergilerler.^{174,175} Translusensi değerinin sıfır olması materyalin opak olduğu

anlamına gelir. Translusensi parametresinin artışı, translusent özelliğin de arttığını ifade eder.¹⁷⁶

Opasite

Bir cismin ışık geçişini engelleme yeteneğidir. Beyaz bir ışık kaynağı altında, spektrumdaki bütün renklerin eşit miktarda geri yansımaları sonucunda bir cisim beyaz olarak görünürken; tüm renklerin eşit olarak emilmesi durumunda cisim siyah olarak algılanır. Opak maddeler, gelen ışığın sadece küçük bir kısmını absorbe ederken büyük bir kısmını yansıtırlar.⁴⁰

Floresanlık

Bir nesnenin, X ışınları veya ultraviyole ışık gibi yüksek enerji sahibi ışığa maruz kaldığında etrafına ışık yayması fenomenidir. Floresans özelliği olan restorasyonlar, daha canlı ve parlak görünürler. Floresans özellik arttıkça chroma azalır.¹⁷⁷ Doğal dişlerde, özellikle dentinde, floresans görülür. Diş hekimliğinde kullanılan seramikler ultraviyole ışık altında floresans özellik gösterir.⁴¹

Parlaklık

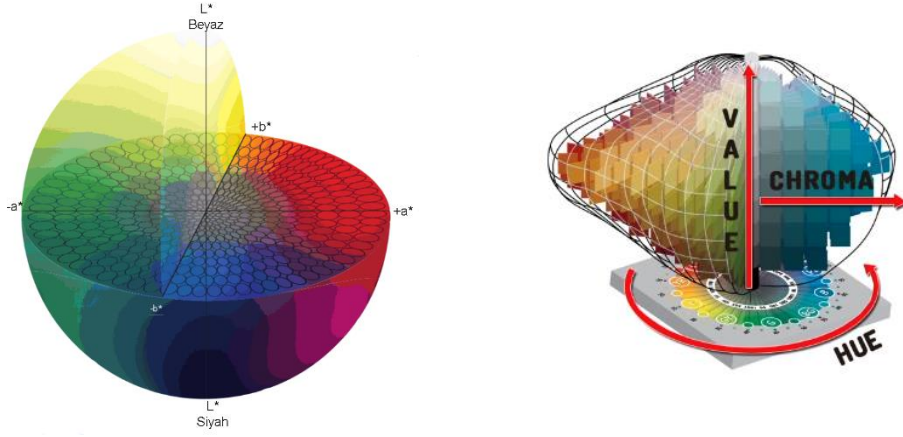
Yüzey parlaklığı, cisme cilalı görünüm kazandırır ve rengin algılanmasında önemli bir rol oynar.¹⁷⁸ Yüksek yüzey parlaklığı genellikle pürüzsüz ve düz yüzeylerde görülür çünkü pürüzlü yüzeyler ışığı dağıtarak parlaklığı azaltır. Restorasyonlarda kullanılan materyallerdeki yüksek parlaklık, rengin daha açık algılanmasına neden olur.^{178,179}

2.6.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

Renk üç temel nitelikle tanımlanabilir. Bu amaçla Munsell Renk Sistemi ve Uluslararası Aydınlatma Komisyonu'nun (Commission Internationale de l'Eclairage L*a*b – CIELAB) renk sistemi kullanılabilir.

Munsell Renk Sistemi

Amerikalı bilim insanı Albert Henry Munsell tarafından bulunmuştur. Geliştirilen ilk sistemdir ve diğer sistemlerin temelini oluşturmaktadır. Mevcut sistemde renk; Hue (H)-ana renk, Value (V)-rengin parlaklığı ve Chroma (C)-rengin doygunluğu olmak üzere üç farklı kategoride ele alınır.¹⁸⁰



Şekil 2.3. Munsell renk sistemi ¹⁸¹

Munsell renk sistemi, bir küre kullanılarak açıklanır. Kürenin merkezinde renksiz ve akromatik bir eksen yer alır; eksenin üst kısmında saf beyaz, alt kısmında ise siyah renk bulunur. Renk tonları, eksen çevresinde dizilmiş olup her bir renk ton, parlaklık ve doygunluğa göre sıralanır. Kürenin en üstünde açık renkler, alt kısımda koyu renkler bulunur. Kürenin dış yüzeyinde saf renk tonları yer alırken, merkeze doğru ilerledikçe grilik oranı artar.¹⁸²

Ana Renk (Hue)

Renklerin birbirinden ayırt edilmesini sağlayan özelliktir. Dalga boyu uzadıkça renk, spektrumun kırmızı tarafına kayarken, dalga boyu kısaldıkça mor tarafına kayar.³⁸

Munsell renk sisteminde renkler ona ayrılır ve bir tekerlek üzerine uyumlanmıştır. Bu renkler sarı, sarı-kırmızı, kırmızı, kırmızı-mor, mor, mor-mavi, mavi, mavi-yeşil, yeşil ve yeşil-sarı'dır.³⁸



Şekil 2.4. Hue (Ton)¹⁸³

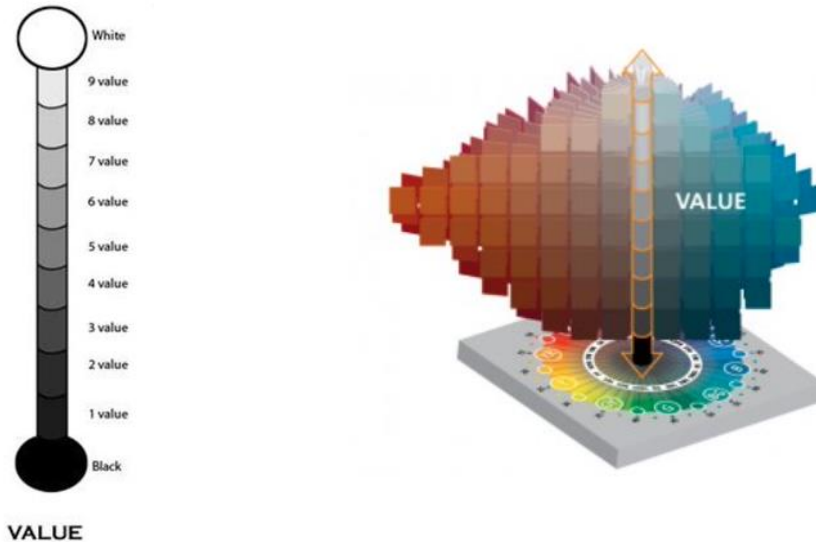
Munsell renk sistemine göre ana renk (Hue) ve yoğunluk (Chroma) (yoğunluk (R, kırmızı; YR, sarı-kırmızı; Y, sarı; GY, yeşil-sarı; G, yeşil; BG, maviyeşil; B, mavi; PB, mor-mavi; P, mor; RP, kırmızı-mor) ile gösterilir.

Hue, Vita renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) A, B, C ve D harfleri ile temsil edilmektedir.^{126,174}

Rengin Parlaklığı (Value)

Cismin parlaklığı, açıklığı-koyuluğu veya renk değeri olarak tanımlanır.¹¹⁶ Bir rengin göreceli olarak ne kadar karanlık veya aydınlık olduğunu ifade eder. Renk seçiminde en önemli özellik parlaklıktır.¹⁸⁴ Bir cismin parlaklığı yüzeyinden yansıttığı veya içinden geçen enerji miktarına bağlıdır. Siyah-beyaz fotoğraflarda renk olmasa da görüntüler aydınlanma seviyesine göre gri tonları olarak algılanır. Birbirinden farklı iki renk, aynı parlaklık değerine (value) sahip olabilir.¹⁸⁵

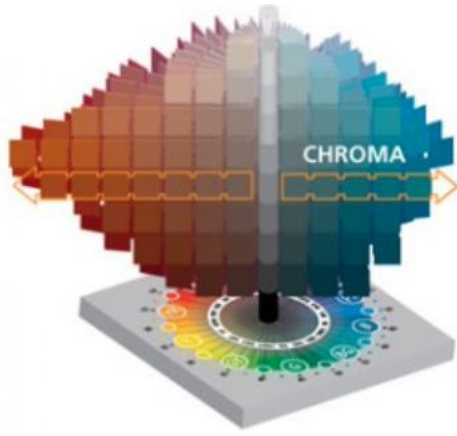
Munsell'in renk tanımında, rengin parlaklık değeri 10 dereceye ayrılır ve 0 değeri siyaha karşılık gelirken 10 değeri beyaza karşılık gelir. Restorasyonlarda parlaklık değerinin fazla yüksek olması, estetik olarak dışarıdan daha fark edilir hale gelmesine neden olabilir bu durum genellikle istenmez. Daha yüksek aydınlık değeri olan renkler, diş tebeşirimsi bir görünüm kazandırarak daha fazla göze çarpar.¹⁸⁵



Rengin Doygunluğu (Chroma)

Bir tonun gücü ve yoğunluğu olarak tanımlanır.¹¹⁶ Yoğunluk, parlaklık ile ters orantı gösterir. Örneğin, kırmızı ve pembe aynı ton ailesinden gelmektedir; ancak kırmızı daha yüksek doygunluğa sahipken, pembe daha düşük doygunluğa sahiptir.¹⁸⁴

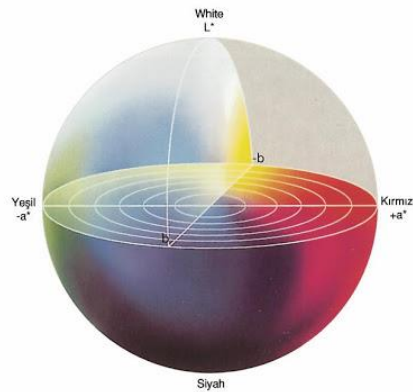
Bir renge gri eklendiğinde, bu durum rengin doygunluğunun azalmasına neden olurken renk tonuna etki etmez. Başlangıç renginin değişimi, eklenen grinin renk değerine bağlıdır.¹⁸² Yoğunluk Vita renk skalasında numaralar yardımıyla gösterilir.³⁸



Şekil 2.6. Yoğunluk (chroma)¹⁸⁷

CIELAB renk sistemi

"Commission Internationale de l'Eclairage" (CIE) tarafından 1976 yılında tanıtılan CIELAB sistemi, en yaygın kullanılan renk sistemidir.^{38,174} Munsell renk sisteminden farklı olarak, aynı mesafedeki renkler arasındaki farklılıklar birim olarak (ΔE_{00}) ifade edilir, bu sebeple klinik olarak yorumlanmaları daha kolaydır.³⁸



Şekil 2.7. CIE L*a*b* Koordinatları ve Renk Sistemi

Bu sistem rengi üç koordinat ile tanımlar;

L* değeri: Rengin akromatik özelliklerini belirtir. Munsell renk sistemindeki value değerine benzemektedir. Aydınlık, parlaklık, siyah/beyaz özelliklerini ve ana renkle ilişkili olmayan diğer özelliklerini tanımlar. L* değeri yüksek olan renkler, renk alanının üst tarafında bulunur.³⁸

a* ve b* değerleri: Rengin kromatik özelliklerini ve siyah/beyaz olmayan özelliklerini belirtir. Pozitif a* değerleri kırmızı-mor renk ile ilişkilendirilirken, negatif a* değerleri mavi yeşil renkleri ile ilişkilendirilir. b* değeri ise sarı/mor-mavi eksene denk gelir.³⁸

CIE L*a*b* sisteminde ΔE_{00} değeri, iki nesne arasındaki algılanan renk farklılığının miktarını belirten sayısal bir değerdir. Gruplar arasındaki renk farklılıkları bir formülle hesaplanmaktadır.⁴¹

ΔE_{00} değerleri için insan gözünün algılayabildiği ve klinik olarak kabul edilebilir değerleri tespit edebilmek, kişisel farklılıklar sebebiyle son derece zordur. Tek bir değere odaklanmak yerine “insan gözünün ayırt edebileceği” ve “klinik olarak kabul edilebilir” olarak değerlendirmenin daha doğru olduğu bildirilmiştir.¹⁸⁸ O'Brien renk değişiminin 3,5 ΔE_{00} birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir.⁴¹ (Tablo 2.1)

Tablo 2.1. O'Brien' in renk farkları(ΔE_{00}^*) - klinik renk eşleşmesi

ΔE	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
>3,5	Uyumsuz

CIEDE 2000 Renk Sistemi

Renk farklılığını ölçmek için geliştirilen CIEDE 2000 renk farklılığı formülü yaygın olarak kullanılmaktadır. Son araştırmalar, CIEDE 2000'in CIELAB formülüne göre renkler arasındaki farklılıkları daha belirgin bir şekilde gösterdiğini ortaya koymuştur.^{189,190}

CIEDE 2000 renk farkı formülü, CIELAB renk uzayının tekdüze olmaması için SL, SC, SH gibi ağırlıklandırma fonksiyonlarını içerir. Ton ve doygunluk farklılıkları arasındaki etkileşimli olan döndürme terimi (RT) ile mavi renklerin performansı gelişirken, a* koordinatının modifikasyon ile (ölçeklendirme faktörü), gri renklerin (düşük kroma) ve parametrik faktörlerin performansı (KL, KC, KH) ΔE00 formülünü geliştirmiştir.¹⁹¹

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

Formülde belirtilen ΔL', ΔC' ve ΔH' iki ölçüm arasındaki aydınlık (lightness), renk yoğunluğu (chroma) ve renk tonu (hue) farklarını tanımlar. SL, SC ve SH renk yoğunluğu ve renk tonuna ait ağırlık fonksiyonlarını ifade ederken, RT; Rotasyon terimidir. Mavi rengin ton ve doygunluk farklılıkları arasındaki etkileşimdir. KL, KC ve KH aydınlık, renk yoğunluğu ve renk tonu için kullanılan parametrik faktörlerdir. Çalışmalarda genellikle CIE tarafından önerilen ve kabul gören parametrik faktörler değerleri (KL=1, KC=1 ve KH=1) kullanılmaktadır.¹⁹²

Translusensi parametresi değerinin (TP00) hesaplanması içinde CIEDE 2000 renk ölçüm sisteminde siyah ve beyaz zeminde yapılan ölçümlerden elde edilen L, a, b değerlerini formül içerisine yerleştirerek kullanılabilir.

$$TP00 = \sqrt{\left(\frac{L'_B - L'_W}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{C'_B - C'_W}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{H'_B - H'_W}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{C'_B - C'_W}{k_C S_C}\right) \left(\frac{H'_B - H'_W}{k_H S_H}\right)}$$

Formülde belirtilen “B” ve “W” alt simgeleri, renk koordinatlarına karşılık gelen sırasıyla siyah ve beyaz arka planları temsil eder. Zeminlerdeki (LB-LW), (CB-CW) ve (HB-HW) örneklerde siyah ve beyaz zeminlerdeki sırasıyla aydınlık (lightness) renk yoğunluğu (chroma) ve renk tonu (hue) farklarını gösterir. RT; Rotasyon terimidir. Mavi rengin ton ve doygunluk farklılıkları arasındaki etkileşimdir. Ağırlıklandırma fonksiyonları SL, SC, SH; L, a, b koordinatlarında B (siyah) ve W (beyaz) arka planlar üzerinde renk farkı konumunun varyasyonları için toplam renk farklılığını ayarlar. KL, KC ve KH ise aydınlık, renk yoğunluğu ve renk tonu için kullanılan parametrik faktörlerdir.¹⁹³

2.6.4 Renk Seçme Sistemleri

Görsel olarak yapılan renk seçimi

Görsel olarak renk ve translusensinin değerlendirilmesi yaygın kullanılan yöntemdir.¹⁹⁴ Görsel renk analizi sırasında renk skalaları kullanılsa da, renk algısı subjektif olduğundan diş hekimleri arasında tekrarlanan renk seçimlerinde ve bu seçimlerde tutarsızlıklar yaşanabilir.¹⁹⁵ Görsel renk analizinde renk seçimlerini etkileyen faktörler arasında aydınlatma ışığının şiddeti, yaş, deneyim, psikoloji, renk skalası ve hekim pozisyonu vb. sayılabilir.¹⁹⁶

Dijital Renk Analiz Yöntemleri

Renk seçiminde yaşanan subjektiflik ve tutarsızlıkları minimize etmek amacıyla daha güvenilir ve objektif renk analizi yapmak amacıyla dijital aletlerin kullanımını artmıştır. Aletli analizlerde kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital kameralar kullanılır.¹⁹⁷

Kolorimetreler

Rengin üç boyutu olan sistemlerde X, Y, Z veya L, a, b koordinatlarında rengi algılayabildikleri için hassasiyetleri daha düşüktür. Cihazın filtrelerinin zaman içerisinde eskime gözlenir bu durum renk ölçümlerinin hassasiyetini azalmasına neden olur. Kolorimetreler translusent materyallerde yeterli ölçüm yapamaz bu sebeple materyallerde ölçüm yaparken standart arka plan kullanılması gerekmektedir.⁴⁰

Spektrometreler

Optik, dedektör, monokromatör ve okuyucu olmak üzere dört temel bölümden oluşur. Düz yüzeyli olmayan ve translusent materyallerin rengini de ölçebildiği için sıklıkla kullanılmaktadır.¹⁹⁸ Ancak bu aletlerle yapılan ölçümlerde ufak değişiklikler bile büyük sapmalara yol açabilir, bu da spektrometrelerin hassasiyetinin bir dezavantajıdır.¹⁹⁹

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, renk ölçümlerinde en sık kullanılan cihazlardır ve bir cismin yansıttığı ışığın, beyaz bir referans ışığa oranını ölçmek için tasarlanmıştır. Işık kaynağı, dedektör ve monokromatörden oluşur. Spektrometrelerden farkı, sabit bir ışık kaynağına sahip olmasıdır.²⁰⁰ Kolorimetrelerden farkı, metamerizmi de değerlendirebilmeleridir.¹⁹⁹ Metamerizmi ayırt edebilme özelliği, kolorimetrelerden

daha fazla tercih edilmelerine neden olur. Güneş ışığı, ampul ışığı ve floresan ışıklar altında farklı değerleri verdiği için bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolü ve renk tariflerinde kullanılır.^{201,202}

2002 yılında piyasaya sürülen CIE Lab* değerlerini veren Vita Easyshade spektrofotometresi, ana üniteye bağlı bir el aparatından oluşur ve dış yüzeyiyle temasta olan probu yaklaşık 5 mm çapındadır. Prob, 19 adet 1 mm çapında fiberoptik demet içerir ve dişi, ölçüm sırasında etrafındaki halojen lamba tarafından dairesel bir şekilde aydınlatır. Cihaz renk ölçüm sonucunu 3D-Master ve Vitapan Classical skalalarına göre vermektedir.²⁰³ 2009 yılında piyasaya sürülen VITA Easyshade Compact, bu cihazın ikinci jenerasyonu olup, Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master (VITA Zahnfabrik, Germany) skalalarına göre renk ölçümü yapabilen kontakt tip bir spektrofotometredir.¹⁹⁵

Dijital kameralar

Bir objenin görüntüsü dijital kamera aracılığıyla alındıktan sonra, kameranın bağlandığı bilgisayar mevcut görüntüleri CIE Lab* cinsinden ifade eder. Renk ölçümünde ve hekim-laboratuvar iletişimde sık tercih edilir. Tüm objenin renk görünümünü detaylı bir şekilde elde edebilmesi en önemli avantajıdır.²⁰⁴

2.7. Hipotez

Çalışmanın sıfır hipotezleri:

1. Tamir edilen restorasyonların renk ve translusensi stabilitesi açısından protetik materyaller ve kompozit rezin tipleri arasında fark yoktur.
2. Renk değişimi ve translusensi değişimi arasında bir ilişki yoktur.
3. Tüm protetik materyaller aynı kompozit rezin tipi ile benzer şekilde uyum gösterecektir.

3. GEREÇ ve YÖNTEMLER

3.1 Etik Kurul Onayı

Çalışmanın etik kurul onayı; 14/03/2023 tarihinde, Pamukkale Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'nda 05 oturum sayısıyla alındı. Bu çalışma, Pamukkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2023DİŞF002 kodlu proje ile desteklenmiştir. Çalışma örneklerinin hazırlanması Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda, termal siklus ile yapay yaşlandırma işlemi Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda, optik analizler Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.2. Örnek Sayısının Belirlenmesi

Çalışmamızda $f=0,2$ olacak şekilde yapılan örneklem büyüklüğü hesaplaması analizi sonucunda her grup için en az 8 örnek alınması durumunda %95 güvenle %80 güç elde edilebileceği hesaplandı. Ancak test sırasında oluşabilecek problemlerin önüne geçilebilmesi için her grupta toplam 10 örnek olması planlandı.

Çalışma protokolümüz sırasıyla;

- 1- 3 boyutlu yazıcı ile hazırlanacak örnekler STL formatında tasarlandı.
- 2- 3 boyutlu yazıcı ile daimi kron rezin örnekleri hazırlandı.
- 3- CAD/CAM restoratif materyaller hassas kesme cihazı ile hazırlandı.
- 4- Su soğutması altında 800-1000-1200 gritlik zımpara kağıtlar ile zımparalandı ve yüzey standardizasyonu sağlandı.
- 5- Dijital kumpas ile örnek boyutları kontrol edildi.
- 6- Materyale uygun manuel sinterleme, polisaj ya da glaze işlemleri uygulandı.
- 7- Kompozit rezin ile tamir işlemi uygulandı.
- 8- Birinci renk ölçümü yapıldı.
- 9- Termal siklus ile yapay yaşlandırma işlemi uygulandı (5.000 siklus).
- 11- İkinci renk ölçümü yapıldı.
- 12- Renk ve translusensi değişimleri hesaplandı.
- 13- İstatistik analizler yapıldı.

Çalışmada kullanılan protetik materyallerin üretici firma adları, lot numaraları ve kompozisyonları Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan protetik materyaller

Materyal Tipi	Marka	Grup Kodu	Üretici Firma	Lot No.	Monomer	Doldurucu
3B Baskı ile Üretilen Daimi Restorasyon Rezini	SAREMCO PRINT-CROWNTEC (A2)	SPC	Saremco, Dental AG, İsviçre	E622	BisEMA (%50-70)	Trimetilbenzoildifenilfosfin oksit (%0,1-1) Silika doldurucu Cam doldurucu
Hibrit Seramik	VİTA ENAMIC (A2-HT)	VE	VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya	99170	Ağırlıkça: %14 UDMA TEGDMA	Ağırlıkça: % 86 SiO ₂ (%58-63) Al ₂ O ₃ (%20-23) Na ₂ O (%9-11) K ₂ O (%4-6) B ₂ O ₃ (%0.5-2) Zr ₂ O (%0-1) CaO (%0-1)
Nanohibrit Seramik	GRANDIO BLOCS (A2-HT)	GB	VOCO, Munchen, Almanya	2305234	Ağırlıkça: %14 UDMA TEGDMA Bis-GMA	Ağırlıkça: % 86 SiO ₂ (20-40 nm) Cam seramik partiküller Nanohibrit doldurucular
Nano Lityum Disilikat	AMBER MILL (A2)	AM	HASSBio, Kangneung, Güney Kore	EBE06OHO501	0	Li ₂ Si ₂ O ₅ (%46,1) SiO ₂ Li ₂ O Cam seramik partiküller (%39,9)
Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik	GC INITIAL LRF (A2-HT)	IL	GC, Tokyo, Japonya	2301021	0	SiO ₂ Al ₂ O ₃ K ₂ O Na ₂ O Lösit kristali (1.5-3 µm)

Tablo 3.1. devam: Çalışmada kullanılan protetik materyaller

Gelişmiş Lityum Disilikat	CEREC TESSERA (A2-HT)	CT	Dentsply Sirona Inc. GmbH, Almanya	16015174	0	Li ₂ Si ₂ O ₅ (0,5 µm)(%90) Li ₃ PO ₄ (%5) LiAlSi ₂ O ₆ (%5) SiO ₂ (%81) P ₂ O ₅ (%8.1) K ₂ O (%5.9) Al ₂ O ₃ (%3.8) TiO ₂ (%0.5) CeO ₂ (%0.614)
Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat	CELTRA DUO (A2-HT)	CD	Dentsply Sirona Inc. GmbH, Almanya	16006447	0	Li ₂ SiO ₃ (%25) Li ₂ Si ₂ O ₅ (%11) SiO ₂ (%58) ZrO ₂ (%10) (500-800 nm) Al ₂ O ₃ (%1.9) P ₄ O ₁₀ (%5) Tb ₄ O ₇ Ce (%1)

Bis-GMA; bisfenol A glikol dimetakrilat, Bis-EMA; etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat, TEGDMA; Trietilen glikol dimetakrilat, UDMA; Üretan dimetakrilat, SiO₂; silikon oksit (silika), ZrO₂; zirkonyum oksit, Li₂Si₂O₅; Lityum disilikat Li₂SiO₃; Lityum metasilikat, K₂O; Potasyum oksit, Al₂O₃; Alüminyum oksit, CeO₂; Seryum oksit, CaO; Kalsiyum oksit, B₂O₃; Bor oksit, Li₂O; Lityum oksit, Na₂O; Sodyum oksit LiAlSi₂O₆; Lityum alümina silikat P₂O₅; Difosfor pentoksit, P₄O₁₀; Fosfor Pentoksit, Tb₄O₇; Terbiyum Oksit, TiO₂; Titanyum dioksit, Ce; Seryum, HT; yüksek translusensi

Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin üretici firma adları, lot numaraları ve kompozisyonları Tablo 3.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

Tür	Marka	Grup Kodu	Üretici firma	Lot no	Matriks	Doldurucular
Nanohibrit Dolduruculu Ormoser Esaslı Kompozit Rezin	ADMIRA FUSION X-TRA (Tek renk)	Admira	Voco GMBH, Cuxhaven, ALMANYA	2315067	Bis-GMA UDMA TEGDMA HEMA Aromatik ve alifatik dimetakrilatlar, metakrilat ile fonksiyonelleştirilmiş polisiloksan	Ağırlıkça: %86 Hacimce: %70 Silikon dioksit nano doldurucular (20-50 nm) Silikon oksit esaslı hibrid doldurucular (1 µm)
Supra Nano Dolduruculu Kompozit Rezin	OMNICHROMA (Tek renk)	Omni	Tokuyama Dental Tokyo, Japonya	092E82	UDMA TEGDMA	Ağırlıkça: %79 Hacimce: %68 Supra nano sferik doldurucu Zirkonya-silika partikülleri (260 nm)
Nanohibrit Kompozit Rezin	CLEARFIL MAJESTY ES-2 (A2E)	Clear	Kuraray, Noritake Dental Japonya	950041	Bis-GMA Hidrofobik aromatik DMA Hidrofobik alifatik DMA	Ağırlıkça: %78 Hacimce: %66 Silanize baryum cam (0.37–1.5 µm) doldurucu
Nanohibrit Kompozit Rezin	FILTEK Z550 (A2)	Filtek	3 M ESPE, ABD	9457512	Bis-GMA Bis-EMA PEGDMA TEGDMA UDMA	Ağırlıkça: %81,8 Hacimce: %67,8 Zirkonya-silika partikülleri (0,1-10 µm) Modifiye silika partikülleri (20 nm)

Kısaltmalar: Bis-GMA; bisfenol A glikol dimetakrilat, Bis-EMA; etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat, TEGDMA; Trietilen glikol dimetakrilat, UDMA; Üretan dimetakrilat; DMA; dimetakrilat, HEMA; 2-Hidroksietil Metakrilat, PEGDMA; Polietilen glikol dimetakrilat

Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firma adları Tablo 3.4.'te belirtilmiştir.

Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz	Ürün Adı	Üretici Firma
Hassas Kesme Cihazı	Isomet 1000	Buehler LTD. Lake Bluff, IL, ABD
Kesme Bıçağı	DIMOS 19-100	Metkon Endüstriyel San. Tic.A.Ş., Bursa, Türkiye
Porselen Fırını	Programat P300	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
LED Işınlı Dolgu Polimerizasyon Cihazı	Woodpecker B-Cure Plus	Guilin Guangxi, Çin
Ultrasonik temizleme cihazı	Heatable Ultrasonic Cleaner JP-4820	Skymen, Guangdong, Çin
Digital Renk Ölçüm Cihazı	Vita Easychade V	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Digital Kumpas		Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japonya
Termal Siklus Deney Cihazı		Gökçeler Makina, Sivas, Türkiye
Polisaj seti	Optragloss Assortment Polisaj Disk	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
3 Boyutlu Yazıcı	Asiga max UV	Asiga, CA, ABD
LED Kürleme Makinesi	PowerCure	Asiga, CA, ABD
Mikromotor	Kavo 181 DBN	KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya
Anguldurva	Kavo 2068 FGBN	KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya

3.2 Örneklerin Hazırlanması

3.2.1. 3B Baskı ile Üretilen Daimi Restorasyon Rezini Örneklerin Hazırlanması

Saremco Print-Crowntec Rezin Örneklerin Hazırlanması

3B yazıcı ile üretilen örnekler bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı Exocad (GmbH, Darmstadt, Almanya) ile dikdörtgenler prizma geometrisinde 10x10x1,8 mm (genişlik, uzunluk, derinlik) ölçülerinde STL formatında dosya oluşturuldu. Örneklerin üretim doğrultusu yatay yönde (0 derece), tabaka kalınlığı 50 µm olarak belirlendi.



Şekil 3.1. 3B yazıcı örneklerinin tasarımı ve programa yerleştirilmesi

Saremco Print Crowntec (Saremco, Dental AG, İsviçre) dijital ışık işleme (DLP) tipi 3 boyutlu yazıcı olan Asiga Max UV (ASIGA, Sidney, Avustralya) ile $35\pm 3^{\circ}\text{C}$ sıcaklıkta 1,8 mm kalınlığında 50 adet olacak şekilde basıldı.



Şekil 3.2. Üretim tablasında yatay doğrultuda üretilen örnekler

3B baskıdan sonra elde edilen tüm örnekler üretim tablasından ayrıldı ve artık rezinlerin uzaklaştırılması için 4 dakika boyunca %98'lik saf izopropanol ile yıkama işlemi uygulandı.



Şekil 3.3. Üretilen Saremco Print Crowntec örneklerin alkol ile yıkanması

Yıkama işleminden sonra 385 - 465 nm dalga boyuna sahip UV LED Power Cure cihazı (Asiga, Sidney, Avustralya) ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda her bir küreleme 180 saniye olacak şekilde 2 kere fotoküreleme yapıldı. Elmas disk yardımıyla destek çubuklar ve oluşan artıklar tesviye edildi.



Şekil 3.4. Saremco Print Crowntec örneklerin Power Cure cihazı ile polimerizasyonu

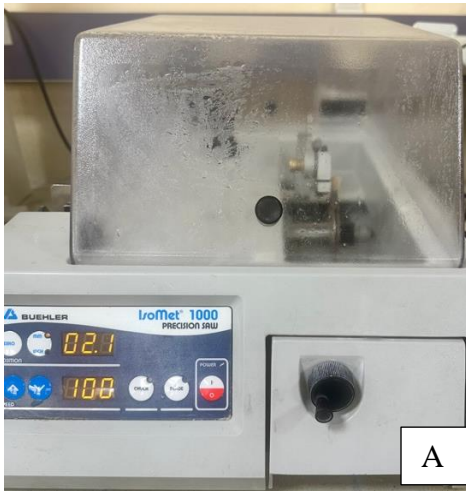
3.2.2. CAD-CAM Bloklardan Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda, hibrit seramik (Vita Enamic), nanohibrit seramik (Grandio Blocs), nano lityum disilikat (Amber Mill,) lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (GC initial LRF), gelişmiş lityum disilikat (Cerec Tessera) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (Celtra Duo) CAD-CAM blok kullanıldı. Tüm bloklar yüksek translusensi ve A2 renginde seçildi.

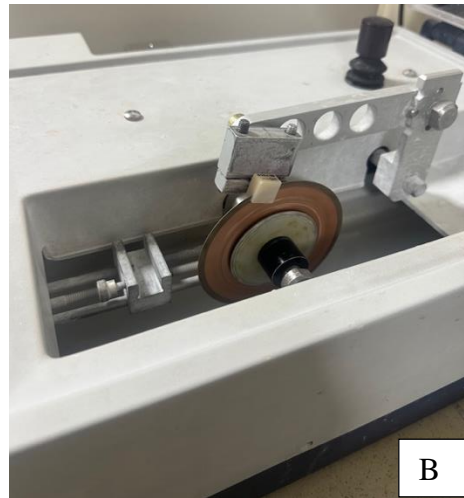


Şekil 3.5. Çalışmada kullandığımız sırasıyla Celtra Duo, Amber Mill, Vita Enamic, Grandio Blocs, GC Initial LRF, Cerec Tessera Bloklar

Her CAD/CAM bloktan 50 adet olmak üzere toplam 300 adet numune hazırlandı. Bloklar soğutucu su altında, dakikada 100 devirlik hız modunda, 100x0,38x12,7 mm, metal bağlı, yüksek konsantrasyonlu elmas disk (DIMOS 19-100 Metkon ,Bursa, Türkiye) ile hassas kesme cihazında (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kullanılan elmas kesme diskinin kalınlığı da hesaplanarak nihai kalınlığı 1,5 mm olacak şekilde hazırlandı.



Şekil 3.6. A. Isomet 1000 hassas kesim cihazı



B. Su soğutması altında kesilen CAD/CAM blok

Amber Mill örneklerin hazırlanması

Hazırlanan Amber Mill örnekler kristalizasyonun tamamlanması için üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat P310 fırında (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lichtenstein), tabloda gösterilen değerler ile standart modda kristalize edildi.

Tablo 3.5. Amber Mill Blokların Kristalizasyon Değerleri

Başlangıç sıcaklığı (°C)	400
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk.)	3:00
Sıcaklık artış oranı (°C/dk)	60
Kristalizasyon sıcaklığı (°C)	815 (HT)
Bekleme zamanı (dk.)	15:00
Vakum (VAC1/VAC2) (°C)	550/815
Bitim sıcaklığı (°C)	690

Cerec Tessera örneklerin hazırlanması

Cerec Tessera örneklerinin kristalizasyonun tamamlanması için üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat P310 fırında (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lichtenstein), tabloda gösterilen değerlerde her örneğin tek yüzeyine tek kat olacak şekilde Universal Spray Glaze (Dentsply Sirona) kullanılarak glaze işlemi uygulandı.

Tablo 3.6. Cerec Tessera Blokların Kristalizasyon Değerleri

Başlangıç sıcaklığı (°C)	400
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk.)	1:00
Sıcaklık artış oranı (°C/dk)	55
Kristalizasyon sıcaklığı (°C)	760
Bekleme zamanı (dk.)	2:00
Vakum (VAC1/VAC2) (°C)	-
Bitim sıcaklığı (°C)	760



Şekil 3.7. Programat P310 fırın ile kristalizasyon işlemi

Celtra Duo, GC Initial LRF, Vita Enamic, Grandio Blocs örneklerin hazırlanmasında ek bir işlem yapılmamıştır.

3.3. Örnek Yüzeylerinin Hazırlanması ve Kalınlıklarının Standardizasyonu

Örnek kalınlıkları 0,01 mm doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip dijital mikrometre (Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japonya) ile 4 farklı noktadan ölçüm yapılarak kontrol edildi.



Şekil 3.8. Dijital kumpas ile kalınlık ölçümü

Yüzeylerinin pürüzsüz ve standart olabilmesi için sırasıyla her grup için örnekler her bir kağıt ile 1'er dakika boyunca sırasıyla 800, 1000 ve 1200 grit silisyum karbür kağıtları (3M ESPE, St. Paul, mn, ABD) ile su soğutması altında manuel olarak aşındırıldı.

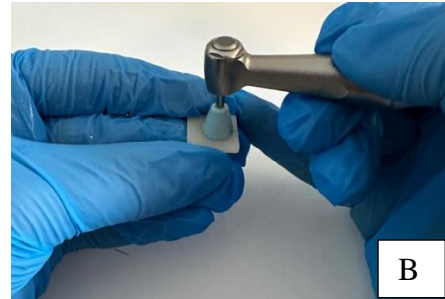
Yüzey standardizasyonu tamamlandıktan sonra 1,5 mm kalınlığında 50 adet 3B baskı ile üretilen daimi restorasyon rezini ve 300 adet CAD/CAM restoratif materyali olmak üzere toplam 350 örnek elde edildi.

3.4. Örneklerin Yüzeylerine Polisaj İşleminin Uygulanması

Manuel polisaj işlemi için her örnek için tek yüzeyde mikromotor (Kavo 181 DBN; KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ve anguldurva (Kavo 2068 FGBN; KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya) ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda, EN ISO 6872/A1 standardına uygun olarak düşük basınç altında 10.000 rpm hızda 1'er dk boyunca Optragloss polisaj kiti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile önce yüksek grenli (koyu mavi) sonra düşük grenli (açık mavi) elmas içerikli polisaj lastiği ile polisajlandı. Her 10 örnekte bir polisaj lastikleri değiştirildi.



Şekil 3.9. A. OptraGloss polisaj diskleri



B. Polisaj işlemi uygulaması

3.5. Örneklerin Yüzeylerinin Temizliği

Tamir prosedürü uygulanmadan önce ve tamir prosedürü uygulandıktan sonra, örneklerin üzerinde artık madde kalmaması için %98 izopropil alkol ile ultrasonik temizleyicide 5 dakika bekletildi ve hava ile kurutuldu.



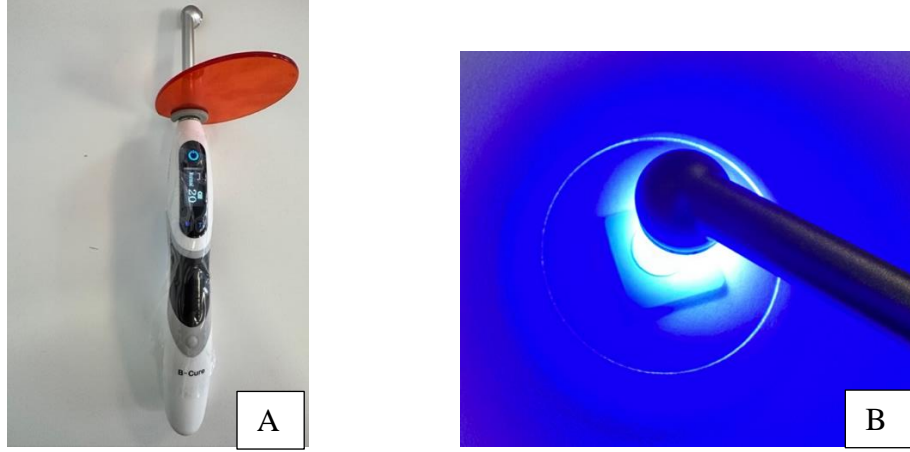
Şekil 3.10. Ultrasonik temizleme cihazında örneklerin temizlenmesi

3.6. Örneklere Tamir Materyalinin Uygulanması

Hazırlanan tamir yüzeylerine Monobond etch and prime (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), üreticilerin önerileri doğrultusunda aplikatör yardımıyla 20 saniye aktifleştirilerek uygulanıp, 40 saniye bekletildi, 10 saniye hava-su spreyi ile yıkanıp hava ile kurutuldu.

Çalışmamızda 2 adet tek renkli universal kompozit (Omnichroma, Tokuyama ve Admira Fusion X-tra, VOCO) ve 2 adet çoklu renk sistemine sahip universal kompozit (Clearfill Majesty ES-2, Kuraray ve Filtek Z550, 3 M ESPE) olmak üzere 4 farklı restoratif materyal kullanıldı.

Tamir kompozit rezini, ağız spatülü ve siman fulvarı yardımıyla 1 mm yüksekliğinde 8 mm çapında şeffaf plastik kalıplar içerisinde, porselen örneklerin polisajlı yüzeylerine denk gelecek şekilde yerleştirildi. Üzerine yerleştirilen kompozit rezinde pürüzsüz ve uniform bir yüzey elde etmek için, bir poliester şerit ve bir cam levha ile örneklere hafifçe bastırıldı. 20 saniye süre ile Woodpecker B-Cure Plus (Guilin Guangxi, Çin) LED ışık cihazıyla polimerize edildi. Işık cihazının ucu ile örnekler arasındaki mesafenin minimum olmasına dikkat edildi.



Şekil 3.11. A. Woodpecker B-Cure Plus ışık cihazı B. Tamir materyalinin ışık cihazı ile polimerizasyonu



Şekil 3.12. Tamir materyali uygulanmış gruplara ait örnekler

Polimerizasyona bağlı oluşabilecek problemlerin önüne geçilmesi için örnekler 24 saat ışıksız bir kap içerisinde bekletildi.

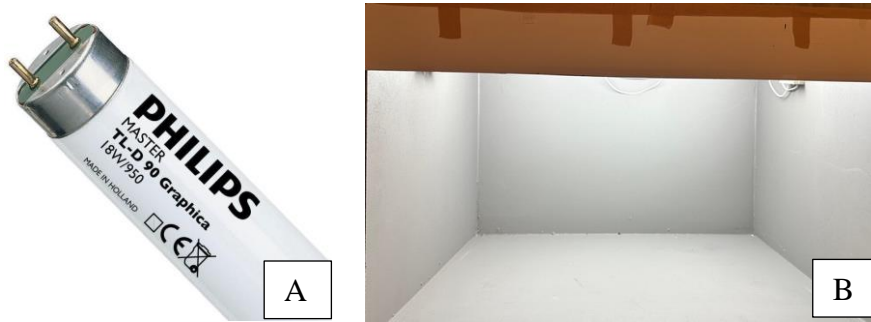
3.7. Tamir Materyali Uygulandıktan Sonra Örneklerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Çalışmada renk ve translusensi ölçümü için VITA Easyshade (Vita Zahnfabrik, Almanya) spektrofotometre cihazı kullanıldı. Ölçümler sırasında standardizasyonu sağlamak için üretici firmanın talimatı doğrultusunda her ölçümden önce şarj aparatının üzerinde bulunan kalibrasyon tablası kullanılarak cihazın kalibrasyonu gerçekleştirildi.



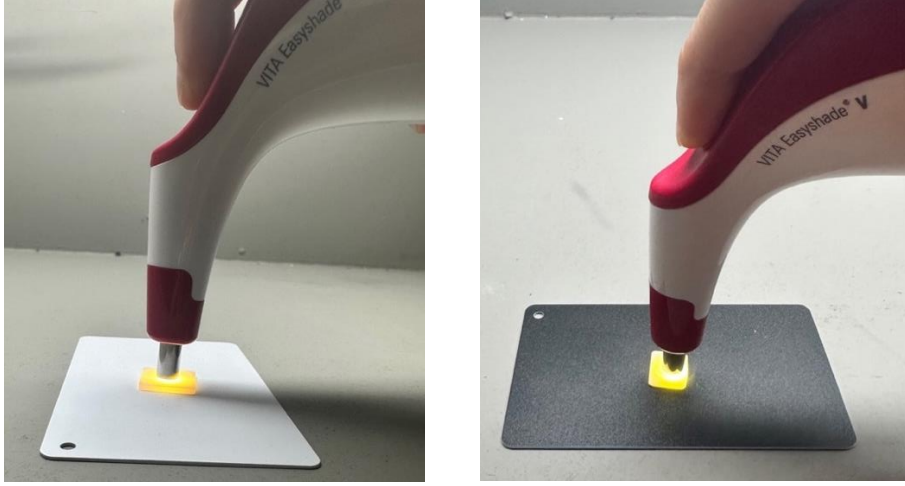
Şekil 3.13. VITA Easyshade V cihazı

Çalışmadaki standardizasyonu sağlamak için tüm ölçümler pencere veya doğal ışık olmayan aynı kapalı ortamda renk ölçüm kabini içerisinde yapıldı. Renk kabinindeki ışık gücü CIE standartlarına göre gün ışığı lambası (D65) kullanılarak 6500K'ya ayarlandı (TL-D Graphica 965 18W/965, Philips, Amsterdam, Hollanda). Renk ölçüm kabininin içi nötral gri bir boya (5574 Işık Kabini Boyası, Prowhite, Türkiye) ile iki kat olacak şekilde kaplandı.



Şekil 3.14. A. TL-D Graphica 965 Lamba B. Renk ölçüm kabini

Işık kabini içerisinde gri zemin üzerinde her bir tamir edilen yüzeyden cihazın ölçüm ucu örnek yüzeyine 90°'lik açı ile temas edecek şekilde, örneklerin merkezinden saat yönünde döndürülerek 3 kez tekrarlanan ölçümler yapıldı. Her bir örneğin 'L', 'a', 'b' değerlerinin ortalaması alınarak ilk ölçüm tamamlandı. Translusensi parametresi (TP) için ise ölçümler beyaz ve siyah zeminler üzerinde aynı prosedür ile gerçekleştirildi.



Şekil 3.15. Beyaz ve Siyah Zeminde Vita Easyshade V cihazı ile renk ölçümü

3.8. Termal Yaşlandırma İşleminin Uygulanması

Bir döngü 5-55 ($\pm 2^{\circ}\text{C}$) sıcaklık aralığında distile su içeren sıcak ve soğuk banyo tanklarında bekleme süresi 30 saniye ve iki banyo arası transfer süresi ise 10 saniye olacak şekilde ayarlandı. Toplamda 5.000 döngü uygulandı.



Şekil 3.16. Termal siklus cihazı

3.9. Renk Değişiminin (ΔE_{00}) Hesaplanması

Termal yaşlandırma işlemi tamamlandıktan sonra, birinci renk ölçümündeki aynı prosedürle ikinci renk ölçümü tamamlandı. Daha sonra iki ölçümden alınan verilerin ΔE_{00} değeri için CIEDE 2000 renk ölçüm sistemine göre aşağıda verilen formülle hesaplandı. Bu çalışmada KL, KC ve KH parametrik faktörleri 1:1:1 olarak belirlendi.

Algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{00} \leq 0,8$ ve kabul edilebilirlik eşiği $\Delta E_{00} \leq 1,8$ olarak belirlendi.²⁰³

3.10. Translusensi Değişiminin (ΔTP) Hesaplanması

Örneklerin Translusensi Parametresi değerleri (TP_{00}) siyah ve beyaz zemin üzerinde gerçekleştirilen birinci ve ikinci ölçümden elde edilen 'L', 'a', 'b' değerlerini, CIEDE 2000 renk ölçüm sistemindeki formül içine yerleştirerek hesaplandı. Bu çalışmada KL, KC ve KH parametrik faktörleri 1:1:1 olarak belirlendi.

Algılanabilirlik eşiği $\Delta TP \leq 0,62$ ve kabul edilebilirlik eşiği $\Delta TP \leq 2,62$ olarak belirlendi.¹⁹³

ΔTP ise $TP_{2.ölçüm} - TP_{1.ölçüm}$ 'den elde edildi.

3.11 İstatistiksel Değerlendirme

Veriler Minitab 19 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro Wilk testi ve çarpıklık basıklık değerleri dikkate alınarak değerlendirildi. Kompozit ve seramiklere göre ΔE_{00} ve ΔTP değerlerinin karşılaştırılmasında iki yönlü varyans analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalarda Bonferroni testinden yararlandı. Porselen ile kompozit rezinler arasındaki uyumların karşılaştırılmasında Dunnet testi kullanıldı. Normal dağılıma uyan sürekli parametrelerin ilişkisinin incelenmesinde Pearson korelasyon katsayısı kullanıldı. Analiz sonuçları ortalama ve standart sapma olarak sunuldu. Seramik-kompozit renk ve translusensi uyumunun analizinde tek yönlü varyans analizi ve post-hoc Dunnet testi kullanıldı. Önem düzeyi $p < 0,05$ alındı.

4. BULGULAR

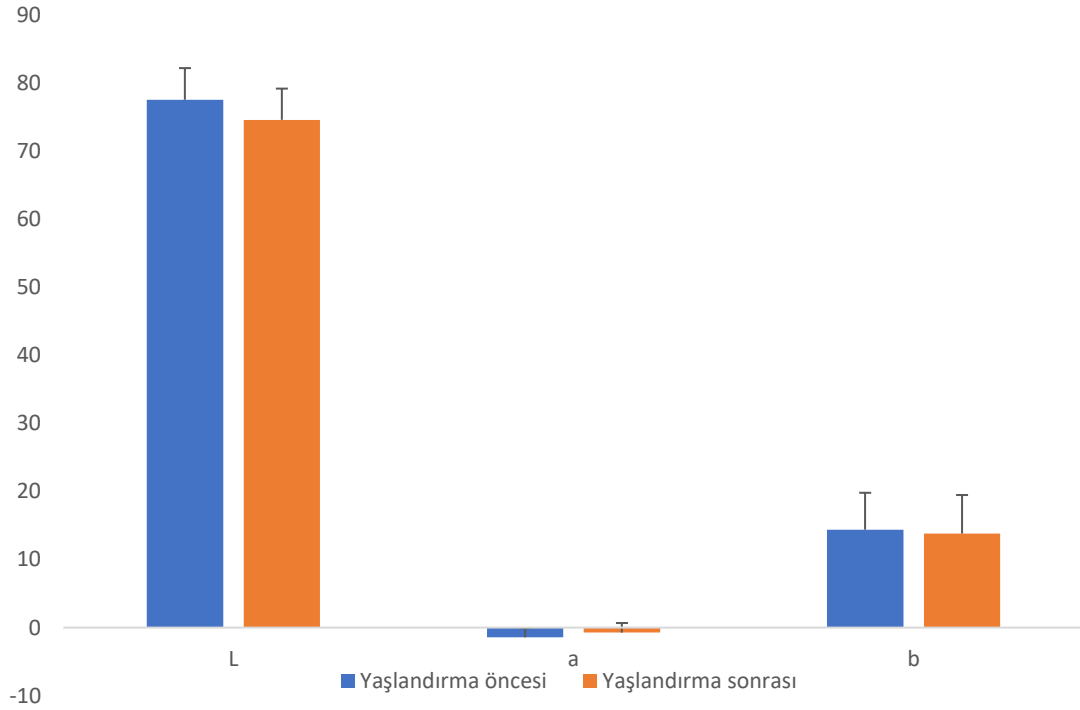
4.1. 'L', 'a', 'b' Değerleri Bulguları

Tablo 4.1. Yaşlandırma öncesi ile yaşlandırma sonrası renk ölçümleri değerlerinin karşılaştırılması

	Yaşlandırma öncesi		Yaşlandırma sonrası		Test istatistiği	p*
	Ortalama \pm S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)	Ortalama \pm S.Sapma	Ortanca (Min-Mak)		
'L'	77,56 \pm 4,65	77,75 (62,18 - 86,97)	74,61 \pm 4,59	74,37 (61,93 - 84,17)	29,254	<0,001
'a'	-1,42 \pm 1,35	-1,08 (-4,7 - 0,5)	-0,73 \pm 1,4	-0,73 (-4,32 - 1,65)	-25,018	<0,001
'b'	14,39 \pm 5,42	12,73 (6,78 - 28,28)	13,81 \pm 5,67	11,95 (6,12 - 27,9)	7,067	<0,001

*Bağımlı Örnekler t testi; Ortalama \pm Standart Sapma; Ortanca (Minimum - Maksimum)

Yaşlandırma öncesi ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümü ortalaması 77,56 iken yaşlandırma sonrasında 74,61 olarak bulunmuştur. Yaşlandırma öncesi ile yaşlandırma sonrası a ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümü ortalaması -1,42 iken yaşlandırma sonrasında -0,73 olarak bulunmuştur. Yaşlandırma öncesi ile yaşlandırma sonrası b ölçümlerinin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümü ortalaması 14,39 iken yaşlandırma sonrasında 13,81 olarak bulunmuştur.



Şekil 4.5. Yaşlandırma öncesi ile sonrası renk ölçümü değerlerinin ortalama ve standart sapma grafikleri

Tablo 4.2. Seramik türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'L' ölçümlerinin karşılaştırılması

	'L'1	'L'2	Test istatistiği	p*
Seramik				
SPC	81,53 ± 3,11 81,58 (75,8 - 86,97)	77,56 ± 2,63 77,85 (72,67 - 83,23)	16,678	<0,001
VE	78,96 ± 3,66 78,78 (72,33 - 84,45)	75,87 ± 3,91 75,76 (69,24 - 82,38)	20,453	<0,001
AM	71,58 ± 5,22 72,17 (62,18 - 81,95)	69,33 ± 4,68 68,18 (61,93 - 79,15)	8,497	<0,001
GB	77,4 ± 2,85 77,85 (71,4 - 83,2)	74,02 ± 3,55 74,1 (67,38 - 81,32)	14,736	<0,001
IL	77,93 ± 3,78 77,64 (71,08 - 84,47)	75,15 ± 4,47 74,69 (68,05 - 84,17)	10,893	<0,001
CT	78,65 ± 4,13 77,52 (71,28 - 85,9)	76,96 ± 3,76 77,18 (70,53 - 83,83)	4,778	<0,001
CD	76,88 ± 2,85 77,04 (70,67 - 82,27)	73,38 ± 3,52 72,88 (67,8 - 81,15)	17,344	<0,001

*Bağımlı Örnekler t testi; Ortalama ± Standart Sapma; Ortanca (Minimum - Maksimum)

SPC seramiğinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 81,53 iken yaşlandırma sonrası 77,56 olarak bulunmuştur. VE seramiğinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 78,96 iken yaşlandırma sonrası 75,87 olarak bulunmuştur. AM seramiğinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 71,58 iken yaşlandırma sonrası 69,33 olarak bulunmuştur. GB seramiğinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 77,4 iken yaşlandırma sonrası 74,02 olarak bulunmuştur. IL seramiğinde

yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 77,93 iken yaşlandırma sonrası 75,15 olarak bulunmuştur. CT seramiğinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 78,65 iken yaşlandırma sonrası 76,96 olarak bulunmuştur. CD seramiğinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 76,88 iken yaşlandırma sonrası 73,38 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.3. Seramik türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'a' ölçümlerinin karşılaştırılması

	'a'1	'a'2	Test istatistiği	p*
Seramik				
SPC	-0,89 ± 0,7 -0,53 (-2 - -0,03)	-0,25 ± 1,14 0,35 (-2,48 - 1)	-7,691	<0,001
VE	-0,66 ± 1,11 0,07 (-2,82 - 0,37)	0,09 ± 1,01 0,12 (-1,68 - 1,65)	-12,862	<0,001
AM	-3,04 ± 1,36 -3,19 (-4,7 - -0,11)	-2,23 ± 1,54 -2,31 (-4,32 - 0,7)	-11,954	<0,001
GB	-1,68 ± 1,28 -1,55 (-3,98 - 0,23)	-1,14 ± 1,31 -1,56 (-3 - 1,53)	-8,096	<0,001
IL	-0,97 ± 1,11 -0,53 (-3,1 - 0,5)	-0,29 ± 1,11 -0,6 (-2,07 - 1,57)	-10,315	<0,001
CT	-1,26 ± 1,21 -0,59 (-3,35 - 0)	-0,7 ± 1,27 -0,71 (-2,9 - 1,43)	-6,078	<0,001
CD	-1,44 ± 1,07 -1,28 (-3,42 - -0,02)	-0,59 ± 1,06 -0,91 (-2,17 - 1,18)	-13,473	<0,001

*Bağımlı Örnekler t testi; Ortalama ± Standart Sapma; Ortanca (Minimum - Maksimum)

SPC seramiğinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -0,89 iken yaşlandırma sonrası -0,25 olarak bulunmuştur. VE seramiğinde yaşlandırma öncesi 'a'

ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -0,66 iken yaşlandırma sonrası 0,09 olarak bulunmuştur. AM seramiğinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -3,04 iken yaşlandırma sonrası -2,23 olarak bulunmuştur. GB seramiğinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -1,68 iken yaşlandırma sonrası -1,14 olarak bulunmuştur. IL seramiğinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -0,97 iken yaşlandırma sonrası -0,29 olarak bulunmuştur. CT seramiğinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -1,26 iken yaşlandırma sonrası -0,7 olarak bulunmuştur. CD seramiğinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -1,44 iken yaşlandırma sonrası -0,59 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.4. Seramik türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'b' ölçümlerinin karşılaştırılması

	'b'1	'b'2	Test istatistiği	p*
Seramik				
SPC	18,66 ± 5,78	17,64 ± 6,16	6,443	<0,001
	15,55 (12,03 - 28,28)	15,05 (9,53 - 27,9)		
VE	14,83 ± 4,15	14,54 ± 4,44	2,437	0,019
	12,87 (11,07 - 24,08)	13,09 (10,12 - 24,6)		
AM	11,57 ± 5,21	11,36 ± 5,33	0,878	0,384
	8,53 (6,78 - 23,6)	8,5 (6,12 - 23,8)		
GB	12,79 ± 4,49	11,73 ± 5,04	6,074	<0,001
	11,23 (8,38 - 23,82)	10,31 (6,22 - 24,45)		
IL	13,9 ± 4,61	13,29 ± 4,8	3,061	0,004

	12,36 (9,25 - 25,58)	12,15 (8,48 - 25,18)		
CT	15,84 ± 6,37 12,74 (7,67 - 26,05)	15,09 ± 6,84 12,15 (7,18 - 26,68)	2,079	0,043
CD	13,16 ± 4,02 11,64 (8,35 - 22,92)	13 ± 4,34 11,55 (7,88 - 21,8)	0,914	0,365

*Bağımlı Örnekler t testi; Ortalama ± Standart Sapma; Ortanca (Minimum - Maksimum)

SPC seramiğinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 18,66 iken yaşlandırma sonrası 17,64 olarak bulunmuştur. VE seramiğinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p = 0,019$). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 14,83 iken yaşlandırma sonrası 14,54 olarak bulunmuştur. AM seramiğinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p = 0,384$). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 11,57 ve yaşlandırma sonrası 11,36 olarak bulunmuştur. GB seramiğinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 12,79 iken yaşlandırma sonrası 11,73 olarak bulunmuştur. IL seramiğinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p = 0,004$). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 13,9 iken yaşlandırma sonrası 13,29 olarak bulunmuştur. CT seramiğinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p = 0,043$). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 15,84 iken yaşlandırma sonrası 15,09 olarak bulunmuştur. CD seramiğinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur ($p = 0,365$). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 13,16 ve yaşlandırma sonrası 13 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.5. Kompozit türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'L' ölçümlerinin karşılaştırılması

	L'1	L'2	Test istatistiği	p*
Kompozit				
Filtek	80,3 ± 2,48 80,15 (75,48 - 85,13)	76,77 ± 2,86 76,88 (71,82 - 83,83)	15,596	<0,001
Admira	78,55 ± 2,89 78,3 (73,33 - 85,9)	75,94 ± 3,32 75,62 (70,13 - 83,23)	16,422	<0,001
Clearfill	72,78 ± 2,64 72,65 (67,18 - 78)	70,14 ± 2,69 69,73 (65,03 - 75,8)	12,887	<0,001
Omni	76,85 ± 2,64 76,7 (71,9 - 83,37)	72,7 ± 2,58 72,92 (67,02 - 78,37)	29,232	<0,001
Negatif Kontrol	79,33 ± 6,75 80,71 (62,18 - 86,97)	77,49 ± 5,87 79,5 (61,93 - 84,17)	6,839	<0,001

*Bağımlı Örnekler t testi; Ortalama ± Standart Sapma; Ortanca (Minimum - Maksimum)

Filtek kompozitinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 80,3 iken yaşlandırma sonrası 76,77 olarak bulunmuştur. Admira kompozitinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 78,55 iken yaşlandırma sonrası 75,94 olarak bulunmuştur. Clearfill kompozitinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 72,78 iken yaşlandırma sonrası 70,14 olarak bulunmuştur. Omni kompozitinde yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 76,85 iken yaşlandırma sonrası 72,7 olarak bulunmuştur. Negatif kontrol grubunda yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'L' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p < 0,001$). Yaşlandırma öncesi 'L' ölçümünün ortalaması 79,33 iken yaşlandırma sonrası 77,49 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.6. Kompozit türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'a' ölçümlerinin karşılaştırılması

	'a'1	'a'2	Test istatistiği	p*
Kompozit				
Filtek	-0,12 ± 0,37 -0,05 (-1,15 - 0,5)	1 ± 0,38 1,05 (0,05 - 1,65)	-36,941	<0,001
Admira	-1,94 ± 0,65 -1,89 (-3,3 - -0,95)	-1,17 ± 0,63 -1,06 (-2,48 - -0,07)	-29,571	<0,001
Clearfill	-0,71 ± 0,85 -0,47 (-2,72 - 0,23)	-0,1 ± 0,82 0,18 (-1,88 - 1,18)	-14,828	<0,001
Omni	-3,12 ± 0,84 -3,01 (-4,68 - -1,47)	-2,3 ± 0,61 -2,08 (-3,6 - -1,47)	-11,908	<0,001
Negatif	-1,22 ± 1,31	-1,07 ± 1,45	-2,303	0,024
Kontrol	-0,7 (-4,7 - 0,17)	-0,76 (-4,32 - 0,85)		

*Bağımlı Örnekler t testi; Ortalama ± Standart Sapma; Ortanca (Minimum - Maksimum)

Filtek kompozitinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -0,12 iken yaşlandırma sonrası 1 olarak bulunmuştur. Admira kompozitinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -1,94 iken yaşlandırma sonrası -1,17 olarak bulunmuştur. Clearfill kompozitinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası a ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -0,71 iken yaşlandırma sonrası -0,1 olarak bulunmuştur. Omni kompozitinde yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p<0,001$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -3,12 iken yaşlandırma sonrası -2,3 olarak bulunmuştur. Negatif kontrol grubunda yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'a' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır ($p=0,024$). Yaşlandırma öncesi 'a' ölçümünün ortalaması -1,22 iken yaşlandırma sonrası -1,07 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.7. Kompozit türlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası 'b' ölçümlerinin karşılaştırılması

	'b1'	'b2'	Test istatistiği	p*
Kompozit				
Filtek	22,17 ± 1,92 22,07 (18,5 - 26,05)	22,35 ± 2,17 22,3 (18,47 - 26,68)	-0,824	0,413
Admira	9,71 ± 1,9 9,24 (6,78 - 14,75)	8,77 ± 1,72 8,63 (6,12 - 12,93)	8,145	<0,001
Clearfill	12,03 ± 2,15 12,15 (6,79 - 16,4)	11,9 ± 2,02 12,1 (7,87 - 15,65)	1,031	0,306
Omni	11,09 ± 1,67 11,27 (8,03 - 14,02)	9,99 ± 1,45 9,94 (7,43 - 12,83)	10,598	<0,001
Negatif	16,95 ± 5,2	16,02 ± 5,03	3,724	<0,001
Kontrol	14,73 (11,43 - 28,28)	14,65 (11,08 - 27,9)		

*Bağımlı Örnekler t testi; Ortalama ± Standart Sapma; Ortanca (Minimum - Maksimum)

Filtek kompozitinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur (p=0,413). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 22,17 ve yaşlandırma sonrası 22,35 olarak bulunmuştur. Admira kompozitinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır (p<0,001). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 9,71 iken yaşlandırma sonrası 8,77 olarak bulunmuştur. Clearfill kompozitinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur (p=0,306). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 12,03 ve yaşlandırma sonrası 11,9 olarak bulunmuştur. Omni kompozitinde yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır (p<0,001). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 11,09 iken yaşlandırma sonrası 9,99 olarak bulunmuştur. Negatif grubunda yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması ile yaşlandırma sonrası 'b' ölçümünün ortalaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık vardır (p<0,001). Yaşlandırma öncesi 'b' ölçümünün ortalaması 16,95 iken yaşlandırma sonrası 16,02 olarak bulunmuştur.

4.2. ΔE_{00} Değişim Bulguları

Yedi farklı restoratif materyalin, dört farklı kompozit rezin ile tamir prosedürü uygulayıp termal yaşlandırma işlemi sonrası renk değişiklikler değerleri ortalamaları ve standart sapmaları (SS) Tablo 4.8.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.8. ΔE_{00} değerlerinin kompozit ve seramiğe göre karşılaştırılması

	Kompozit					Total	Test İstatistiği	p	KEK	
	Filtek	Admira	Clearfill	Omni	Negatif Kontrol					
Seramik										
SPC	2,6 ± 0,67 ^{aB}	2,66 ± 0,45 ^{aAB}	2,58 ± 0,74 ^{aAB}	3,58 ± 0,83 ^{abA}	4,07 ± 0,51 ^{bA}	3,1 ± 0,88	Kompozit	57,93	<0,001	0,424
VE	3,25 ± 0,35 ^{aA}	1,91 ± 0,38 ^{bA}	2,51 ± 0,57 ^{abAB}	3,25 ± 0,34 ^{aA}	1,52 ± 0,28 ^{bbB}	2,49 ± 0,8	Seramik	9,81	<0,001	0,157
AM	2,87 ± 0,61 ^{abA}	2,44 ± 0,38 ^{aAB}	2,21 ± 0,42 ^{aAB}	3,64 ± 0,69 ^{bA}	1,55 ± 0,25 ^{bbB}	2,54 ± 0,85	Kompozit x Seramik	10,73	<0,001	0,450
GB	3,77 ± 0,64 ^{aA}	2,41 ± 0,22 ^{bcAB}	3,12 ± 0,57 ^{abA}	3,34 ± 0,92 ^{abA}	2,01 ± 0,42 ^{cB}	2,93 ± 0,86				
IL	3,46 ± 0,94 ^{aA}	2,15 ± 0,57 ^{bA}	2,65 ± 0,59 ^{abAB}	3,12 ± 0,40 ^{abA}	1,42 ± 0,29 ^{bbB}	2,56 ± 0,93				
CT	2,62 ± 0,6 ^{abB}	2,11 ± 0,45 ^{aA}	1,81 ± 0,48 ^{aB}	3,41 ± 0,83 ^{bA}	3,06 ± 0,97 ^{bc}	2,6 ± 0,89				
CD	3,14 ± 0,6 ^{aA}	3,35 ± 0,43 ^{aB}	3,06 ± 0,46 ^{aA}	3,73 ± 0,39 ^{aA}	1,62 ± 0,4 ^{bbB}	2,98 ± 0,85				
Total	3,1 ± 0,74	2,43 ± 0,6	2,56 ± 0,68	3,44 ± 0,67	2,18 ± 1,05					

KEK: Kısmi Eta Kare (Partial Eta Square)

Her satırdaki küçük harfler o satırdaki seramik grubunun kompozitlere göre farklılığını göstermektedir.

Her sütündeki büyük harfler o sütündeki kompozit grubunun seramiklere göre farklılığını göstermektedir.

Kompozitlere göre ortalama ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p < 0,001$). Filtek için ortalama değer 3,1 iken, Admira için 2,43, Clearfill için 2,56, Omni için 3,44 ve Negatif kontrol grubu için 2,18 olarak bulunmuştur. Clearfill ile Admira benzerlik göstermektedir. Admira aynı zamanda Negatif kontrol grubu ile de benzerlik gösterirken diğer tüm karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak fark vardır. Seramiklere göre ortalama değerler arasında istatistiksel olarak fark vardır ($p < 0,001$). SPC için ortalama değer 3,1, VE için 2,49, AM için 2,54, GB için 2,93, IL için 2,56, CT için 2,60 ve CD için de 2,98 olarak bulunmuştur. SPC, CD ve GB arasında istatistiksel fark yoktur. GB aynı zamanda CT ile de benzerlik göstermektedir. CT, IL, AM ve VE arasında istatistiksel olarak fark yoktur ve bu seramikler diğerlerinden farklılık göstermektedir. Kompozit ve seramik etkileşimlerine göre ortalama ΔE_{00} değerleri farklılık göstermektedir ($p < 0,001$). Tüm çoklu karşılaştırma sonuçları Tablo 4.8.'de sunulmuştur. Kısmi Eta Kare değerleri incelendiğinde ΔE_{00} üzerine en çok etki eden kaynak kompozit ve seramik etkileşimidir.

Tablo 4.9. Seramik - kompozit ΔE_{00} açısından uyumu

	Kompozit					P
	Filtek	Admira	Clearfill	Omni	Negatif Kontrol	
Seramik						
SPC	2,6 ± 0,67	2,66 ± 0,45	2,58 ± 0,74	3,58 ± 0,83	4,07 ± 0,51	0,0001* (F=10,903) Abc
VE	3,25 ± 0,35	1,91 ± 0,38	2,51 ± 0,57	3,25 ± 0,34	1,52 ± 0,28	0,0001* (F=38,653) Acd
AM	2,87 ± 0,61	2,44 ± 0,38	2,21 ± 0,42	3,64 ± 0,69	3,64 ± 0,69	0,0001* (F=24,725) abcd
GB	3,77 ± 0,64	2,41 ± 0,22	3,12 ± 0,57	3,34 ± 0,92	2,01 ± 0,42	0,0001* (F=14,08) Acd
IL	3,46 ± 0,94	2,15 ± 0,57	2,65 ± 0,59	3,13 ± 0,	1,42 ± 0,29	0,0001* (F=18,185) abcd
CT	2,62 ± 0,6	2,11 ± 0,45	1,81 ± 0,48	3,41 ± 0,83	3,06 ± 0,97	0,0001* (F=9,046) Bc
CD	3,14 ± 0,6	3,35 ± 0,43	3,06 ± 0,46	3,73 ± 0,39	1,62 ± 0,4	0,0001* (F=30,55) Abcd

a: Filtek – Negatif kontrol arası anlamlı fark, b: Admira- Negatif kontrol arası anlamlı fark, c: Clearfill – Negatif Kontrol arası anlamlı fark, d: Omni– Negatif Kontrol arası anlamlı fark

Seramik ve kompozit arasındaki renk değişimi uyumu, tamir materyali uygulanmış grupların Negatif kontrol grubuyla karşılaştırılması ile değerlendirilmiştir. SPC seramiği, Omni kompoziti ile uyumludur. VE seramiği, Clear ve Admira kompoziti ile uyumludur. AM seramiği Omni kompoziti ile uyumludur. GB seramiği, Admira kompoziti ile uyumludur. IL seramiği, Clear ve Admira kompoziti ile uyumludur. CT seramiği, Omni ve Filtek kompoziti ile uyumludur. CD seramiği hiğbir kompozit ile uyumlu değildir.

4.3. ΔTP Değişim Bulguları

Tablo 4.10. ΔTP değerlerinin kompozit ve seramiğe göre karşılaştırılması

	Kompozit					Total	Test İstatistiği	p	KEK	
	Filtek	Admira	Clearfill	Omni	Negatif Kontrol					
Seramik										
SPC	0,13 ± 0,08 ^{aA}	0,79 ± 0,51 ^{aB}	0,6 ± 0,35 ^{aA}	0,24 ± 0,14 ^{aA}	0,68 ± 0,54 ^{aAB}	0,49 ± 0,44	Kompozit	13,43	<0,001	0,146
VE	0,33 ± 0,33 ^{bAC}	1,72 ± 0,49 ^{aA}	1,29 ± 0,52 ^{aAB}	0,92 ± 0,5 ^{abAB}	0,34 ± 0,31 ^{bAB}	0,92 ± 0,69	Seramik	21	<0,001	0,286
AM	0,28 ± 0,27 ^{aAC}	1,09 ± 0,57 ^{abAB}	0,52 ± 0,44 ^{abA}	0,67 ± 0,5 ^{abAB}	1,18 ± 0,47 ^{bB}	0,75 ± 0,56	Kompozit x Seramik	5,34	<0,001	0,289
GB	1,02 ± 0,53 ^{aBC}	0,43 ± 0,37 ^{aB}	0,93 ± 0,64 ^{aAB}	0,55 ± 0,41 ^{aAB}	0,33 ± 0,26 ^{aAB}	0,65 ± 0,52				
IL	0,66 ± 0,36 ^{aAC}	0,98 ± 0,89 ^{aAB}	0,8 ± 0,33 ^{aAB}	0,69 ± 0,58 ^{aAB}	0,2 ± 0,15 ^{aA}	0,67 ± 0,57				
CT	1,04 ± 0,67 ^{aBC}	0,66 ± 0,45 ^{aB}	0,72 ± 0,63 ^{aA}	0,57 ± 0,25 ^{aAB}	0,41 ± 0,32 ^{aAB}	0,68 ± 0,52				
CD	1,57 ± 0,46 ^{aB}	1,86 ± 0,55 ^{aA}	1,73 ± 0,64 ^{aB}	1,34 ± 0,68 ^{abB}	0,68 ± 0,5 ^{bAB}	1,44 ± 0,69				
Total	0,72 ± 0,63	1,08 ± 0,74	0,94 ± 0,64	0,71 ± 0,55	0,55 ± 0,48	0,8 ± 0,64				

KEK: Kısmi Eta Kare (Partial Eta Square)

Her satırdaki küçük harfler o satırdaki seramik grubunun kompozitlere göre farklılığını göstermektedir.

Her sütündeki büyük harfler o sütündeki kompozit grubunun seramiklere göre farklılığını göstermektedir.

Kompozitlere göre ortalama Δ TTP değerleri arasında fark vardır ($p<0,001$). Filtek için ortalama değer 0,72 iken, Admira için 1,08, Clearfill için 0,94, Omni için 0,71 ve Negatif kontrol grubu için de 0,55 olarak bulunmuştur. Filtek, Omni ve Negatif kontrol grubu arasında istatistiksel olarak fark yoktur. Filtek aynı zamanda Clearfill ile de benzerlik göstermektedir. Admira ile Clearfill arasında da istatistiksel olarak fark yoktur. Diğer çoklu karşılaştırmalar arasında istatistiksel olarak fark vardır. Seramiklere göre ortalama değerler arasında fark vardır ($p<0,001$). SPC için ortalama değer 0,49, VE için 0,92, AM için 0,75, GB için 0,65, IL için 0,67, CT için 0,68 ve CD için de 1,44 olarak bulunmuştur. CD seramiğinde elde edilen değer diğer tüm seramiklerden farklılık göstermektedir. SPC ile VE arasında da istatistiksel olarak fark vardır. Kompozit ve seramik etkileşimlerine göre elde edilen ortalama değerler arasında fark vardır ($p<0,001$). Tüm çoklu karşılaştırma sonuçları Tablo 4.10'da yer almaktadır. Kısmi Eta Kare değerleri incelendiğinde Δ TTP üzerine en çok etki eden kaynak kompozit ve seramik etkileşimidir.

Tablo 4.11. Seramik - kompozit Δ TP açısından uyumu

	Kompozit				Negatif Kontrol	P
	Filtek	Admira	Clearfill	Omni		
Seramik						
SPC	0,13 ± 0,08	0,79 ± 0,51	0,79 ± 0,51	0,24±0,14	0,68±0,54	0,001* (F=5,961) ad
VE	0,33 ± 0,33	1,72 ± 0,49	1,29 ± 0,52	0,92 ± 0,5	0,34± ,31	0,0001* (F=19,004) bc
AM	0,28 ± 0,27	1,09 ± 0,57	0,52 ± 0,44	0,67 ± 0,5	1,18±0,47	0,0001* (F=6,739) ac
GB	1,02 ± 0,53	0,43 ± 0,37	0,93 ± 0,64	0,55±0,41	0,33±0,26	0,004* (F=4,403) ac
IL	0,66 ± 0,36	0,98 ± 0,89	0,8 ± 0,33	0,69±0,58	0,2 ± 0,15	0,028* (F=2,99) Bc
CT	1,04 ± 0,67	0,66 ± 0,45	0,72 ± 0,63	0,57 ± 0,25	0,41 ± 0,32	0,08 (F=2,232) A
CD	1,57 ± 0,46	1,86 ± 0,55	1,73 ± 0,64	1,34±0,68	0,68 ± 0,5	0,0001* (F=6,645) abcd

a: Filtek – Negatif kontrol arası anlamlı fark, b: Admira- Negatif kontrol arası anlamlı fark, c: Clearfill – Negatif kontrol arası anlamlı fark, d: Omni– Negatif kontrol arası anlamlı fark

Seramik ve kompozit arasındaki translusensi değişimi uyumu, tamir materyali uygulanmış grupların Negatif kontrol grubuyla karşılaştırılması ile değerlendirilmiştir. SPC, IL, GB ve CT seramikleri tüm kompozit rezinlerle uyumludur. VE seramiği, Omni ve Filtek kompozitleri ile uyumludur. AM seramiği Omni, Admira ve Filtek kompozitleri ile uyumludur. CD seramiği, Omni kompoziti ile uyumludur.

4.4. Renk Değişimi ve Translusensi Değişimi Arasındaki İlişki

Tablo 4.12. Renk değişimi ile translusensi değişimi arasındaki uyumun incelenmesi

Gruplar (n=10)			ΔTP
Filtek - SPC	ΔE_{00}	r	0,064
		p	0,860
Filtek - VE	ΔE_{00}	r	-0,243
		p	0,498
Filtek - AM	ΔE_{00}	r	0,261
		p	0,466
Filtek - GB	ΔE_{00}	r	-0,238
		p	0,509
Filtek - IL	ΔE_{00}	r	0,424
		p	0,222
Filtek - CT	ΔE_{00}	r	-0,564
		p	0,090
Filtek - CD	ΔE_{00}	r	-0,365
		p	0,300
Admira - SPC	ΔE_{00}	r	0,829*
		p	0,003
Admira - VE	ΔE_{00}	r	-0,133
		p	0,713
Admira - AM	ΔE_{00}	r	0,242
		p	0,500
Admira - GB	ΔE_{00}	r	-0,536
		p	0,110
Admira - IL	ΔE_{00}	r	-0,014
		p	0,969
Admira - CT	ΔE_{00}	r	0,098
		p	0,788
Admira - CD	ΔE_{00}	r	-0,395
		p	0,259
Clearfill - SPC	ΔE_{00}	r	-0,187
		p	0,606
Clearfill - VE	ΔE_{00}	r	-0,593
		p	0,071
Clearfill - AM	ΔE_{00}	r	-0,244
		p	0,497
Clearfill - GB	ΔE_{00}	r	-0,014
		p	0,969
Clearfill - IL	ΔE_{00}	r	0,018
		p	0,960
Clearfill - CT	ΔE_{00}	r	0,276
		p	0,439

Clearfill - CD	ΔE_{00}	r	0,028
		p	0,938
Omni - SPC	ΔE_{00}	r	0,545
		p	0,103
Omni - VE	ΔE_{00}	r	0,224
		p	0,533
Omni - AM	ΔE_{00}	r	-0,303
		p	0,395
Omni - GB	ΔE_{00}	r	0,099
		p	0,785
Omni - IL	ΔE_{00}	r	0,095
		p	0,793
Omni - CT	ΔE_{00}	r	0,275
		p	0,442
Omni - CD	ΔE_{00}	r	-0,582
		p	0,077
Negatif Kontrol - SPC	ΔE_{00}	r	-0,319
		p	0,369
Negatif Kontrol - VE	ΔE_{00}	r	0,835*
		p	0,003
Negatif Kontrol - AM	ΔE_{00}	r	-0,307
		p	0,389
Negatif Kontrol - GB	ΔE_{00}	r	0,395
		p	0,258
Negatif Kontrol - IL	ΔE_{00}	r	-0,299
		p	0,402
Negatif Kontrol - CT	ΔE_{00}	r	-0,117
		p	0,748
Negatif Kontrol - CD	ΔE_{00}	r	0,158
		p	0,663

Kompozit ve Seramik gruplarında elde edilen değişimlerin arasındaki korelasyonlar incelendiğinde Admira-SPC grubunda ΔE_{00} ve ΔTP arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı, pozitif yönde ve kuvvetli düzeyde olduğu; Negatif kontrol-VE grubunda ΔE_{00} ve ΔTP arasındaki ilişkinin istatistiksel olarak anlamlı, pozitif yönde ve kuvvetli düzeyde olduğu görülmüştür. Diğer gruplarda istatistiksel olarak anlamlı ilişki olmadığı tespit edilmiştir.

İstatistiksel olarak anlamlı korelasyon bulunmayan ilişkilere bakıldığında ise, Filtek – IL, Omni - SPC ve Negatif kontrol - GB gruplarında ΔE_{00} ve ΔTP arasındaki ilişkinin klinik olarak pozitif yönde ve zayıf düzeyde olduğu görülmüştür. Filtek – CT,

Filtek – CD, Admira – GB, Admira – CD, Clearfill – VE ve Omni – CD gruplarında ΔE_{00} ve ΔTP arasındaki ilişkinin klinik olarak negatif yönde ve zayıf düzeyde olduğu görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada 3 boyutlu yazıcı ile üretilen yazıcı daimi restorasyon rezini ve altı farklı içeriğe sahip CAD/CAM materyallerin dört farklı içeriğe sahip kompozit rezin ile tamir işlemi uygulandıktan sonra termal yaşlandırma işlemi uygulanarak renk ve translusensi değişimleri incelenmiştir.

"Tamir edilen restorasyonların renk ve translusensi stabilitesi açısından protetik materyaller ve kompozit rezin tipleri arasında fark yoktur" şeklinde kurulan birinci sıfır hipotezi gruplar arasında anlamlı farklılık bulunması nedeniyle reddedildi.

"Renk değişimi ve translusensi değişimi arasında bir ilişki yoktur" şeklinde kurulmuş olan ikinci sıfır hipotezi gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmaması nedeniyle kabul edildi.

"Tüm protetik materyaller aynı kompozit rezin tipi ile benzer şekilde uyum gösterecektir" şeklinde kurulan üçüncü sıfır hipotezi gruplar arasında anlamlı farklılık bulunması nedeniyle reddedildi.

Günümüzde estetik diş hekimliğinin popülerleşmesiyle doğal diş görünümlü restorasyonların önemi giderek artmıştır. Estetik restorasyonlar için hasta memnuniyeti öncelikle restorasyonun rengi ve translusensisiyle yakından ilişkilidir.²⁰⁵ Translusensi, estetik restorasyonlar elde etmek için kilit faktörlerden biri olarak kabul edilir.²⁰⁶

CAD/CAM sistemleri tam seramiklerin uniform kalitede estetik restorasyonlara dönüşmesini ayrıca daha güvenilir ve hızlı üretiminin gerçekleşmesini sağlamıştır. CAD/CAM restoratif materyalleri; dental seramikler, kompozit rezinler ve akrilik rezinler oluşturmaktadır.⁴⁴ CAD/CAM seramik sistemleri, ek bir randevu gerektirmemeleri, üstün mekanik ve optik özellikler göstermeleri, kimyasal olarak kararlı ve biyouyumlu olmaları gibi avantajları sayesinde son yıllarda klinisyenler tarafından özellikle tercih edilmektedir.²⁰⁷

Tam seramik materyaller, yüksek estetik özellikleri, biyouyumlulukları ve yüksek aşınma dirençleri nedeniyle günümüzde diş hekimliğinde oldukça sık kullanılmaktadır. Parsiyel kronlar, tam kronlar ve kısa köprülerde kullanılan seramik

materyallerin estetik özelliklerini uzun dönem koruyabilmeleri son derece önemlidir.²⁰⁸

Tam seramik sistemler arasında yer alan lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler, üstün estetik özellikleri nedeniyle diğer seramiklere kıyasla daha ön planda yer almaktadır. Lityum disilikat cam seramikler; estetiği sağlamak amacıyla homojen olarak dağılmış polivalent ve renklendirici iyonlar içerirler. Bu sayede diş minesinin yarı saydamlığı gibi optik özellikleri taklit edebilirler.²⁰⁹ Lityum disilikat cam seramikler diğer yüksek dayanımlı cam seramiklere ile karşılaştırıldığında daha iyi translusensiye sahiptir, renk ve translusensi seçenekleri sunması sayesinde monolitik restorasyonlarda rahatlıkla kullanılabilir.²¹⁰

Üretici firmalar lityum disilikat seramiklere olan ilginin artması nedeniyle kristal boyutlarını değiştirmek, ek malzemeler ilave etmek vb. yöntemlerle sürekli geliştirme halindedirler.

CEREC Tessera, gelişmiş lityum disilikat kristallerinden üretilmiştir. Maksimum dayanıklılığa ulaşması için glaze işlemi gerekmektedir ancak glaze sonrasında uyumlama yapılması gerekiyorsa, çeşitli polisaj aletleri kullanılarak pürüzsüz bir yüzey elde edilebilir.⁶¹

Amber Mill, nano lityum disilikat kristallerinden üretilmiştir. Bu sayede doğal diş yapısında olduğu gibi ışığı geçirebilir. Kristalizasyon işlemi sırasında farklı sıcaklık değerlerinde 4 farklı translusensi seçeneği sağlaması (HT-MT-LT-MO) en önemli özelliğidir. Lityum disilikatın kristal boyutunun hassas olması, son kristalizasyon işleminden sonra bile parlaklığın artmasını sağlar.⁶⁰

GC Initial LRF, lösit ile güçlendirilmiş cam seramik sınıfında yer alan CAD/CAM bloktur. Lösit kristallerinin partikül boyutu ve dağılımı, ışığı doğal dişlerle aynı şekilde yansıttığı için estetik özelliği gelişmiştir. Ek kristalizasyon işlemine gerek duyulmaz.⁵⁶

Zirkonyanın basma ve çekme dayanıklılığı cam seramiklere kıyasla oldukça yüksektir. Zirkonya seramiklerin mekanik avantajlarıyla cam seramiklerin estetik avantajlarını bir araya getirmek için, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler geliştirilmiştir.²¹¹

Celtra Duo, kristal fazda %25 lityum metasilikat ve %11 lityum disilikat kristalleri içerirken, %10 oranında cam matriks içine gömülü 500-800 nm boyutlarında zirkonya partikülleri içermektedir. Bu mikro yapı, mekanik dayanımı artırırken aynı zamanda translusensiyi sağlar; zirkonya içeriği ise mekanik özelliği güçlendirmeye yardımcı olur.⁶⁷

Rezin matriks seramikler, kompozit rezinlerin bükülme dayanımı ve antagonist dişte oluşturduğu düşük aşındırma ile seramiğin üstün mekanik ve estetik özelliklerini birleştirir.²¹² Rezin matriks seramiklerin birçok avantajına rağmen, yetersiz oklüzal düzenleme, parafonksiyon varlığı ve üretim esnasında oluşan poröziteler gibi sorunlar restorasyonun kırılmasına neden olabilir ve tamir ihtiyacını doğurabilir. Ayrıca monolitik restorasyonlar özellikle posterior bölgede kullanıldığında başarısızlıklar gösterebilir.²¹²

Vita Enamic, birbirinin içinden geçen iki üç boyutlu ağ yapısından oluşur. Bu yapının ağırlıkça %86'sını ve hacimce %75'ini feldspatik seramik ağı, ağırlıkça %14'ünü ve hacimce %25'ini polimer ağı ile güçlendirilmiş metakrilat oluşturur.¹³

Voco Grandio Blocs, yüksek doldurucu oranı (%86) içeren hibrit bir nanoseramiktir. Matriks yapısını, içeriğinde bulunan nanopartikül doldurucular oluşturur. Bu sayede abrazyona, gerilmeye ve bükülmeye dirençlidirler.⁹²

Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda güncel 6 farklı özellikte CAD/CAM seramik materyali olarak Vita Enamic (hibrit seramik), Grandio Blocs (nanohibrit seramik), Amber Mill (nano lityum disilikat), GC Initial LRF (lösit ile güçlendirilmiş cam seramik), Cerec Tessera (gelişmiş lityum disilikat), Celtra Duo (zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat) kullanılmıştır.

Teknolojinin gelişmesiyle yine 3 boyutlu yazıcıların kullanım alanları protetik tedavilere entegre olmuştur. Bu yeni teknoloji, geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla daha hızlı ve düşük maliyetli üretim imkânı sağlamaktadır. Kişisel ölçü kaşıklarının eldesinde, master modellerin oluşturulmasında, oklüzal splintlerin yapımında kullanılmasının yanı sıra geçici ve daimi protetik restorasyonların üretiminde de kullanılmaktadır.²¹³ Üç boyutlu yazıcı teknolojilerinde stereolitografi (SLA) ve doğrudan ışık işleme (DLP) teknolojisi yaygın olarak kullanılmaktadır.²¹⁴ DLP tekniğinin üretim süresi SLA'ya göre önemli ölçüde daha kısadır.²¹⁵

Saremco Print Crowntec rezin, DLP tekniğiyle üretim yapan 3 boyutlu yazıcı kullanılarak üretilen inley, onley, tam kronlar ve köprülerin yapımında daimi kron rezini olarak kullanılmaktadır.¹⁰⁷

Tunçdemir ve ark.²¹⁶ spektrofotometre ile renk ölçümü yaptıkları çalışmalarında, Türk toplumunda santral dişlerin büyük oranda A2 renginde olduğunu bildirmişlerdir. Bu sebeple materyallerin renk ve translusensi değişimlerini kıyasladığımız çalışmamızda kullanılan tüm protetik materyaller A2 renginde ve CAD/CAM blok materyaller yüksek translusenside (HT) seçilmiştir.

Seramik restorasyonun optik özelliklerini seramiğin kalınlığı, dayanak dişin rengi ve simanın rengi etkileyebilir.²¹⁷ Alt yüzeylerin renk üzerindeki etkilerini ortadan kaldırmak için seramik kalınlığının en az 2,0 mm olması önerilmiştir.^{217,218} Üretici firmaların önerdiği minimum seramik kalınlığı 1,5-2 mm'dir. Guess ve ark.²¹⁹ seramik kalınlığı en az 1,5 mm olduğunda bile en sık görülen komplikasyonun seramik kırığı olduğunu bildirmişlerdir. Bu sebeple seramik kırığı sonrası kompozit rezinlerle tamir prosedürü uygulanan çalışmamızda örnek kalınlıkları 1,5 mm olarak belirlenmiştir.

Tam seramik ve rezin içerikli restorasyonların olumlu özelliklerine rağmen, seramiklerde kırık oluşumu restorasyon kayıplarının en büyük sebeplerindendir.^{219,220} Bustamante-Hernández ve ark.²²¹ kompozit, hibrit ve seramik onley restorasyonların başarısını değerlendirdikleri meta-analiz çalışmalarında en çok rastlanan başarısızlık nedenin kırık olarak bildirmişlerdir.

Başarısızlığa uğrayan restorasyonun tamamen yenilenmesi, restorasyonun derinliği ve genişliğine de bağlı olarak mekanik, termal ve bakteriyel uyarıların diş dokusunda ilave streslere neden olabileceğini göstermektedir.²²² Bu durum tedavi süresinin uzamasına ek olarak dentin hassasiyeti, pulpal defektler, restorasyon döngüsünün artması veya erken diş kaybı gibi sorunlara yol açarak hastaya maddi ve manevi yük getirebilir.²²³ Restorasyonun yerinden çıkarılmasına gerek kalmadan ağız içinde kompozit rezin ile tamiri, daha ekonomik ve kolay bir yöntemdir.^{10,120}

Pek çok çalışmada yüzey standardizasyonunu sağlamak için farklı grenlere sahip silikon karbid zımparaları tercih edilmiştir.^{224,225} Çalışmalarda sıklıkla 400, 600, 800, 1000 ve 1200 grenli zımparalar kullanılmıştır.^{224,226} Çalışmamızda da yüzey

pürüzlülüğünün giderilmesi ve standardizasyonun sağlanması için 800, 1000 ve 1200 grenli zımparalar tercih edilmiştir.

Saraç ve ark.²²⁷ yaptıkları çalışmalarında restoratif materyallerin yüzeylerine yapılan mekanik polisaj işleminin glaze uygulaması kadar etkili olabileceğini bildirmişler. Saraç ve ark.²²⁸ yaptıkları başka bir çalışmalarında farklı yapıdaki seramik yüzeylerinde farklı polisaj tekniklerinin kullanılmasını önermişlerdir. Üretici firmalar kendi polisaj sistemlerini öneriyor olsalar da çalışmamızda standardizasyonu sağlamak için tüm materyallere aynı polisaj sistemi ve prosedürü uygulanmıştır.

Ahmad ve ark.²²⁹ seramiklerin yüzeylerine 10.000 rpm ile yapılan mekanik polisaj işleminin seramik yüzeyini bozmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da üretici firmaların önerileri doğrultusunda tüm örneklerle 10.000 rpm hızda mekanik polisaj işlemi uygulanmıştır.

Hulterström ve ark.²³⁰ polisaj setlerinde klinik olarak kabul edilebilir süreyi belirlemek amacıyla yaptıkları çalışmada 60 saniyenin yeterli olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda polisaj setinin her adımı 60'şar saniye olarak uygulanmıştır.

Seramik yüzeylerde mekanik retansiyonu sağlamak amacıyla Al₂O₃ tozu ile kumlama, fosforik asit, hidroflorik asit ve lazer vb. uygulamalarla pürüzlendirilme işlemi uygulanmaktadır. Kimyasal olarak bağlanma ise silanizasyon ve adeziv primerlerle sağlanmaktadır.^{231,232}

Seramik yüzeyi tamir prosedürlerinde hidroflorik asitle pürüzlendirme yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak hidroflorik asit toksik yan etkileri bildirildiğinden intraoral tamirlerde kullanımı riskli bulunmuştur.²³³ Seramik materyallerin pürüzlendirilmesinde ortofosforik asit tavsiye edilmektedir. Mikrostrüksüel seviyede değişikliğe neden olmamasına karşın kontamine olmuş yüzeyi temizleme görevi gören bir ajandır.²³⁴

Çalışmamızda mekanik retansiyonu sağlamak için ortofosforik asit, kimyasal retansiyonu sağlamak için de adeziv primer içeren Monobond Etch and Prime (Ivoclar, Vivadent) kullanılmıştır.

Restorasyonların estetiği renk, translusensi, yüzey formu ve şekil gibi özelliklerine bağlıdır. Seramik ve kompozit içerikli materyallerin estetik açıdan kabul edilebilir olması, doğal diş rengini olabildiğince iyi taklit edebilmeleriyle ilişkilidir.²³⁵ Restorasyonun başarılı bir renk uyumu sergilemesi, doğru renk seçimine ve seçilen rengin taklit edilebilmesine bağlıdır. Renk seçiminin başarılı olduğunu gösteren en önemli kriter seçilen rengin hasta ve hekim tarafından kabul görmesidir.²³⁶

Liberato ve ark.²³⁷ renk seçiminde dijital renk analiz yöntemlerin, görsel olarak yapılan yöntemlere göre daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir. ISO/TR 28642'ye²³⁸ göre renk ölçümlerinde kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve görüntüleme cihazları kullanılabilir. Yapılan araştırmalar, görsel olarak renk değerlendirmelerine kıyasla spektrofotometre cihazının ölçüm doğruluğunun ve objektifliğinin %93,3 oranında daha fazla olduğunu göstermiştir.^{195,239}

Dozić ve ark.²³⁵ 5 farklı markaya ait dijital ölçüm cihazlarını kullanarak yaptıkları çalışmada, Vita Easyshade renk tespit cihazı hem in vivo hem de in vitro koşullarda en güvenilir cihaz olduğunu bildirmişlerdir. Kim-Pusateri ve ark.²⁰¹ 4 farklı cihazın doğruluk ve güvenilirliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, Vita Easyshade spektrofotometrenin güvenilirlik oranının %96,4 doğruluk oranının ise diğer üç cihazdan yüksek olarak %92,6 olduğunu rapor etmişlerdir. Literatürdeki veriler dikkate alınarak bu çalışmada da renk tespiti için Vita Easyshade V spektrofotometresi tercih edilmiştir.

Spektrofotometrelerde renk ölçümü, cihazın uç kısmındaki küçük açıklıktan yapılır ve doğru sonuçlar elde etmek için örnek çapı kritik bir faktördür.²⁴⁰ Renk ölçümü yapılan nesnenin çapı, ölçüm ucu ile uyumlu değilse, renk ölçümlerinde kenar ışımaya kaybı (edge loss) etkisi meydana gelebilmektedir.¹⁹⁵ Bu nedenle çalışmamızda kullanılan örnek genişlik ve uzunlukları, edge loss etkisini minimuma indirmek amacıyla spektrofotometrenin ölçüm uç kısmını (6 mm) kapsayacak şekilde standartlaştırılmıştır.

Renk ölçüm cihazlarının düz yüzeye sahip cisimlerde daha başarılı ölçümler yaptığı bildirilmiştir.²⁴¹ Bu yüzden çalışmada renk ölçümleri için örnekler düz yüzeye sahip disk şeklinde hazırlanmıştır.

Bu çalışmada arka plan renginin renk ölçümlerine etkisini ortadan kaldırmak amacıyla tüm ölçümler nötral gri zemin üzerinde gerçekleştirilmiştir. Transluseri ölçümleri için beyaz ve siyah zeminlerde ayrı ölçümler gerçekleştirilmiştir. Cengiz ve ark.²⁴² kompozitlerin farklı renk yapıştırıcı rezin simanlarla simantasyonunda oluşan renk farklılıklarını inceledikleri çalışmalarında, renk ölçümlerini standardize etmek amacıyla D65 ışık kaynağı kullanmışlardır. Renk ölçümünde ışık kaynağının etkili olabileceği göz önünde bulundurularak, bu çalışmada standardizasyon sağlamak için Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) tarafından belirlenen D65 aydınlatma koşullarına uygun olarak 6500 K gün ışığını taklit eden bir aydınlatma düzeneğine sahip renk ölçüm kabini kullanılmıştır ve kabinin içi nötral gri renkle boyanmıştır. Tüm ölçümler bu kabin içerisinde yapılmıştır.

Ölçümler, önceki çalışmalara²⁴³⁻²⁴⁵ benzer olarak her örneğin merkezinde olacak şekilde 3 kez tekrarlanmıştır. Elde edilen değerlerin ortalaması alınarak, her bir örneğin ortalama $L^*a^*b^*$ değerleri hesaplanmıştır. Spektrofotometre, her grup örneğin ölçümünden sonra üretici firma talimatlarına uygun olarak kalibre edilmiştir.

Kim ve ark.²⁴⁶ yaptıkları çalışmalarında materyallerde renk değişiminin en fazla ilk 1 ile 6 ay arasında olduğunu ve ilk ayda meydana gelen hızlı bir faz ve 6 ay boyunca meydana gelen yavaş bir faz olmak üzere iki renk değişimi fazı olduğunu bildirmişlerdir. Kompozit rezinlerde ise ilk 1 ayda önemli ölçüde renk değişikliği meydana geldiği bildirilmiştir.²⁴⁷ Sabatini ve ark.²⁴⁸ kompozit rezinlerin en fazla renk değişimini ilk 1 ayda gösterdiğini, 1 aydan sonra renk değişimlerinde anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir.

Termal siklus işlemi, sıcaklık ve nem değişikliklerine uzun süreli maruz kalmanın etkilerini simüle eder.²⁴⁹ Ağız içerisindeki ısı değişimlerinin dişler üzerindeki etkilerini ve dişler ile restoratif materyaller arasındaki doğrusal termal genişleme ilişkisini yansıtmayı amaçlar.¹⁶⁹ Literatürde 5-55°C derece sıcaklık aralığında her banyoda 30 sn bekleme süresi ile yapılan döngüler, termal siklus testleri için standart olarak kabul edilmiştir.¹⁷³ Yapılan çalışmalarda örneklerin 10.000 termal döngü ile yaşlandırılmasının bir yıllık in vivo kullanıma eşdeğer olduğunu bildirilmiştir.^{173,250} Bu çalışmada örnekler termal siklus cihazında 5.000 termal döngü uygulanmış (banyo sıcaklığı 5- 55 °C'de 10 sn transfer aralığı ve 30 sn bekleme süresi) ve 6 aylık klinik kullanımları değerlendirilmiştir.

CIEDE 2000 renk formülü, CIE L*a*b* formülünden geliştirilmiş bir formüldür. Bu formül, mavi renklerin etkinliğini arttırmak amacıyla doygunluk ve renk arasındaki karşılıklı etkileşimi, gri renklerin etkinliğini arttırmak için ise CIE L*a*b* formülünü içerir.²²⁸ Gómez-Polo ve ark.²⁵¹ yaptıkları çalışmada CIE L* a*b* ve CIEDE 2000 renk farkı formüllerini değerlendirmişler ve CIEDE 2000 formülünün hesaplanan renk farklılıklarına daha iyi bir adapte olarak, insan gözünün algılayabileceği renk farklılığını daha iyi yansıttığını bildirmişlerdir. Bu nedenlerle çalışmamızda veriler CIEDE 2000 formülü kullanılarak hesaplanmıştır.

Çalışmamızda renk değişim aralığı Paravina ve ark.²⁰³ çalışmasındaki eşik değerleri referans alınarak %50:%50 algılanabilirlik eşiği ($\Delta E_{00} \leq 0,8$) ve %50:%50 kabul edilebilirlik eşiği ($\Delta E_{00} \leq 1,8$) olacak şekilde belirlenmiştir. Translusensi değişim aralığı ise Salas ve ark.¹⁹³ çalışmasındaki eşik değerler referans alınarak %50:%50 algılanabilirlik eşiği ($\Delta TP \leq 0,62$) ve %50:%50 kabul edilebilirlik eşiği ($\Delta TP \leq 2,62$) olacak şekilde belirlenmiştir.

Tüm seramik materyaller termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonrası renk değişikliği göstermiş ve renk değişimi referans aldığımız çalışmaya göre klinik olarak kabul edilebilir eşiğin üzerinde bulunmuştur. Termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonrası sırasıyla en fazla renk değişimi Saremco Print Crowntec, Celtra Duo, Grandio Blocs, Cerec Tessera, Initial LRF, Amber Mill, Vita Enamic seramik materyallerinde olmuştur.

Tüm seramik materyaller termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonra translusensi değerinde azalma göstermiş olup ve translusensi değişimi referans aldığımız çalışmaya göre Saremco Print Crowntec seramiğinde klinik olarak algılanabilir eşiğin altında gözlenmiştir. Diğer gruplarda algılanabilir düzeyde translusensi değişikliği gözlenmiştir. Translusensi değişimi sırasıyla en fazla Celtra Duo, Vita Enamic, Amber Mill, Cerec Tessera, Initial LRF, Grandio Blocs, Saremco Print Crowntec seramik materyallerinde gözlenmiştir.

Kim ve ark.²⁴⁶ 3B baskı ile üretilen geçici kompozit rezinlerin (DT-1, NextDent C&B MFH, NexDent C&B, DIONaviC&B) klinik olarak 1 gün, 1 ay ve 6 aya denk gelen distile suda bekleterek yaptıkları yaşlandırma işlemi sonrası renk ve translusensi stabilitelelerini incelemişler ve çalışmamızla benzer şekilde yaşlandırma sonrası genel

olarak 3B baskı rezinler daha koyu, daha sarımsı, translusensi değerinin azalıp daha opak hale geldiğini ve renk değişimini etkileyen en önemli parametrenin 'L' değerlerinde azalma olduğunu bildirmişlerdir.

Bozoğulları ve ark.²⁵² iki adet 3B baskı ile üretilen daimi rezin (Crowntec ve Permanent Crown Resin), iki adet hibrit CAD/CAM seramik (Cerasmart 270, Vita Enamic) ve bir adet feldspatik cam seramik (Vita Mark II) kullanarak yaptıkları çalışmalarında distile su ve 5.000 devir termal siklus yaşlandırma işlemi uygulayıp renk değişimi ve kahve çözeltisinde bekletip boyanabilirliklerini değerlendirmişlerdir. Çalışmamızla benzer şekilde Crowntec materyalinin yaşlandırmadan sonra klinik olarak kabul edilir eşiğin üzerinde ve en yüksek ΔE_{00} değerini ($\Delta E_{00}=2,57$) gösterdiğini, Vita Mark II'nin termosiklustan sonra en düşük ΔE_{00} değerini ($\Delta E_{00}=0,76$) gösterdiğini, Cerasmart 270'in ise kahvede en düşük boyanabilirliği gösterdiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda eklemeli üretimle elde edilen 3B baskı ile üretilen daimi rezinden elde edilen Saremco Print Crowntec örneklerin, CAD/CAM bloklardan elde edilen örneklerle karşılaştırıldığında renk stabilitesi açısından daha düşük performans sergilediği görülmüştür ($p<0,05$). Bu farklılığın temelinde üretim yöntemi ve materyal bileşimi gibi faktörlerin etkili olabileceği düşünülmektedir. Eklemeli üretim sürecinde baskı çözünürlüğü, nesnenin renk stabilitesini etkileyebilecek bir unsur olarak rapor edilmiştir.²⁵³ Tabaka tabaka yapılan üç boyutlu baskı işlemleri sonucunda yüzeyde mikroskobik katmanlar oluşur ve bu katmanlar, X, Y ve Z eksenlerindeki çözünürlük farklılıklarına bağlı olarak yüzey özelliklerine etki eder.²⁵⁴ Yüzeyde görülebilen bu katman geçişlerinin, renk stabilitesini olumsuz yönde etkileyebileceği belirtilmiştir.²⁵⁵

Gawriolek ve ark.²⁵⁶ yaptıkları çalışmada seramik materyallerin kompozit rezin materyallere kıyasla daha iyi renk stabilitesi sergilediğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde çalışmamızda da kompozit rezin materyaller, seramik materyallere kıyasla daha fazla renk değişimi göstermiştir. Resin materyallerin renklemeleri sıvıları absorbe etme kapasiteleriyle yakından ilişkilidir.²⁵⁷ Mevcut çalışmadaki kompozit rezinlerin ve resin içerikli seramiklerin daha fazla renk değiştirmeleri sıvı absorpsiyonlarının fazla olması ile ilişkilendirilebilir.

Yine benzer şekilde Paolone ve ark.²⁵⁸ yapmış oldukları sistemik derlemede CAD/CAM rezin blokların seramik bloklara göre daha düşük renk stabilitesi gösterdiğini bildirmişlerdir. Seramik blokların ana bileşenleri, yoğun bir mikro yapı sağlayan ve böylece daha iyi renk stabilitesi sergileyen kristalin mineraller ve cam matrikstir. Sinterleme sürecinde, cam matriks içerisindeki apatit kristallerinin bir kısmı cam seramik yapının yüzeyinde çöker. Bu çökelmiş kristaller, biyouyumluluğu artırmanın yanı sıra translusensi, parlaklık ve ışık geçirgenliği gibi optik özelliklere olumlu katkıda bulunur.²⁵⁶

Dönmez ve ark.²⁵⁹ lityum disilikat (IPS Emax CAD), nano lityum disilikat (Amber Mill) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) kullanarak yaptıkları çalışmalarında örnekleri termodinamik yaşlandırmaya ve kahve termosiklusuna maruz bırakıp renk ve translusensi değişimini incelemişlerdir. Çalışmamızla benzer olarak nano lityum disilikat ve lityum disilikat seramikler algılanabilirlik eşiğinin üzerinde renk değişikliği gösterirken çalışmamızdan farklı olarak zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik algılanabilirlik eşiğinin altında renk değişikliği göstermiştir. Bu farklılığın sebebi Vita Suprinity'in (15-21% Li_2O), Celtra Duo'dan (Li_2SiO_3 %25, Li_2SiO_5 %11) daha düşük oranda cam içeriğine sahip olması olabilir. Çalışmamızla benzer olarak lityum disilikat seramik ($\Delta\text{TP}=1,51$) ve ZLS ($\Delta\text{TP}=1,09$) algılanabilir translusensi değişikliği göstermiştir. Nano lityum disilikat, lityum disilikata benzer renk ve translusensi stabilitesi göstermiştir. Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikatın, mevcut iki lityum disilikat materyale göre daha düşük renk ve translusensi stabilitesi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Amri ve ark.²⁶⁰ yaptıkları çalışmalarında 10.000 devir termal siklus ile yaşlandırma uygulamış ve CAD/CAM lityum disilikat (IPS e.max CAD), 2 rezin nanoseramik (Lava Ultimate, Cerasmart) ve 2 rezin matriks cam seramik (Vita Enamic, Crystal Ultra) CAD/CAM materyallerin renk ve translusensi değişimini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda termal siklus uygulamasının renk ve translusensi değişimi üzerinde anlamlı etkisinin olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızla benzer şekilde bütün gruplarda klinik olarak kabul edilebilir eşiğinin ($\Delta E_{00}<1,8$) üzerinde olduğunu ve rezin nanoseramik (Lava Ultimate $\Delta E_{00}=2,45$ ve Cerasmart $\Delta E_{00}=2,09$) materyallerin daha fazla renk değişikliği gösterdiğini bildirmişlerdir.

Başaran ve ark.²⁶¹ mikrohibrit (G-aenial), hibrit (Fantasista), nanohibrit (GrandioSO), nanoseramik (CeramX Duo) ve mikrofil (Metafill) yapıdaki rezin kompozit materyalleri ile nanohibrit seramik CAD/CAM (Grandio Blocs) materyalinin renk stabilitesini değerlendirmişler ve mikrofil, nanohibrit, nanoseramik kompozitler ve nanoseramik hibrit CAD/CAM blok, renk stabilitesi açısından mikrohibrit ve hibrit kompozitlere göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da nanohibrit seramik CAD/CAM blok ve nanoseramik kompozit rezinler çalışmada kullandığımız diğer rezinlere göre daha iyi renk stabilitesi göstermişlerdir.

Seydaliyeva ve ark.²⁶² hibrit seramik (Vita Enamic), lityum disilikat seramik (e.max CAD) ve rezin nanoseramik (Grandio Blocs) örnekleri çeşitli sıvılar içerisinde (distile su, kırmızı şarap, köri, siyah çay ve kola) termal yaşlandırma işlemine tabii tuttukten sonra renk stabilitesini değerlendirmişler ve çalışmamızdan farklı olarak hibrit seramiklerin renk değişiminin lityum disilikat ve rezin nanoseramik arasında olduğunu ancak rezin nanoseramiklerin renk değişimiyle daha benzer olduğunu bildirmişlerdir. Bu farklılığın nedeni, mevcut çalışmadan farklı olarak seramik blok renginin A3 olması, örnek kalınlıklarının 2 mm olması olabilir.

Materyallerin renk ve translusensi değişimi kimyasal bileşim, kristal içeriği, tane boyutu ve mikro yapısal farklılıklar tarafından belirlenir.²⁶³ Görünür ışık dalga boyundan (400 – 800 nm) daha küçük çaplardaki doldurucular, daha az ışık saçılması ve daha fazla ışık geçirgenliği sağlayarak translusensiyi artırır.²⁶⁴ Translusensi parametresi, kristal yapıdan da doğrudan etkilenir. Cam seramiklerdeki kristal faz, ışığın geçişi sırasında iç saçılımı minimuma indirir.^{263,265} Lityum disilikat seramiklerde (lityum disilikat kristalleri >1µm), gelişmiş lityum disilikat seramiklerden (0,5 µm lityum disilikat kristalleri ve 0,2–0,3 µm virgilit kristalleri)²⁶⁶ ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerden (0,5 µm lityum disilikat kristalleri ve camsı matriste çözünmüş zirkonyum)²⁶⁷ daha büyük kristallere sahiptir.

Stamenković ve ark.²⁶⁸ 2 rezin nanoseramik (Cerasmart, Lava Ultimate), lityum disilikat (IPS e.max), rezin matrisi zirkonya silika seramik (Shofu HC), hibrit seramik (Vita Enamic) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity) kullanarak yaptıkları çalışmalarında lityum silikat ve lityum disilikat bazlı seramiklerin renk

stabiliteilerinin rezin nanoseramik ve hibrit seramiklere kıyasla daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da hibritseramik materyali Vita Enamic hariç diğer rezin nanoseramik Grandio Blocs, lityum disilikat seramiklere kıyasla daha fazla renk değişimi göstermiştir. Grandio Blocs, monomer matriksinde Vita Enamic seramiğine göre ek olarak BisGMA içermektedir. BisGMA monomerinin dezavantajı renk stabilitesinin iyi olmamasıdır.¹³¹ Bu sebeple Grandio Blocs seramiği Vita Enamic seramiğine göre daha düşük renk stabilitesi göstermiş olabilir.

Türksayar ve ark.²⁶⁹ nano lityum disilikat (Amber Mill) ve 2 adet lityum disilikat (Initial LiSi Block ve IPS e.max CAD) kullanarak yaptıkları çalışmalarında bir senelik klinik kullanıma karşılık gelen 10.000 devir termal siklus ile yapılan yaşlandırma işleminden sonra renk ve translusensi değişimini değerlendirmişlerdir. Çalışmamızla benzer şekilde renk değişiminde nano lityum disilikat ile lityum disilikatlar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark bulunmadığını ve daha küçük kristal boyutu gösteren nano lityum disilikatın daha fazla translusensi değişimi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin matriksine ilave edilmiş çözünmüş %10 zirkonya ve dört kat daha küçük silikat kristalleri, lityum disilikat seramiklerden daha fazla bir cam içeriği ve buna bağlı olarak daha yüksek translusensi göstermektedir.^{270,271} Çalışmamızda da en yüksek translusensi değişimi, en fazla kristal içeriğine sahip Celtra Duo materyalinde görülmüştür.

Mohamed ve ark.²⁷² lityum disilikat (IPS e.max) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramiklerin (Celtra Duo) kimyasal yaşlandırma (4% asetik asit çözeltisi) işlemi uyguladıktan sonra renk stabiliteilerini değerlendirdikleri çalışmalarında iki seramik grubu da kimyasal yaşlandırma sonrası ΔE_{00} değerlerinin arttığını fakat zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatın, lityum disilikata göre çalışmamızla benzer şekilde daha fazla renk ve translusensi değişimi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Ellakany ve ark.²⁷³ 4 farklı tip CAD/CAM lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD), lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD), gelişmiş lityum disilikat (Cerec Tessera) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (Celtra Duo) kullanarak yaptıkları çalışmalarında çeşitli solüsyonlar (çay, kola, kahve ve distile su)

içerisinde 30 gün bekleterek renk değişimini değerlendirmişlerdir. Çalışmamızla benzer olarak Celtra Duo seramiğinin en yüksek renk değişimi, IPS e.max CAD ve Cerec Tessera seramiklerinin ise en düşük renk değişimi gösterdiğini bildirmişlerdir. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikatın içeriğindeki zirkonyum parçacıkları, gözenekli yapısı sayesinde penetrasyona izin vererek daha fazla renk değişikliğine yol açabilir. Ayrıca, zirkonyum parçacıkları, yüzey pürüzlülüğünü artıran aşındırıcı özellikleri nedeniyle materyalin renk bozulmasına daha duyarlı olmasına neden olabilir.^{243,274}

Bukalemun etkisi (blending effect), bir materyalin çevresindeki dokuya uyum sağlayarak renk bütünlüğü elde etme yeteneğini ifade eder. Bu etki sayesinde, daha az çeşitte materyal kullanılarak restorasyonlarda istenilen renk sağlanabilir. Aynı zamanda, bu özellikteki kompozitler renk seçimi sürecini ortadan kaldırarak tedavi süresini de kısaltır.²⁷⁵

Admira Fusion X-tra, nanohibrit ormoser bazlı, universal tek renkli kompozit rezindir. Nano parçacıklar boyutları ve şekilleri sayesinde ışığı kırmaz ya da kırdığı zaman yansıtmaz. Işık, nano parçacıklardan geçerek çevre diş yapısına çarpar ve dişin rengini alır.¹⁶⁰

Omnichroma, akıllı kromatik bir teknolojiye sahip bir kompozit rezin grubudur. Supranano partiküller, çevre diş dokularının rengiyle birleşerek kırmızıdan sarıya renk meydana getirir. Bu sayede başarılı renk eşleşmesi sağlanır.¹⁶²

Clearfill Majesty ES-2, üretici firma tarafından çoklu renk sistemine sahip bir kompozit rezin olmasına rağmen bukalemun etkisi gösterip, ışığın kırılmasıyla gölge uyumu gösterip çevre diş rengine uyum sağladığı vaadiyle piyasaya sürülmüştür.²⁷⁶

Çalışmamızda üretici firma tarafından tek bir renk seçeneği ile bütün renk uyumlarının yakalanabileceği belirtilen 2 adet universal kompozit (Omnichroma ve Admira Fusion X-tra), bukalemun efekti gösterdiği belirtilen çoklu renk sistemine sahip universal kompozit rezin (Clearfill Majesty ES-2) ve nanohibrit çoklu renk sistemine sahip kompozit rezin (Filtek Z550) tamir materyali olarak kullanılmıştır.

Tüm kompozit materyaller termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonra renk değişikliği göstermiş ve renk değişimi referans aldığımız çalışmaya göre klinik olarak

kabul edilebilir eşiğin üstünde bulunmuştur. Termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonrası en fazla renk değişimi sırasıyla Omnichroma, Filtek Z550, Clearfil Majesty Es-2, Admira Fusion X-tra kompozit rezinlerinde görülmüştür.

Tüm kompozit materyal grupları termal siklus ile yaşlandırma işleminden sonra translusensi değerinde azalma göstermiş ve klinik olarak algılanabilir düzeyde bulunmuştur. Translusensi değişimi ise sırasıyla en fazla Admira Fusion X-tra, Clearfil Majesty Es-2, Omnichroma ve Filtek Z550 kompozit rezinlerinde görülmüştür.

Schulze ve ark.²⁷⁷ 122 saat süren termal yaşlandırma işlemi sonucunda kompozit rezinlerin yüzeyinde karbon:oksijen, karbon:baryum ve karbon:silisyum oranlarında artma meydana geldiğini ve bu durumun yaşlandırma işlemi sonucu yüzeyden inorganik materyallerin uzaklaştığını gösterdiğini bildirmişlerdir. Doldurucuların polimer yapıdaki materyalden ayrılmasıyla renk değişikliklerinin oluşabileceği ifade edilmiştir.²⁷⁷ Termal sıklusa bağlı oluşan bu ayrışma, su absorpsiyonu ve lekelenmeye, dolayısıyla kompozit rezinlerde renk değişikliklerine yol açmaktadır.²⁷⁸

Yaşlanmadan kaynaklanan renk değişimleri genellikle polimer matriksin bozulması, artık monomerler ve dışsal renklendirici ajanlar ile ilişkilidir.²⁵⁷ Termal siklus ile yaşlandırma işlemi, tekrarlayan ani ısı değişimleri ile kompozit rezinlerde hidrolitik ve termal bozulmalara yol açmaktadır. Bu süreçte ısı değişimlerinin, cam doldurucu partiküller ile metakrilat esaslı rezinlerin arasındaki kovalent bağı oluşturarak silanize bağı modifiye edebileceği belirtilmiştir. Silan ve doldurucu arayüzünde meydana gelen doğrudan hidrolitik bozunma, matriks ile doldurucu arasında ayrışmaya, mikro çatlak ve korozyonlara sebep olmaktadır.^{279,280}

Chen ve ark.²⁸¹ bir tek renkli nanohibrit kompozit rezin (Charisma Diamond One), iki nanokompozit (Filtek Z350 XT, Clearfil Majesty Posterior) ve bir nanohibrit kompozit (Tetric N Ceram), dahil olmak üzere üç adet çoklu renk sistemine sahip kompozit rezinleri 10.000 devir termal siklus ile yapılan yaşlandırma işleminden sonra renk değişimini değerlendirmişlerdir. Çalışmamızla benzer olarak tek renkli kompozit rezinin tüm yaşlanma grupları arasında en yüksek renk değişikliği gösterdiğini ve klinik olarak kabul edilebilir eşiğin üzerinde olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızdan farklı olarak tek renkli kompozit rezin hariç diğer çoklu renk sistemine

sahip kompozit rezinlerin klinik olarak kabul edilebilir değişikliği gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu durumun sebebi örnek kalınlığının 2 mm olması ve zımpara ile kompozit yüzeylerine bitirme işlemi uygulanmış olması olabilir.

Aydın ve ark.²⁸² tek renkli (Omnichroma) ve çoklu renk sistemine sahip kompozit rezinler (Filtek Universal Restorative, Clearfil Majesty ES-2 Premium, Harmonize) kullanarak yaptıkları çalışmalarında, klinik olarak bir aya denk gelen kahve ile yaşlandırma işlemi uygulamış ve tek renk kompozit rezinin çoklu renk sistemine sahip kompozit rezinlere göre daha fazla renk değişikliği gösterdiğini bildirmişlerdir.

El-Rashidy ve ark.²⁸³ tek renkli (Omnichroma) ve çoklu renk sistemine sahip (Filtek Z350XT) kompozit rezinlere bir yıllık klinik kullanıma karşılık gel 10.000 devir termal siklus ile yapılan yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Çalışmamızla benzer şekilde iki kompozit rezinin de klinik olarak kabul edilebilir eşiğin üstünde renk değişikliği gösterdiğini bildirmişlerdir. Yine çalışmamızla benzer şekilde tek renkli Omnichroma kompozit rezinin Filtek Z350XT kompozit rezinine göre daha fazla renk değişikliği göstermiştir.

Salgado ve ark.²⁸⁴ dört farklı kompozit rezinin (IPS Empress Direct, Filtek Z350 XT, Estelite Σ Quick, Opallis) termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonrası translusensi değerleri ile renk stabilitelerinin ilişkisini değerlendirmişlerdir. Yüksek translusensi değerlerine sahip kompozit rezinlerde renk değişimi daha fazla görülmüştür. Çalışmamızda da benzer şekilde yüksek translusensi gösteren monokromatik kompozit rezin olan Omnichroma en fazla renk değişimi göstermiştir. Omnichroma grubundaki yüksek ΔE_{00} değeri kromatik özelliğinin farkından kaynaklanıyor olabilir.²⁸⁵

Özyurt²⁸⁶ tek renkli kompozit rezin (Omnichroma) ve çoklu renk sistemine sahip kompozit rezinler (Essentia Universal, Harmonize) ile yaptığı çalışmasında su absorpsiyon analizinden sonra renk değişikliğini değerlendirmiştir. Omnichroma grubunun translusensi parametresi değerinin, diğer iki kompozit gruplarından anlamlı şekilde yüksek olduğunu ve Omnichroma'nın yüksek translusensi ihtiyacı olmayan alanlarda tercih edilmesinin uygun olduğunu bildirmiştir. Gene çalışmamızla benzer olarak translusensi özelliklerini değerlendirdikleri kompozit rezinlerin hepsi

algılanabilir değerden yüksek ΔTP değerleri göstermiştir ($\Delta TP > 2,62$). Omnichroma optik özelliklerini tek tip 260 nm partiküllerden oluşan silikon dioksit ve zirkonyum dioksit küresel doldurucu partiküller ile elde edilen akıllı kromatik teknolojiyi kullanarak sağlar.²⁸⁵ Doldurucu partiküllerinin küresel yapısı da renk değişimi ve translusensi parametrelerinde test edilen diğer kompozitlerden daha yüksek değerler göstermesine sebep olmuş olabilir.²⁸⁷ Ayrıca Omnichroma'nın doldurucu partiküllerinin homojen oluşu malzemenin renk özelliklerini etkileyebilir.²⁸⁵

Kompozit rezinlerin translusensi parametresini etkileyen ana faktörler; inorganik doldurucu partikül içeriği, şekli ve hacmidir.²⁸⁸ Bunlara ek olarak materyalin kalınlığına, rengine, organik bileşimine, opaklaştırıcı miktarına ve içeriğine bağlı olarak değişir.¹⁹³ Polimer bazlı materyallerde, yarı saydamlıktaki azalmanın materyalin artan polimerizasyonu ve rezin matriksin kırılma indisindeki değişimden kaynaklandığı görülmektedir.²⁸⁹ Renk değişimi ve translusensi parametresi, rezin içerikli materyallerin içsel ve dışsal renklenme potansiyeliyle de ilişkilidir. Dışsal renklenme çoğunlukla tüketilen gıdalardan kaynaklanırken, içsel renklenme organik içerik, foto-başlatıcı miktarı ve polimerizasyon derecesinden etkilenir. Foto-başlatıcılar aktive olup polimerizasyon gerçekleştikten sonra, kompozit rezinler daha translusent özellik sergiler.²⁹⁰

Admira Fusion X-tra, yeni nesil ormocer grubuna ait bir rezin olup monomerinde seramik partiküller içermektedir.¹⁶⁰ Ormocer bazlı malzemelerin matriksinde inorganik-organik bileşikler bulunur. Ayrıca geleneksel BisGMA veya diğer metakrilat bazlı kompozitlerle karşılaştırıldığında, üç boyutlu olarak bağlı inorganik-organik kopolimerlere, alifatiklere ve az miktarda organik reçine içeren aromatik dimetakrilatlara sahiptirler. Organik reçinenin azalmasının bir sonucu olarak ormocer bazlı malzemeler düşük derecede su absorbe etme özelliğine sahiptir. Bu nedenle ormocer bazlı malzemelerin metakrilat bazlı malzemelere göre renk değişimine karşı daha dayanıklı olması beklenmektedir.²⁹¹ Çalışmamızda da beklenen şekilde en az renk değişimi ve en fazla translusensi değişimini göstermiştir. Translusensi değişiminin yüksek olması seramik matriks içindeki kristal fazla açıklanabilir.

Fidan ve ark.²⁹² tek renkli (Omnichroma, Vittra APS Unique, Zenchroma) ve çoklu renk sistemine sahip (Filtek Z250) kompozit rezinleri ermal siklus ile yapılan

yaşlandırma işleminden sonra renk ve translusensi değişimini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda tek renkli kompozit rezinlerin daha fazla renk ve translusensi değişimi gösterdiğini ve doldurucu olarak cam oranı yüksek olan kompozit rezinlerde renk değişiminin daha az olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da benzer şekilde en çok translusensi değişimi tek renkli kompozitlerde görülmüştür. Renk değişimi ise Omnichroma kompozitinden sonra çoklu renk sistemine sahip olan Filtek Z550 kompozitinde görülmüştür. Bunun sebebi Omnichroma ve Filtek Z550 kompozit rezinlerin doldurucu içeriğinde zirkonya silikaya sahip olması olabilir. Zirkonya/silika doldurucu-organik matriks arayüzünün, rezin kompozit içinde su difüzyon yollarının gelişimini kolaylaştırabileceği bildirilmiştir.²⁹³

Fonseca ve ark.²⁹⁴ renk stabilitesinin, temel monomer formülasyonu ile ilişkili olan su absorpsiyonu ve çözünürlük ile doğrudan ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Organik içerik su absorpsiyonu açısından önemli olup, hidrofilik özelliğin ve dolayısıyla su absorpsiyonunun sırasıyla en fazla TEGDMA, Bis-GMA ve Bis-EMA'da olduğu rapor edilmiştir. UDMA monomerinin su absorpsiyonunun Bis-GMA monomerine göre daha düşük olduğu bildirilmiştir.²⁹⁵ Omnichroma'nın UDMA ve TEGDMA içerdiği üreticiler tarafından rapor edilmiştir. Omnichroma'daki TEGDMA içeriği, yaşlanmanın ardından su emiliminin fazla olması nedeniyle renk stabilitesinin düşük performans göstermesine neden olmuş olabilir.²⁹⁶ Filtek Z550'nin partikül boyutunun 20 nm olması ve BisEMA içeriğinin kompozitin renk stabilitesini olumlu yönde etkileyerek daha düşük ΔE_{00} değeri göstermesine neden olduğu düşünülebilir.

Ağız içi tamir yöntemleri ile kullanım süresi uzatılan restorasyonlarda yapılan uygulama sonrasında renk değişiklikleri söz konusu olabilir. Restorasyon tamirinde estetik başarı elde etmek için yalnızca uygulama esnasında renk uyumunun yakalanması yeterli olmamakla beraber uzun vadede tamir materyali ile tamir edilen restoratif materyalin renk değişimleri de uyumlu olmalıdır.²⁹⁷ Tek başlarına değerlendirdiğimizde çalışmada kullandığımız tek renkli kompozit rezinlerin (Omnichroma ve Admira Fusion X-tra) daha fazla renk renk değişimi göstermeleri dezavantaj olsa da Omnichroma kompozit rezini; Saremco Print Crowtec, Amber Mill, Cerec Tessera seramikleri ile uyumlu renk değişimi gösterirken Admira Fusion X-tra kompozit rezini; Initial LRF, Vita Enamic, Grandio Blocs seramikleri ile uyumlu renk

değişimi göstermiştir. Bukalemun özelliği gösterdiği öne sürülen Clearfill Majesty ES-2 kompozit rezini ise Vita Enamic, Initial LRF seramikleri ile uyumlu renk değişimi göstermiştir. Çoklu renk sistemine sahip Filtek Z550 kompozit rezini ise sadece Cerec Tessera seramiği ile uyumlu renk değişimi göstermiştir.

Translusensi değişim uyumu açısından incelediğimizde Omnichroma bütün seramik materyallerle uyumlu translusensi değişimi göstermiştir. Admira Fusion X-tra kompozit rezini; Initial LRF, Grandio Blocs, Saremco Print Crowtec, Cerec Tessera, Amber Mill seramikleri ile uyumlu translusensi değişimi göstermiştir. Clearfill Majesty ES-2 kompozit rezini; Initial LRF, Grandio Blocs, Saremco Print Crowtec, Cerec Tessera seramikleri ile uyumlu translusensi değişimi göstermiştir. Filtek Z550 kompozit rezini; Initial LRF, Grandio Blocs, Saremco Print Crowtec, Cerec Tessera seramikleri ile uyumlu translusensi değişimi göstermiştir.

Gencer ve ark.²⁹⁶ lösit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress) ve rezin nanoseramik GC (Cerasmart 270) CAD/CAM bloklardan elde edilen restorasyonların iki farklı universal tek renkli kompozit (Omnichroma ve Essentia Universal) ile tamir etmiş ve 5.000 devir termal siklus ile yapılan yaşlandırma işleminden sonra renk değişimini değerlendirmişler. Çalışmamızla benzer şekilde universal tek renkli kompozitlerin renk değişimi klinik olarak değerleri kabul edilebilir eşğin üzerinde bulunmuştur ($\Delta E_{00} < 3,3$). Omnichroma ve Essentia Universal kompozitleri arasında renk uyumu açısından bir üstünlük gözlenmemiştir. İki tek renkli kompozit de lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve rezin nanoseramik materyallerin tamirinde uyumlu renk değişikliği göstermiştir.

Çalışkan ve ark.¹⁵ ormoser (Admira Fusion), nanohibrit (GrandioSO), nanoseramik hibrit (GrandioDISC) materyallerin tamirinde çoklu renk sistemine sahip nanohibrit kompozit rezin (GrandioSO), tek renkli kompozit rezinler nanofil (Omnichroma) ve mikrohibrit (Vitra Unique) kullanmış 10.000 devir termal siklus ile yapılan yaşlandırma işleminden sonrası renk stabilitelerini değerlendirmişlerdir. Çalışmamızla benzer şekilde ormoser içerikli Admira Fusion kompozit rezinin, nanohibrit ve nanoseramik hibrit restoratif materyallere göre ve tek renkli kompozit rezinlerin çoklu renk sistemine sahip kompozit rezinlere göre önemli düzeyde daha yüksek renk değişimi gösterdiğini bildirmişlerdir. Gene çalışmamızla benzer şekilde tek renkli kompozitlerin renk değişikliği klinik olarak kabul edilebilir değerlerin

üzerinde bulunmuşlardır. Çalışmamızdan farklı olarak aynı renkteki çoklu renk sistemine sahip kompozit rezinlerin renk değişiklikleri klinik olarak kabul edilebilir değerde bulunmuşlardır. Nanohibrit seramiğin tek renkli kompozit rezinlerle tamirinde renk değişiminin uyumlu olmadığını bildirmişlerdir. Bunun sebebi çalışmamızdaki CAD/CAM bloklar HT seçilirken, mevcut çalışmada LT seçilmiş olması olabilir.

Wang ve ark.²⁹⁸ iki lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD ve Upecera Li CAD) ve iki monolitik zirkonyum blok (IPS e.max zirCAD ve Uperera TT) kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında, farklı arka planlarda ölçüm yaparak (A1, A2, A3.5, ND2 and ND7 kompozit, kobalt-krom alaşımı, orta değerli alaşım, siyah ve beyaz fon) ΔE_{00} ve ΔTP arasındaki korelasyonu incelemişlerdir. Çalışmamızda Admira-SPC ve Negatif kontrol-VE gruplarına benzer olarak lityum disilikat cam seramikler içerisinde ΔE_{00} ve ΔTP arasında güçlü pozitif korelasyon ($r=0,6341$) olduğunu bildirmişlerdir.

Tan ve ark.²⁹⁹ Filtek Z350XT, Filtek 350XT Akışkan Restoratif, Shofu Beautifil Flow Plus, Shofu Beautifil II, Ketac Nano ve Photac Fil kompozit rezinlerini distile su ile 37°C ve %100 nem standart koşullarında yedi gün boyunca inkübe etmişlerdir. Çalışmalarında renk ve translusensi değişimi arasındaki korelasyonu incelemişler ve çalışmamızdan farklı olarak ΔE_{00} ve ΔTP arasında negatif bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir. Bunun sebebi çalışmamızdan farklı olarak termal siklus ile yaşlandırma yerine inkübasyon kullanmış olmalarından kaynaklanabilir.

Eldwakhly ve ark.³⁰⁰ lityum disilikat (IPS e.max), zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik (Celtra Duo), zirkonya (Lava Plus) ve hibrit seramiği (Vita Enamic) çeşitli sıvılar (kahve çözeltisi, kola, zencefil çözeltisi ve distile su) ile termal yaşlandırmaya tabii tutup ΔE_{00} ve ΔTP arasındaki korelasyonu incelemişlerdir. Çalışmamızdan farklı olarak ΔE_{00} ve ΔTP arasında orta derecede negatif korelasyon ($r = -0.693$) olduğunu bildirmişlerdir. Bunun nedeni çalışmamızda sadece su ile termal yaşlandırma yapılmışken mevcut çalışmada farklı renklendirici sıvılarda yaşlandırma işlemi uygulanması olabilir. Farklı yaşlandırma teknikleri, materyallerin kimyasal yapılarındaki farklılıklar vb. durumlar ΔE_{00} ve ΔTP arasındaki ilişkiyi etkileyebilir.

LİMİTASYONLAR

Bu in vitro çalışmanın temel sınırlaması termal yaşlandırma işleminin ağız içi ortamı tam anlamıyla simüle edememesi ve yalnızca 6 aylık klinik kullanımı taklit etmesidir. Termal yaşlandırma sırasında materyaller yalnızca sıcaklık değişimlerine maruz bırakılmış; tükürük, pH değişiklikleri, ağız hijyenine ilişkin faktörler ve renklenmeye neden olabilecek gıdaların etkileri göz önünde bulundurulmamıştır. Uzun süreli klinik kullanımda renk ve translusensi değişikliklerinde farklılıklar gözlenebilir.

Çalışmada kullanılan örnekler anatomik formdan farklı olarak, tek bir kalınlıkta düz yüzeyler olarak hazırlanmıştır. Anatomik formdaki restorasyonların farklı kalınlıklara sahip olması renk ve translusensi değişimlerinde farklılıklar oluşturabilir.

Örnekler tek bir renk (A2) ve translusenside (HT) hazırlanmıştır. Daha koyu renk ve düşük translusensideki materyallerin, renk ve translusensi değişimlerinde farklılıklar gözlenebilmektedir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Yedi farklı protetik materyalin, 4 kompozit rezin (2 tek renkli, 2 çoklu renk sistemine sahip) ile tamir edilip termal siklus sonrası renk, translusensi değişimleri ve uyumlarının değerlendirildiği bu in vitro tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Termal siklus ile yaşlandırma sonrasında tüm gruplarda L* ve b* değerleri azalmış, a* değeri artmış ve materyaller daha koyu, kırmızımsı ve daha mavi hale gelmiştir. Ayrıca tüm gruplarda gözlenen renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir eşiğin üzerinde bulunmuştur ($\Delta E_{00} \geq 1,8$).
2. Protetik materyallerde en fazla renk değişimi Saremco Print Crowntec materyalinde bulunurken, en az Vita Enamic materyalinde gözlenmiştir. Kompozit rezinler içerisinde en fazla renk değişimi Omnichroma'da en az renk değişimi Admira Fusion X-tra kompozit rezininde gözlenmiştir.
3. Termal siklus ile yaşlandırma işlemi sonrasında tüm gruplarda translusensi değeri azalmıştır. Saremco Print Crowntec seramiğinde klinik olarak algılanabilir eşiğin altında translusensi değişikliği gözlenmiştir ($\Delta TP \leq 0,62$). Diğer bütün gruplarda algılanabilir düzeyde translusensi değişikliği gözlenmiştir ($0,62 \leq \Delta TP \leq 2,62$).
4. Seramiklerde en fazla translusensi değişimi Celtra Duo materyalinde gözlenirken en az translusensi değişimi Saremco Print Crowntec seramiğinde gözlenmiştir. Kompozit rezinlerde en fazla translusensi değişimi Admira Fusion X-tra'da gözlenirken en az translusensi değişimi Filtek Z550 kompozit rezin grubunda gözlenmiştir.
5. Ormoser (Admira Fusion X-tra) ve nanohibrit (Clearfill Majesty ES-2, Filtek Z550) kompozit rezinlerin renk etkileşimi açısından tüm seramiklerle uyumlu olduğu görülmüştür. Hibrit seramikler, nano lityum disilikat, lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler ve gelişmiş lityum disilikat seramikler, tüm kompozit rezinler için benzer renk özellikleri göstermiştir.

6. Renk değişimi ve translusensi değişimi arasında korelasyon bulunamamıştır.
7. Ağız ortamının tamamen yansıtılması için klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Sen N, Sermet IB, Cinar S. Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia. *J Prosthet Dent* 2018; 119(2):308.e1-e7.
2. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012; 28(1):102-11.
3. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, et al. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95(2):117-23.
4. Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, et al. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *J Dent Res* 2002; 81(6):433-8.
5. Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater* 2013; 29(4):375-81.
6. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Clinical success and survival of indirect resin composite crowns: results of a 3-year prospective study. *Dent Mater* 2012; 28(9):952-60.
7. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, et al. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014; 30(9):954-62.
8. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014; 30(5):564-9.
9. Sonkaya E. The Effect of Different Surface Treatments on the Repair of 3D Permanent Resin Restorations by Composite Resin Different surface treatments and repair of 3D permanent resin. *Research Square* 2022.
10. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, et al. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res* 2011; 90(8):937-52.

11. Ichter-Snapp K. Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *Prosthet Dent* 1988; 435-9.
12. Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc* 2013; 144(1):31-44.
13. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013; 29(4):419-26.
14. Ozcelik TB, Yilmaz B, Ozcan I, Wee AG. Color change during the surface preparation stages of metal ceramic alloys. *J Prosthet Dent* 2011; 106(1):38-47.
15. Caliskan A, Alagoz LG, Irmak O. Shade matching potential of one-shade resin composites used for restoration repair. *Dent Mater J* 2023; 42(2):158-66.
16. Altinisik H, Ozyurt E. Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of different single-shade resin composites to human teeth of various shades. *Clin Oral Investig* 2023; 27(2):889-96.
17. Batista GR, Borges AB, Zanatta RF, et al. Esthetical Properties of Single-Shade and Multishade Composites in Posterior Teeth. *Int J Dent* 2023; 7783321.
18. Kobayashi S, Nakajima M, Furusawa K, et al. Color adjustment potential of single-shade resin composite to various-shade human teeth: Effect of structural color phenomenon. *Dent Mater J* 2021; 40(4):1033-40.
19. Van Blarcom CW. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005; 94(1):10-92.
20. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent* 2004; 91(2):136-43.
21. McLean J. Dental ceramics in clinical dentistry. *Br Dent J* 1988.
22. Leinfelder KF, Kurdziolek SM. Contemporary CAD/CAM technologies: the evolution of a restorative system. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004; 16(3):224-31

23. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; 56,(1):84-96.
24. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992; 67(6):859-65.
25. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer- kaplama) Kronlar. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basım Evi; Ankara 1996; 13-251996.
26. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75(1):18-32.
27. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5):389-404.
28. Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont* 1998; 11(2):183-9.
29. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6):557-62.
30. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, et al. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater* 2007; 23(8):952-9.
31. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35(11):819-26.
32. Hamouda IM, El-Waseffy NA, Hasan AM, et al. Evaluation of an experimental dental porcelain. *J Mech Behav Biomed Mater* 2010; 3(8):610-8.
33. Naylor WP, King AH. Introduction to metal-ceramic technology. Quintessence Publishing Company 2009.
34. McLean JW. The Science and Art of Dental Ceramic, Volume I: the Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Chicago: Quintessence Publishing Co 1979 ;1 ed.

35. Naylor W. Essentials of metal ceramic substructure design. Introduction to Metal Ceramic Technology Chicago. Quintessence 1992.
36. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4 ed. St.2015.
37. Bultan Ö. Metal-Press Seramik Uyumunun Araştırılması. İstanbul Üniversitesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tez, 2006, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Sabire İŞLER)
38. Shillingburg HT, Sather D.A, Wilson, EL, et al. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. İstanbul Quintessence Publishing Co 2012; 4.ed.
39. Yavuzylmaz H, Bavbek B. Tam porselen sistemleri I. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2005; 22(1):41-8.
40. Sakaguchi R, Powers J. Craig's restorative. dental materials 2012.
41. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence. 2002.
42. Helvey G. Classification of Dental Ceramics. Inside Continuing Education 2013(April).
43. Toksavul S, Artunç C, Ulusoy M, ve ark. Tüm Seramik Kronlar. Meta Basım Bornova; İzmir. 2002.
44. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. Compend Contin Educ Dent. 2010; 31(9):682-4, 686, 688 passim; quiz 698, 700
45. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. The Journal of the American Dental Association 1997.
46. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, et al. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 4 ed. İstanbul: Quintessence Publishing Co 2012.
47. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL et al. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont 2015; 28(3):227-35.

48. Fasbinder D. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995.
49. Sorensen JA, Kang SK, Avera SP. Porcelain-composite interface microleakage with various porcelain surface treatments. *Dent Mater* 1991; 7(2):118-23.
50. Sorensen JA, Munksgaard EC. Ceramic inlay movement during polymerization of resin luting cements. *Eur J Oral Sci* 1995; 103(3):186-9.
51. Probst L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, et al. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil* 1997; 24(9):636-45.
52. Giordano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 1996; 17(8):779-82, 84-6 passim; quiz 94.
53. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont* 2004; 13(3):141-9.
54. Tinschert J, Zvez D, Marx R, et al. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 2000; 28(7):529-35.
55. Şen N, Tuncelli B. CAD/CAM Restorasyonlarının Üretimi İçin Kullanılan Materyaller. *Türkiye Klinikleri J Dent Sci* 2017;23(2):109-15.
56. www.Gcamerica.Com/Products/Digital/GC_Initial_LRFBLOCK/
57. Ural Ç, Kaleli N. Diş Hekimliğinde Kullanılan Güncel Porselenler ve Farklı Sınıflamaları. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics* 2017; 3(3):151-63.
58. Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ, et al. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dent Mater* 2008; 24(9):1149-55.
59. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today* 2009; 28(3):112-3.
60. <https://www.hassbio.com/product>.
61. <https://www.dentsplysirona.com/tr-tr/kesfet/restoratif/cerec-tessera.html>.

62. Belli R, Wendler M, de Ligny D, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 2017; 33(1):84-98.
63. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, et al. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017; 31:e58.
64. Springall GAC, Yin L. Nano-scale mechanical behavior of pre-crystallized CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate glass ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018; 82:35-44.
65. Zarone F, Ruggiero G, Leone R, et al. Zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS) mechanical and biological properties: A literature review. *J Dent* 2021; 109:103661.
66. Hallmann L, Ulmer P, Gerngross MD, et al. Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater* 2019; 35(5):713-29.
67. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* 2016; 32(7):908-14.
68. Saint-Jean S. Dental glasses and glass-ceramics. *Advanced ceramics for dentistry*. Waltham, USA: Elsevier 2014.
69. Şener ID, Türker ŞB. Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2009; 19(1):61-67.
70. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11(8):985-94
71. Zembic A, Bosch A, Jung RE, et al. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(4):384-90.
72. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 88(2):519-29.

73. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37(8):641-52.
74. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, et al. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; 7(1):25-45.
75. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204(9):505-11.
76. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, et al. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013; 29(12):1201-8.
77. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont* 2012; 4(2):76-83.
78. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, et al. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2011; 106(3):145-52.
79. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1):1-25.
80. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, et al. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials* 2009; 30(29):5279-82.
81. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, et al. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int* 2017; 48(6):441-50.
82. Schunemann FH, Galarraga-Vinueza ME, Magini R, et al. Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2019; 98:1294-305.
83. Alammar A, Blatz MB. The resin bond to high-translucent zirconia-A systematic review. *J Esthet Restor Dent* 2022; 34(1):117-35.
84. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Science 2012.

85. Mao L, Kaizer MR, Zhao M, et al. Graded Ultra-Translucent Zirconia (5Y-PSZ) for Strength and Functionalities. *J Dent Res* 2018; 97(11):1222-8.
86. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, et al. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res* 2012; 91(8):800-4.
87. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, et al. Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci* 2018; 6(9):1742-55.
88. Alamouh RA, Silikas N, Salim NA, et al. Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *Biomed Res Int* 2018; 4893143.
89. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013; 7:118-22.
90. Wu X, Xie H, Meng H, et al. Effect of tribochemical silica coating or multipurpose products on bonding performance of a CAD/CAM resin-based material. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 90:417-25.
91. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmuhlen PC, et al. Adhesive Bonding to Hybrid Materials: An Overview of Materials and Recommendations. *Compend Contin Educ Dent* 2016; 37(9):630-7.
92. Akarca EM, Şahin D, Canay RŞ. Rezin matriks seramikler-Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2022; 32,114-8.
93. Steinbrenner H. Multichromatic and highly translucent hybrid ceramic Vita Enamic. *Int J Comput Dent* 2018; 21(3):239-50.
94. https://www.vita-zahnfabrik.com/VITA_ENAMIC
95. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006; 137(9):1289-96.

96. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Metz M, et al. Maxillary and Mandibular Rehabilitation in the Esthetic Zone Using a Digital Impression Technique and CAD/CAM-fabricated Prostheses: A Multidisciplinary Clinical Report. *Oper Dent*. 2015; 40(4):350-6.
97. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont* 2015; 24(4):313-21.
98. Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, et al. Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent* 2015; 18(2):101-29.
99. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016; 60(2):72-84.
100. Hickel R, Dasch W, Mehl A, et al. CAD/CAM-fillings of the future? *Int Dent J* 1997; 47(5):247-58.
101. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid Prototyping Technologies and their Applications in Prosthodontics, a Review of Literature. *J Dent (Shiraz)* 2015; 16(1):1-9.
102. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. The future of dental devices is digital. *Dental Materials* 2012; 28(1):3-12.
103. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health* 2015; 7(4):96-104.
104. Cebeci NÖ, Tokmakcioğlu HH. Protetik Diş Tedavisinde Ekleme Yöntemi ile Üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu*. 2018; 3(1):1-66.
105. Çelik KF, Çakır MC, Duysak A. Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 2013; 031:53-70.
106. Jasveer S, Jianbin X. Comparison of different types of 3D printing technologies. *International Journal of Scientific and Research Publications* 2018; 8(4):1-9.
107. <https://www.saremco.ch/en/product/saremco-print-crowntec/>

108. George E, Liacouras P, Rybicki FJ, et al. Measuring and Establishing the Accuracy and Reproducibility of 3D Printed Medical Models. *Radiographics* 2017; 37(5):1424-50.
109. Yalçın B, Ergene B. Endüstride yeni eğilim olan 3D eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi* 2017; 9(3):65-88.
110. Yap YL, Wang C, Sing SL, et al. Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Precision Engineering* 2017; 50:275-285.
111. Reuter JE, Brose MO. Failures in full crown retained dental bridges. *Br Dent J* 1984; 157(2):61-3.
112. Llobell A, Nicholls JI, Kois JC, et al. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont* 1992; 5(3):205-13.
113. Creugers NH, Snoek PA, Kayser AF. An experimental porcelain repair system evaluated under controlled clinical conditions. *J Prosthet Dent* 1992; 68(5):724-7.
114. Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems. *J Prosthet Dent* 1993; 70(1):6-11.
115. Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent* 1998; 79(5):508-13.
116. Cavel WT, Kelsey WP, Barkmeier WW, et al. A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. *Quintessence Int* 1988; 19(4):257-62.
117. Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, et al. Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. *J Prosthet Dent* 2001; 86(3):315-9.
118. Çapa N, Özkurt, Z, Kazazoğlu E. Ağız İçi Porselen Tamir Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2006; 16(1):34-40.

119. Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, et al. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent Mater* 2009; 25(12):1477-83.
120. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont* 2002; 15(3):299-302.
121. Denehy G, Bouschlicher M, Vargas M. Intraoral repair of cosmetic restorations. *Dent Clin North Am* 1998; 42(4):719-37.
122. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, et al. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent* 2015; 6(4):294-300.
123. Genç Ö, Demir N. Simantasyon öncesi zirkonyum seramiklere uygulanan yüzey işlemleri. *Selcuk Dental Journal* 2022; 9(1):299-307.
124. Shen C, Oh WS, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent* 2004; 91(5):453-8.
125. Hayakawa T, Horie K, Aida M, et al. The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to dental porcelain. *Dent Mater* 1992; 8(4):238-40.
126. Diaz-Arnold AM, Schneider RL, Aquilino SA. Bond strengths of intraoral porcelain repair materials. *J Prosthet Dent* 1989; 61(3):305-9.
127. Zheng LW, Wang, Ru Qing Yu. Reference Module in Biomedical Sciences. *Biomaterials in Dentistry* 2018.
128. Ravi RK, Alla RK, Shamma, M, et al. Dental Composites- A Versatile Restorative Material: An Overview. *Indian Journal of Dental Science* 2013; 5(5).
129. Hickel R, Dasch W, Janda R, et al. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 1998; 48(1):3-16.
130. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010; 89(6):549-60.
131. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2):97-116.

132. Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Dent Mater* 2009; 25(9):1082-9.
133. Lee JH, Um CM, Lee IB. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dent Mater* 2006; 22(6):515-26.
134. Pehlivan N, Karacaer Ö. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 2014; 31(3):160-6.
135. Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, et al. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater* 2006; 22(6):576-84.
136. Bayırlı GŞ, Şirin Ş. Restoratif tedavi. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları 1985.
137. Rawls KJ. *Phillips Science Of Dental Materials*. 11th Ed. Ed: Anusavıce KJ, St. Louis: W.B. Saunders.399-437.
138. Craig RG. *Direct esthetic Restorative Materials*. Restorative Dental Materials 2000.
139. McCabe JF, Walls A. *Applied dental materials*. John Wiley & Sons 2013.
140. Dayangaç B. *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Ankara-2000, Güneş Kitabevi LTD Şti 2000; Say:1-20,74-84.
141. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995; 6(4):302-18.
142. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005; 21(10):962-70.
143. <https://multimedia.3m.com/mws/media/994558O/ifu-filtek-z550-pdf.pdf>.
144. https://www.kuraraynoritake.eu/media/pdfs/CLEARFIL_MAJESTY_ES-2_Brochure_2.pdf.

145. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 134(10):1382-90.
146. Combe EC, Burke FJ. Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Update* 2000; 27(7):326-36.
147. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater* 2004; 20(1):72-9.
148. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, et al. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2000; 16(1):33-40.
149. Leinfelder KF, Radz GM, Nash RW. A report on a new condensable composite resin. *Compend Contin Educ Dent* 1998; 19(3):230-46
150. Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc* 2001; 132(5):639-45.
151. Mahmoud SH, El-Embaby AE, AbdAllah AM, et al. Two-year clinical evaluation of ormocer, nanohybrid and nanofill composite restorative systems in posterior teeth. *J Adhes Dent* 2008; 10(4):315-22.
152. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011; 27(1):29-38.
153. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater* 2003; 19(6):449-57.
154. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* 2010; 26(4):337-44.
155. Ilie N, Kessler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent* 2013; 41(8):695-702.
156. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig* 2014; 18(8):1991-2000.

157. Eliezer CD, Ravi T, N Tangutoori, et al. Omnicroma: one composite to rule them all. *International Journal of Medical Science* 2020; 6-8.
158. Christensen GJ. New, innovative restorative resins appear promising. *Clinical Reports* 2019; 1-3.
159. Lucena C, Ruiz-Lopez J, Pulgar R, et al. Optical behavior of one-shaded resin-based composites. *Dent Mater* 2021; 37(5):840-8.
160. <https://www.voco.dental/tr/ueruenler/direk-restorasyonlar/ormocerler/admira-fusion-x-tra.aspx>.
161. Graf N, Ilie N. Long-term mechanical stability and light transmission characteristics of one shade resin-based composites. *J Dent* 2022; 116:103915.
162. Pereira Sanchez N, Powers JM, Paravina RD. Instrumental and visual evaluation of the color adjustment potential of resin composites. *J Esthet Restor Dent* 2019; 31(5):465-70.
163. Gurdal I, Atay A, Eichberger M, et al. Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *J Prosthet Dent* 2018; 120(4):546-52.
164. Turgut S, Kilinc H, Bagis B. Effect of UV aging on translucency of currently used esthetic CAD-CAM materials. *J Esthet Restor Dent* 2019; 31(2):147-52.
165. Opdam NJM, Collares K, Hickel R, et al. Clinical studies in restorative dentistry: New directions and new demands. *Dent Mater* 2018; 34(1):1-12.
166. Eliasson ST, Dahl JE. Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomater Investig Dent* 2020; 7(1):16-24.
167. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont* 2002; 15(3):267-72.
168. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003; 82(2):136-40.

169. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract* 2007; 8(2):17-24.
170. Tanaka T, Kamada K, Matsumura H, et al. A comparison of water temperatures for thermocycling of metal-bonded resin specimens. *J Prosthet Dent* 1995; 74(4):345-9.
171. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, et al. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci* 2007; 115(5):417-24.
172. <https://www.iso.org/standard/62898.html>.
173. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999; 27(2):89-99.
174. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23(5):467-79.
175. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont* 1995; 8(1):79-86.
176. Perez MM, Ghinea R, Ugarte-Alvan LI, et al. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent* 2010; 38 (Suppl 2): e110-6.
177. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 1992; 6:44-9.
178. Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. *J Biomed Mater Res* 2002; 63(5):657-63.
179. Obregon A, Goodkind RJ, Schwabacher WB. Effects of opaque and porcelain surface texture on the color of ceramometal restorations. *J Prosthet Dent* 1981; 46(3):330-40.
180. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, et al. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6):585-90.
181. <https://chromology.co.uk/the-sciart-system/>.

182. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5):453-7.
183. www.hue/hmca-m-ch-c-n-wm.
184. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997; 25(2):91-5.
185. Abadie FR. Porcelain surface characterization and staining in the office. *J Prosthet Dent* 1984; 51(2):181-5.
186. www.value/hmca-m-ch-c-n-wm.
187. www.chroma/hmca-m-ch-c-n-wm.
188. Vichi A, Louca C, Corciolani G, et al. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater* 2011; 27(1):97-108.
189. Sharma G. The CIEDE2000 Color-Difference Formula: Implementation Notes, Supplementary Test Data, and Mathematical Observations. *J Color research and application* 2004; (30)21-30.
190. Johnson MG, Fairchild DM. A Top Down Description of S-CIELAB and CIEDE2000. *J color research and application* 2003; (28)425-435.
191. Perez Mdel M, Ghinea R, Herrera LJ, et al. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *J Dent* 2011; 39(3):e37-44.
192. Harorli OT, Barutcigil C. Color recovery effect of commercial mouth rinses on a discolored composite. *J Esthet Restor Dent* 2014; 26(4):256-63.
193. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, et al. Translucency thresholds for dental materials. *Dent Mater* 2018; 34(8):1168-74.
194. Van der Burgt TP, Ten Bosch JJ, Borsboom PC, et al. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent* 1990; 63(2):155-62.
195. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent* 2010; 38(2):e2-16.

196. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent* 2001; 86(5):458-64.
197. Ristic IP. Color measuring instruments. *Acta Stomatologica Naissi* 2009; 25:925-32.
198. Hunt RWG, Pointer MR. *Measuring colour*. John Wiley & Sons 2011.
199. Paravina R, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry*. Louis: Elsevier - Health Science Division 2004.
200. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2):341-58.
201. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, et al. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent* 2009; 101(3):193-9.
202. Sarafianou A, Kamposiora P, Papavasiliou G, et al. Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *J Prosthet Dent* 2012; 107(3):178-85.
203. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent* 2015; 27(1):1-9.
204. Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, et al. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater* 2006; 22(6):553-9.
205. Alkhatib MN, Holt R, Bedi R. Age and perception of dental appearance and tooth colour. *Gerodontology* 2005; 22(1):32-6.
206. Pires-de-Souza C, Casemiro LA, Garcia Lda F, et al. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent* 2009; 101(1):13-8.
207. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014; 33(5):705-10.
208. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 83(4):396-401.

209. Pires LA, Novais PM, Araujo VD, et al. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent* 2017; 117(1):144-9.
210. Deniz D, Aktaş G, Güncü MB, ve ark. CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe J Dent* 2019; 15(2): 224-30.
211. Alshehri SA. An investigation into the role of core porcelain thickness and lamination in determining the flexural strength of In-Ceram dental materials. *J Prosthodont* 2011; 20(4):261-6.
212. Albero A, Pascual A, Camps I, et al. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent* 2015; 7(4):e495-500.
213. Yavuz E. Diş hekimliğinde yeni ve hızla ilerleyen üretim teknolojisi: 3 boyutlu yazıcılar. *Akd Tıp D* 2021; 7(2):197-205.
214. Yu BY, Son K, Lee KB. Evaluation of intaglio surface trueness and margin quality of interim crowns in accordance with the build angle of stereolithography apparatus 3-dimensional printing. *J Prosthet Dent* 2021; 126(2):231-7.
215. Zhang ZC, Li PL, Chu FT, et al. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop* 2019; 80(4):194-204.
216. Tuncdemir G. The Relationship of Some Patients Factors with Shade of Their Teeth Measured by Spectrophotometry in Turkish People. *Pak J Med Sci* 2012; 28(1): 67-70.
217. Chaiyabutr Y, Kois JC, Lebeau D, et al. Effect of abutment tooth color, cement color and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J Prosthet Dent* 2011; 105(2):83-90.
218. Turgut S, Bagis B. Color stability of laminate veneers: an in vitro study. *J Dent* 2011; 39:57-64.

219. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, et al. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent* 2013; 110(4):264-73.
220. Attia A. Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2010; 18(2):194-200.
221. Bustamante-Hernandez N, Montiel-Company JM, Bellot-Arcis C, et al. Clinical Behavior of Ceramic, Hybrid and Composite Onlays. A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Environ Res Public Health* 2020; 17-20.
222. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, et al. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. *J Am Dent Assoc* 2009; 140(12):1476-84.
223. Kanzow P, Wiegand A. Retrospective analysis on the repair vs. replacement of composite restorations. *Dent Mater* 2020; 36(1):108-18.
224. Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, et al. Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *J Prosthodont* 2009; 18(3):211-6.
225. Duzyol M, Sagsoz O, Sagsoz NP, et al. The effect of surface treatments on the bond strength between CAD/CAM blocks and composite resin. *Journal of Prosthodontics* 2016; 25(6):446-71.
226. Guler AU, Yilmaz F, Yenisey M, et al. Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *J Adhes Dent* 2006; 8(1):21-5.
227. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, et al. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 2006; 96(2):122-8.
228. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, et al. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent* 2006; 96(1):33-40.

229. Ahmad R, Morgano SM, Wu BM, et al. An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *J Prosthet Dent* 2005; 94(5):421-9.
230. Hulterstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(4):229-34.
231. Cobb DS, Vargas MA, Fridrich TA, et al. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Oper Dent* 2000; 25(5):427-33.
232. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent* 1998; 23(5):250-7.
233. Capa N, Kazazoglu E. Intraoral porcelain Repair Systems. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2006; 34-40.
234. Guler AU, Yilmaz F, Ural C, et al. Evaluation of 24-hour shear bond strength of resin composite to porcelain according to surface treatment. *Int J Prosthodont* 2005; 18(2):156-60.
235. Dozic A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, et al. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont* 2007; 16(2):93-100.
236. Klotz AL, Habibi Y, Corcodel N, et al. Laboratory and clinical reliability of two spectrophotometers. *J Esthet Restor Dent* 2022; 34(2):369-73.
237. Liberato WF BI, Costa PP, de Almeida CC, et al. A comparison between visual, intraoral scanner, and spectrophotometer shade matching: A clinical study. *J Prosthet Dent* 2019; 121(2):271-75.
238. <https://www.iso.org/standard/69046.html>.
239. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, et al. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24(3):222-31.

240. Joiner A, Luo W. Tooth colour and whiteness: A review. *J Dent* 2017; 67S:S3-S10.
241. Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent* 2006; 96(6):402-11.
242. Cengiz E, Kurtulmus-Yilmaz S, Karakaya I, et al. Color difference of composite resins after cementation with different shades of resin luting cement. *Odontology* 2018; 106(2):181-6.
243. Kanat-Erturk B. Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures. *J Prosthodont* 2020; 29(2):166-72.
244. Alsilani RS, Sherif MR, Elkhodary A. Evaluation of colour stability and surface roughness of three CAD/CAM materials (IPS e.max, Vita Enamic, and PEEK) after immersion in two beverage solutions: An in vitro study. *Int J Appl Dent Sci* 2022; 8(1):439-9.
245. Sarıkaya I, Gülec C. Evaluation Of Translucency And Color Stability Of Esthetic Cad/Cam Restorative Materials. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2018; 28:3.
246. Kim JE, Choi WH, Lee D, et al. Color and Translucency Stability of Three-Dimensional Printable Dental Materials for Crown and Bridge Restorations. *Materials (Basel)* 2021; 14(3).
247. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, et al. Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent* 2014; 42(7):831-8.
248. Sabatini C, Campillo M, Aref J. Color stability of ten resin-based restorative materials. *J Esthet Restor Dent* 2012; 24(3):185-99.
249. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent* 2000; 83(2):166-70.
250. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2014; 29:295-308.

251. Gomez-Polo C, Portillo Munoz M, Lorenzo Luengo MC, et al. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent* 2016; 115(1):65-70.
252. Bozoğulları HN, Temizci T. Evaluation of the Color Stability, Stainability, and Surface Roughness of Permanent Composite-Based Milled and 3D Printed CAD/CAM Restorative Materials after Thermocycling. *Applied Science* 2023; 13(21):11895.
253. Doymuş YŞ. Üç Boyutlu Yazıcıyla Üretilmiş Total Protez Kaide Materyalinde Yapılan Farklı Yüzey İşlemlerinin Renk Stabilitesine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tez, 2021, Ankara, (Danışman: Prof. Dr. Ahmet Atila ERTAN)
254. Pulak MP VR, Dhande SG. Slicing Procedures in Layered Manufacturing: A Review. *Prototyp J* 2003; 9,(5).
255. Shin JW, Kim JE, Choi YJ, et al. Evaluation of the Color Stability of 3D-Printed Crown and Bridge Materials against Various Sources of Discoloration: An In Vitro Study. *Materials (Basel)* 2020; 13(23):5359.
256. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *J Prosthodont* 2012; 21(2):112-22.
257. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, et al. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent* 2016; 115(1):71-5.
258. Paolone G, Mandurino M, De Palma F, et al. Color Stability of Polymer-Based Composite CAD/CAM Blocks: A Systematic Review. *Polymers (Basel)* 2023; 15(2):464.
259. Donmez MB, Olcay EO, Demirel M. Load-to-Failure Resistance and Optical Characteristics of Nano-Lithium Disilicate Ceramic after Different Aging Processes. *Materials (Basel)* 2022; 15(11):4011.
260. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, et al. In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging. *J Prosthodont* 2021; 30(4):318-28.
261. Başaran ET, Dikici B, Can E. Evaluation of color stability of resin composite and CAD/CAM materials with different structures. *Yeditepe J Dent* 2022; 18(2):10-9.

262. Seyidaliev A, Rues S, Evagorou Z, et al. Color stability of polymer-infiltrated-ceramics compared with lithium disilicate ceramics and composite. *J Esthet Restor Dent* 2020; 32(1):43-50.
263. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent* 2014; 42(9):1202-9.
264. Lee YK. Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites. *Dent Mater* 2007; 23(1):124-31.
265. Lee YK. Translucency of human teeth and dental restorative materials and its clinical relevance. *J Biomed Opt* 2015; 20(4):045002.
266. Phark JH, Duarte S Jr. Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. *J Esthet Restor Dent* 2022; 34(1):92-103.
267. Sorrentino R, Ruggiero G, Di Mauro MI, et al. Optical behaviors, surface treatment, adhesion, and clinical indications of zirconia-reinforced lithium silicate (ZLS): A narrative review. *J Dent* 2021;112:103722.
268. Stamenkovic DD, Tango RN, Todorovic A, et al. Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent* 2021; 126(5):672-8.
269. Diken Turksayar AA, Demirel M, Donmez MB. Optical properties, biaxial flexural strength, and reliability of new-generation lithium disilicate glass-ceramics after thermal cycling. *J Prosthodont* 2023; 32(9):815-20.
270. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, et al. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent* 2015; 113(6):534-40.
271. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2018; 120(1):107-13.
272. Mohamed S, Mohamed CAM, Hisham K. Effect of Chemical Aging on the Color Stability of Two Ceramic Materials; Zirconia Reinforced Lithium Silicate and Lithium Disilicate Ceramics. *Journal Of Modern Research* 2020; 3(1):15-8.

273. Ellakany P, Aly NM, Alameer ST, et al. Assessment of color stability and translucency of various CAD/CAM ceramics of different compositions and Thicknesses: An in vitro study. *Saudi Dent J* 2024; 36(7):1019-24.
274. Ren YF, Feng L, Serban D, et al. Effects of common beverage colorants on color stability of dental composite resins: the utility of a thermocycling stain challenge model in vitro. *J Den.* 2012; 40 Suppl 1:e48-56.
275. Iyer RS, Babani VR, Yaman P, et al. Color match using instrumental and visual methods for single, group, and multi-shade composite resins. *J Esthet Restor Dent* 2021; 33(2):394-400.
276. <https://kuraraydental.com/product/clearfil-majesty-es-2-premium/>.
277. Schulze KA, Tinschert J, Marshall SJ, et al. Spectroscopic analysis of polymer-ceramic dental composites after accelerated aging. *Int J Prosthodont* 2003; 16(4):355-61.
278. Lee YK, Yu B, Lim HN, et al. Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *J Appl Oral Sci* 2011; 19(2):154-60.
279. Geurtsen W, Leyhausen G, Garcia-Godoy F. Effect of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four polyacid-modified composite resins ("compomers"). *Dent Mater* 1999; 15(3):196-201.
280. Souza RO, Ozcan M, Michida SM, et al. Conversion degree of indirect resin composites and effect of thermocycling on their physical properties. *J Prosthodont* 2010; 19(3):218-25.
281. Chen S, Zhu J, Yu M, et al. Effect of aging and bleaching on the color stability and surface roughness of a recently introduced single-shade composite resin. *J Dent* 2024; 143:104917.
282. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay Aybala E, et al. Investigation Of Single Shade Composite Resin Surface Roughness And Color Stability. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2021; 31(2):207-14.

283. El-Rashidy AA, Abdelraouf RM, Habib NA. Effect of two artificial aging protocols on color and gloss of single-shade versus multi-shade resin composites. *BMC Oral Health* 2022; 22(1):321.
284. Salgado VE, Rego GF, Schneider LF, et al. Does translucency influence cure efficiency and color stability of resin-based composites? *Dent Mater* 2018; 34(7):957-66.
285. Akgul S, Gundogdu C, Bala O. Effects of storage time and restoration depth on instrumental color adjustment potential of universal resin composites. *J Oral Sci* 2022; 64(1):49-52.
286. Özyurt E. Güncel Rezin Kompozit Materyallerin Fiziksel ve Optik Özelliklerinin Değerlendirilmesi. *Selcuk Dent J* 2023; 10(1):7-11.
287. Paravina RD, Kimura M, Powers JM. Evaluation of polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites using two formulae. *Odontology* 2005; 93(1):46-51.
288. Azzopardi N, Moharamzadeh K, Wood DJ, et al. Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dent Mater* 2009; 25(12):1564-8.
289. Nakamura T, Saito O, Mizuno M, et al. Changes in translucency and color of particulate filler composite resins. *Int J Prosthodont* 2002; 15(5):494-9.
290. Johnston WM, Reisbick MH. Color and translucency changes during and after curing of esthetic restorative materials. *Dent Mater* 1997; 13(2):89-97.
291. Llana C, Fernandez S, Forner L. Color stability of nanohybrid resin-based composites, ormocers and compomers. *Clin Oral Investig* 2017; 21(4):1071-7.
292. Fidan M, Yagci O. Effect of aging and fiber-reinforcement on color stability, translucency, and microhardness of single-shade resin composites versus multi-shade resin composite. *J Esthet Restor Dent* 2024; 36(4):632-42.
293. Santos C, Clarke RL, Braden M, et al. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials* 2002; 23(8):1897-904.

294. Fonseca AS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PP, et al. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater* 2017; 33(4):394-401.
295. Par M, Spanovic N, Bjelovucic R, et al. Long-term water sorption and solubility of experimental bioactive composites based on amorphous calcium phosphate and bioactive glass. *Dent Mater J* 2019; 38(4):555-64.
296. Karabulut Gencer B, Acar E, Tarcin B. Evaluation of shade matching in the repair of indirect restorative materials with universal shade composites. *Eur Oral Res* 2023; 57(1):41-8.
297. Tokar E, Polat S. Ağız İçi Tamir Yöntemlerinin Renk Açısından Değerlendirilmesi. *Ata Diş Hek Fak Derg* 2019; 29(1):26-32.
298. Wang J, Yang J, Lv K, et al. Can we use the translucency parameter to predict the CAD/CAM ceramic restoration aesthetic? *Dental Materials* 2023; 39(3):1-10.
299. Tan BL, Yap AU, Ma HN, et al. Effect of beverages on color and translucency of new tooth-colored restoratives. *Oper Dent* 2015; 40(2):56-65.
300. Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, et al. Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dent Med Probl* 2019; 56(4):349-56.



T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : E-60116787-020-347369
Konu : Başvurumuz Hk.

22.03.2023

Sayın Doç. Dr. Işıl KARAOKUTAN

İlgi : 08/03/2023 tarihli dilekçeniz. *192.168.87.198*
94185
22.03.2023

İlgi dilekçe ile başvurmuş olduğunuz "**Farklı Protetik Materyallerin Tamirinde Kullanılan Tek-Renkli Kompozit Rezinlerin Optik Özelliklerinin Değerlendirilmesi**" konulu çalışmanız **14.03.2023 tarih ve 05 sayılı** kurul toplantımızda görüşülmüş olup,

Yapılan görüşmelerden sonra; söz konusu çalışmanın yapılmasında **ETİK AÇIDAN SAKINCA OLMADIĞINA**, altı ayda bir çalışma hakkında Kurulumuza bilgi verilmesine oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Prof. Dr. Hülya ÇETİN
Kurul Başkanı

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Doğrulama Kodu :BSMA7AL369 Pin Kodu :27632 Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/pau-etyk>
Adres: Tıp Fakültesi Dekanlığı Kınıklı Denizli
Telefon: 0 (025) 8 Faks: 0 (258) 296 17 65
e-Posta: bbietik@pau.edu.tr Elektronik Ağ: <http://www.pau.edu.tr>
Kep Adresi: pauetkterlik@h01.kep.tr

Bilgi için: Selda ERKİŞİ
Unvanı: Bilgisayar İşletmeni



Yayınlar:

Karaokutan I, **Ayvaz I**. Effect of various surface treatments on relining bond strength of CAD-CAM denture base materials. J Prosthodont. 2024;1-7. <https://doi.org/10.1111/jopr.13831>

Karaokutan I, Senol H, Aksoy D, **Ayvaz I**, Cifci H. Development and psychometric properties of the Turkish version of the Orofacial Esthetic Scale. J Esthet Restor Dent. 2024;36(7):1081-1087. doi:10.1111/jerd.13263

Karaokutan I, **Ayvaz I**, Ozel GS. Effect of adhesives and mechanical surface treatments on the hard relining of CAD-CAM denture bases. J Prosthodont. 2024;1-9. <https://doi.org/10.1111/jopr.13934>

Karaokutan, I. & **Ayvaz, İ.** Evaluation of Color and Translucency Changes of PEEK Material Veneered with Single-Shade Composite Resins. NEU DENT J, 2024;6(Special Issue):1-8 <https://doi.org/10.51122/neudentj.2024.109>

Bildiriler:

Ayvaz I, Karaokutan I "Farklı Teknikle Üretilen Protez Kaide Materyallerine Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Bağlanma Dayanımına Etkisi" Sözlü Sunum, Türk Dişhekimleri Birliği 26. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, 8 – 11 Eylül 2022.

Ayvaz I, Karaokutan I "Farklı Tekniklerle Üretilmiş Kaide Materyallerine Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Besleme Materyaline Bağlanma Dayanımına Etkisi" Sözlü Sunum, NEÜ 2. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Konya, 01-03 Ekim 2022.

Karaokutan I, Senol H, Aksoy D, **Ayvaz I**, Cifci H. "Development and psychometric properties of the Turkish version of the Orofacial Esthetic Scale" Sözlü Sunum, 26. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Antalya, 02 Kasım – 05 Kasım 2023.

Karaokutan I, **Ayvaz I**, "Tek-Renkli Kompozit Rezinlerle Veneerlenmiş PEEK Restorasyonların Renk ve Translucensi Değişimlerinin Değerlendirilmesi" Sözlü Sunum, NEÜ 3. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Konya, 24-26 Mayıs 2024.

Ayvaz I, Karaokutan I "Optical of Color Harmony of Single Shade Resins for Repairing CAD/CAM Materials" Oral Presentation, FDI World Congress, Istanbul, Turkey, 12-15 September 2024.

Kitap Bölümleri:

Ayvaz I, Karaokutan I, Protetik Tedavide Kullanılan Cad/Cam Materyallerin Optik Özellikleri ve Etkileyen Faktörler, GÜNCEL DİŞ HEKİMLİĞİ BİLGİLERİ II 2024, p:65-91