



**İKİ FARKLI YAPIDA CAD/CAM RESTORATİF MATERYALLERİN
RENK STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Umut DAĞDEVİREN

Danışman

Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

UZMANLIK TEZİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

MAYIS 2025

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
 - Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
 - Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
 - Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
 - Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,
- bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Umut DAĞDEVİREN

05/05/2025

İKİ FARKLI YAPIDA CAD/CAM RESTORATİF MATERYALLERİN RENK STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

UMUT DAĞDEVİREN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Mayıs 2025

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, iki farklı yapıda CAD/CAM restoratif materyallerin çeşitli solüsyonlara maruz kalması sonrası oluşan renk değişimlerini değerlendirmektir. Çalışmada, lityum disilikat seramik (Initial LiSi Block, GC, Tokyo, Japonya) ve rezin nanoseramik (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya) yapıda iki farklı CAD/CAM restoratif materyalden, 2 mm kalınlığında toplam 100 adet örnek hazırlandı. Her bir örnek yüzeyine sırasıyla 600, 1000, 2000 ve 4000 gritlik silikon karbit zımpara kâğıdı ile polisaj işlemi uygulandı. Örnekler, materyal türü ve solüsyon türüne göre on altı gruba ayrıldı (n=10). Ardından, örnekler üç ay boyunca 37 °C sıcaklıkta etüvde distile su, kola, çay, kahve ve şalgam suyu solüsyonlarında bekletildi. Üç aylık sürenin sonunda, örnek yüzeylerine iki aşamalı elmas aşındırıcı polisaj seti (Clearfil Twist Dia, Kuraray, Japonya) ile polisaj işlemi uygulandı. Örneklerin başlangıç, 1. hafta, 1. ay, 3. ay ve polisaj işlemi sonrası renk ölçümleri, dental spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade V, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi. Renk değişimleri (ΔE_{00}), CIEDE2000 renk farkı formülü kullanılarak hesaplandı. Çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel analizinde iki yönlü, tekrarlayan ölçümler için varyans analizi (ANOVA) testi uygulandı. Zamanlar arasındaki post hoc karşılaştırmalarda Bonferroni testi, solüsyonlar arasındaki karşılaştırmalarda Tukey testi uygulandı. Anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi. Elde edilen sonuçlara göre solüsyon, materyal ve zaman faktörlerinin renk değişimleri üzerindeki etkisi anlamlı bulundu ($p<0,05$). 3. ayda en fazla renk değişimi Cerasmart-çay grubunda, en az renk değişikliği LiSi-distile su grubunda görüldü. Solüsyonlarda bekletme süresinin sonunda yapılan polisaj işlemi renk değişimlerini önemli ölçüde azalttı.

Bilim Kodu	: 10101.08
Anahtar Kelimeler	: CAD/CAM, lityum disilikat, renk stabilitesi, rezin nanoseramik
Sayfa Adedi	: 67
Danışman	: Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

EVALUATION OF COLOR STABILITY OF TWO DIFFERENT TYPES OF CAD/CAM
RESTORATIVE MATERIALS
(Speciality Thesis)

Umut DAĞDEVİREN

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY
May 2025

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate the color changes of two different CAD/CAM restorative materials following exposure to various solutions. In the study, a total of 100 samples with a thickness of 2 mm were prepared from lithium disilicate ceramic (Initial LiSi Block, GC, Tokyo, Japan) and resin nanoceramic (Cerasmart, GC, Tokyo, Japan) CAD/CAM restorative materials. Each sample surface was polished sequentially using silicon carbide abrasive papers of 600, 1000, 2000, and 4000 grit. The samples were then divided into ten subgroups (n=10) according to the material type and the type of solution. Subsequently, the samples were immersed in distilled water, cola, tea, coffee, and turnip juice solutions and stored in an incubator at 37 °C for three months. At the end of the three-month measurement period, the surfaces of the samples were polished using a two-step diamond polishing kit (Clearfil Twist Dia, Kuraray, Japan). Color measurements of the samples were performed at baseline, after 1 week, 1 month, 3 months, and following the polishing procedure using a dental spectrophotometer (Vita Easyshade V, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). Color differences (ΔE_{00}) were calculated using the CIEDE2000 color difference formula. Data were statistically analyzed by two-way repeated analysis of variance (ANOVA). Bonferroni test was used for post hoc comparisons between times and Tukey test was used for comparisons between solutions. The level of statistical significance was set at $p < 0.05$. Statistical analysis revealed that the effects of the solution, material, and time factors on color changes were statistically significant ($p < 0.05$). At the end of the third month, the highest color change was observed in the Cerasmart–tea group, whereas the lowest change was detected in the LiSi–distilled water group. The polishing procedure performed at the end of the immersion period significantly reduced the color changes.

Science Code	: 10101.08
Kew Words	: CAD/CAM, lithium disilicate, color stability, resin nanoceramic
Page Number	: 67
Supervisor	: Assoc. Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimiyle bana ilham veren, öğrencisi olmaktan her zaman onur duyduğum kıymetli hocam Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince üzerimde büyük emekleri olan, kendilerinden çok şey öğrendiğim değerli hocalarım Prof. Dr. Oya BALA, Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU, Prof. Dr. Suat ÖZCAN, Doç. Dr. Sinem AKGÜL, Doç. Dr. Hanife ALTINIŞIK, Doç. Dr. Cemile KEDİCİ ALP, Dr. Öğr. Üyesi Merve NEZİR ve Öğr. Gör. Melike AYDOS EKİZ'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte vakit geçirmekten büyük keyif aldığım, her anı daha renkli hale getiren değerli dostlarım Dt. Arda BİNGÜL, Dt. Ayşenur YAZIM, Dt. İlknur AKAY DEDE, Dt. Mert KARAKAŞ, Dt. Sena BALABAN, Dt. Sümeyye KANLIDERE, Dt. Zeynep AYDIN, Dt. Asude Mürüvet OĞUZ, Dt. Deniz MIZRAK, Dt. Cansu DAĞDELEN AHISHA ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca sevgi ve destekleriyle her zaman yanımda olan, benim için her zaman en iyisini isteyen canım annem, babam ve abime,

Hayatımın her anında bana sonsuz sevgi, destek ve anlayış gösteren, hayattaki en büyük şansım olan canım eşim İrem KÖKLÜ DAĞDEVİREN'e

Tez sürecimi daha anlamlı kılan, her anımda kalbimi neşeyle dolduran, kavuşmayı dört gözle beklediğimiz canım kızıma,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle, teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramik Materyaller	3
2.1.1. Dental seramik materyallerin tarihçesi	3
2.1.2. Dental seramik materyallerin yapısı	4
2.1.3. Dental seramik materyallerin özellikleri.....	5
2.1.4. Dental seramik materyallerin sınıflandırılması	5
2.2. Dental CAD/CAM Sistemler	7
2.2.1. Dental CAD/CAM sistemlerin tarihçesi	7
2.2.2. Dental CAD/CAM sistemlerin aşamaları ve restorasyon üretim yöntemleri.....	7
2.2.3. Dental CAD/CAM sistemlerin avantaj ve dezavantajları	8
2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Restoratif Materyaller.....	9
2.3.1. Cam seramik materyaller	9
2.3.2. Zirkonya	11
2.3.3. Hibrit seramik materyaller	11
2.3.4. Rezin kompozit materyaller	13
2.4. CAD/CAM Restoratif Materyallerde Yüzey Bitim ve Polisaj İşlemleri	13
2.5. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk	14
2.5.1. Işık ve renk ile ilgili kavramlar	15
2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri.....	17
2.6.1. Munsell renk sistemi	17
2.6.2. CIE L*a*b* renk sistemi.....	18
2.6.3. CIEDE2000 renk sistemi.....	20

2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri	21
2.7.1. Görsel yöntem	21
2.7.2. Enstrümantal yöntem	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	25
3.2. Çalışma Gruplarının Oluşturulması.....	27
3.3. Örneklerin Başlangıç Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi.....	29
3.4. Solüsyonların Hazırlanması	30
3.5. Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilmesi ve Renk Ölçümleri.....	31
3.6. Polisaj İşleminin Uygulanması ve Final Renk Ölçümleri	31
3.7. Renk Değişimlerinin Değerlendirilmesi	32
3.8. Verilerin İstatistiksel Analizi	32
4. BULGULAR.....	33
4.1. Solüsyon Etkisine Bağlı Renk Değişimi Analizi	34
4.2. Materyal Etkisine Bağlı Renk Değişimi Analizi.....	37
4.3. Zaman Etkisine Bağlı Renk Değişimi Analizi	39
5. TARTIŞMA	43
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	53
KAYNAKLAR	55
ÖZGEÇMİŞ	67

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	25
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan solüsyon grupları	30
Çizelge 4.1. Materyal, solüsyon ve zaman faktörlerinin ΔE_{00} değerleri üzerindeki etkilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi	33
Çizelge 4.2. Farklı materyallerde solüsyonlara bağlı olarak meydana gelen renk değişiminin (ΔE_{00}) değerlendirilmesi	34
Çizelge 4.3. Farklı solüsyonlarda materyallere bağlı olarak meydana gelen renk değişiminin (ΔE_{00}) değerlendirilmesi	38
Çizelge 4.4. Farklı materyallerin farklı solüsyonlarda zamana bağlı meydana gelen renk değişimlerinin (ΔE_{00}) değerlendirilmesi	39

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması	6
Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum	15
Şekil 2.3. Munsell renk sistemi.....	17
Şekil 2.4. CIE L*a*b* renk sistemi	19
Şekil 3.1. Çalışma grupları	28
Şekil 4.1. Farklı materyallerde solüsyonlara göre renk değişimlerinin (ΔE_{00}) grafiksel gösterimi	34
Şekil 4.2. Farklı solüsyonlarda materyallere göre renk değişimlerinin (ΔE_{00}) grafiksel gösterimi	37
Şekil 4.3. Farklı materyallerin farklı solüsyonlarda zamana bağlı renk değişimlerinin (ΔE_{00}) grafiksel gösterimi.....	40

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyaller	26
Resim 3.2. Çalışmada kullanılan hassas kesim cihazı.....	26
Resim 3.3. Zımparalama ve polisaj cihazında örneklere zımparalama uygulaması	27
Resim 3.4. Örneklerin kalınlıklarının kontrol edilmesi	27
Resim 3.5. Polisaj işlemi tamamlanmış örnekler	28
Resim 3.6. Çalışmada kullanılan spektrofotometre cihazı	29
Resim 3.7. Çalışmada kullanılan renk ölçüm kutusu	29
Resim 3.8. Renk ölçümlerinin gerçekleştirilmesi	30
Resim 3.9. Örneklerin kapaklı saklama kaplarına yerleştirilmesi.....	30
Resim 3.10. Çalışmada kullanılan polisaj seti.....	31
Resim 3.11. Örnek yüzeylerine polisaj işlemi.....	32

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

%

Yüzde

<

Küçüktür

=

Eşittir

>

Büyüktür

°C

Santigrat derece

 ΔE

Renk farkı

Kısaltmalar

Açıklamalar

ADA

Amerikan Diş Hekimleri Birliği

Al₂O₃

Alüminyum Oksit

ANOVA

Varyans Analizi

Bis-GMA

Bisfenol A ve glisidil dimetakrilat

BİS-MEPP

Bisfenol A polietilen glikol diether dimetakrilat

CAD/CAM

Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim

CeO₂

Seryum Dioksit

CIE

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu

Chroma

Rengin doygunluğu

Kısaltmalar**Açıklamalar**

DMA	Dimetakrilat
g/cm³	Gram/santimetreküp
Hue	Rengin tonu
KHN	Knoop sertlik değeri
K₂O	Potasyum oksit
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
Nm	Nanometre
P	İstatiksel anlamlılık değeri
P₂O₅	Fosfat
Rpm	Dakikadaki devir sayısı
SiO₂	Silisyum dioksit
TiO₂	Titanyum Dioksit
UDMA	Üretan dimetakrilat
SS	Standart sapma
Value	Rengin parlaklığı
Y-TZP	İtiryum ile stabilize edilmiş polikristal zirkonya
µm	Mikrometre

1. GİRİŞ

Günümüzde estetik restorasyonlara talebin artması, hasta memnuniyeti ve tedavi başarısını artırmak için gelişmiş restoratif materyaller ve teknolojiler gerekmektedir (1). Diş hekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojisinin kullanımı, estetik restorasyonların üretim sürecini önemli ölçüde kolaylaştırmaktadır (2). Geleneksel yöntemlerden farklı olarak CAD/CAM teknolojisi, restorasyonların tek seansta ve doğrudan hasta başında üretilmesine olanak tanımaktadır. Bu durum hem hasta memnuniyetini artırmakta hem de klinik süreçleri daha verimli hale getirmektedir (3). Bu sistemlerle uyumlu olarak, cam seramikler, zirkonya ve rezin nanoseramikler gibi çeşitli restoratif materyaller yaygın olarak kullanılmaktadır (4). Lityum disilikat seramik materyaller, üstün estetik ve mekanik özellikleri sayesinde estetik restorasyonlarda en çok tercih edilen cam seramik materyallerden biridir. Üretim süreci iki aşamada gerçekleşir; önce pre-kristalize formda frezelenir, ardından fırınlama işlemiyle nihai mekanik dayanımına ve estetik özelliklerine ulaşır (5). Son yıllarda, doğrudan tek aşamada kullanılabilen, tam kristalize lityum disilikat seramik materyaller de geliştirilmiştir (6). Bu materyallerin en önemli avantajı, zaman ve maliyet tasarrufu sağlamasıdır (7). Bununla birlikte lityum disilikat seramik materyallere alternatif olarak rezin nanoseramik materyaller de kullanılmaktadır (8). Seramik materyaller ve rezin kompozit materyaller arasında hibrit bir yapıya sahip olan bu materyaller, seramik materyallere kıyasla karşıt doğal dişlerde daha az aşınmaya neden olmaktadır. Ayrıca kolay üretilibilmeleri ve rezin kompozit materyaller ile tamir edilebilme özellikleri sayesinde klinik kullanımı daha pratik hale getirmektedir. Dentine yakın elastisite modülü sayesinde, çiğneme sırasında oluşan stresi daha dengeli bir şekilde dağıtmaktadır (9).

Restorasyonun fonksiyonel ömrü boyunca renk stabilitesi, materyalin mekanik özellikleri kadar önemlidir. Zamanla meydana gelen renk değişiklikleri estetik uyumun bozulmasına neden olabilir (10). Restorasyonlardaki renk değişiklikleri, oluşum mekanizmalarına bağlı olarak içsel ve dışsal olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. İçsel renklemeler, restorasyonun derin tabakalarında meydana gelen fizikokimyasal reaksiyonlar sonucu oluşur ve tüm yapıyı etkileyerek geri dönüşü zor değişimlere yol açabilir. Dışsal renklemeler ise restorasyon yüzeyinde biriken pigmentlerin emilimi, yiyecek ve içecek tüketimi, sigara kullanımı ve plak birikimi gibi çevresel faktörlere bağlı olarak gelişir (11). Uzun süre

renklendirici solüsyonlara maruz kalmak, CAD/CAM ile üretilen rezin içerikli materyallerin ve seramik materyallerin renklenmesine neden olabilir. Bu renklenmeler, hasta memnuniyetsizliğine yol açarak restorasyonların değiştirilmesini gerektirebilir (12).

Restoratif materyallerin renk stabilitesini değerlendirmek amacıyla spektrofotometreler, spektoradyometreler ve kolorimetreler gibi cihazlar yaygın olarak kullanılmaktadır (13). Spektrofotometreler ile yapılan renk ölçümleri, yüksek düzeyde standardizasyon ve tekrarlanabilirlik sağlar. Bu sayede restoratif materyallerin çeşitli koşullar altındaki renk değişimlerinin karşılaştırılması mümkün olurken, uzun vadeli estetik beklentilerin karşılanmasına da önemli ölçüde katkı sağlanır (14).

Bu tez çalışmasında, CAD/CAM sisteminde üretilen tam kristalize lityum disilikat seramik ve rezin nanoseramik olmak üzere iki farklı materyal kullanıldı. Mevcut literatür incelendiğinde lityum disilikat seramik materyaller ve rezin nanoseramik materyallerin farklı solüsyonlarda renk stabilitesini konu alan ve birbiriyle karşılaştıran çalışmaların mevcut olduğu görülmektedir (2, 5, 12, 15). Ancak tam kristalize formda lityum disilikat seramikler üzerine yapılan çalışmalar sınırlıdır. Ayrıca yapılan çalışmalarda materyallerin genellikle en fazla 30 günlük solüsyonlarda bekletme süresinde incelendiği görülmektedir (2, 8, 11, 13, 14). Materyallerin daha uzun süreli renklenmelerde ve farklı solüsyonlarda renk stabilitesine dair literatür bilgisi yeterli değildir. Bu tez çalışmasında, iki farklı CAD/CAM materyallerin farklı solüsyonlarda 3 ay süreyle bekletilmesinin renk stabilitesi üzerine etkilerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Çalışmanın sıfır hipotezleri:

1. “Materyal türünün renk stabilitesi üzerinde etkisi yoktur.”
2. “Solüsyon türü ve solüsyonlarda bekletme süresinin renk stabilitesi üzerinde etkisi yoktur.”
3. “Solüsyonlarda bekletme süresinin sonunda yapılan polisaj işleminin renk değerlerinin değişimi üzerinde etkisi yoktur.”

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramik Materyaller

“Seramik” kelimesinin kökeni, Yunanca’da çömlekçi veya çömlekçilik anlamına gelen “keramos” kelimesinden gelmektedir. Seramiğin temel bileşenleri, ısıtılarak çömlek haline getirilen topraktan elde edilen kilerdir (16). Diş hekimliğinde seramikler, çürümüş, hasar görmüş veya eksik dişlerin yeniden yapılandırılmasında kullanılan dört ana materyal sınıfından biridir. Diğer üç materyal sınıfı ise metaller, polimerler ve kompozitler olarak tanımlanır (17). Literatürde seramikler, yüksek sıcaklıklarda minerallerin ısıtılmasıyla oluşturulan inorganik ve metalik olmayan maddeler olarak tanımlanmaktadır (18).

2.1.1. Dental seramik materyallerin tarihçesi

1774 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau, hijyenik olmayan hayvansal materyallerden üretilen geleneksel protezlere alternatif olarak porselen diş protezlerin üretimini gerçekleştirmiştir. Ancak Duchateau’nun porselen protezleri, kırılabilirlik ve kullanım zorlukları nedeniyle yaygınlaşamamıştır. Daha sonra Parisli diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant, bu çalışmayı temel alarak porselen protezlerin dayanıklılığını artırmış ve 1789 yılında bu yenilik için patent almıştır. Dubois de Chemant, ayrıca porselen protezleri ticarileştirerek diş hekimliğinde kullanımını yaygınlaştırmış, daha estetik ve dayanıklı çözümler sunmuştur (19).

1808 yılında İtalyan diş hekimi Giuseppangelo Fonzi, porselen dişlerin protez yapısına tek tek bağlanmasını sağlayan bir yöntem geliştirmiştir. Bu yöntemde, porselen dişler platin pinler yardımıyla metal çerçevelere sabitlenmiştir. Fonzi’nin bu yöntemi, protezlerin üretimi, tamir edilebilirlik ve estetik özelliklerin iyileştirilmesi gibi önemli avantajlar sağlamış ve porselen dişlerin işlevsel kullanımını artırmıştır. Bu üç öncü isim, porselen ve seramik materyallerin modern diş hekimliğinin vazgeçilmez bir parçası haline gelmesinde önemli rol oynamıştır (19).

1886 yılında Charles H. Land, porselen inley ve kronları tanıtmış, 1889 yılında ise jacket kronu geliştirerek patentini almıştır. Bu kronlar, estetik açıdan büyük bir yenilik sağlasa da mikro çatlaklara duyarlı olduklarından 1950'lere kadar yaygın olarak kullanılabilmmiştir.

1950'lerin sonlarında Abraham Weinstein, metal destekli porselen kronları geliştirerek porselenin dayanıklılığını artırmış ve metal altyapı ile porselenin estetik avantajlarını birleştirmiştir. 1965 yılında McLean ve Hughes, feldspatik porcelene %40-50 oranında alümina ekleyerek alümina ile güçlendirilmiş porselen kronları geliştirmişlerdir. Bu değişiklik, porselenin mekanik özelliklerini güçlendirmiş ancak materyalin yüksek opasiteye sahip olmasına neden olmuştur (20).

1960'lardan itibaren, diş hekimliğinde estetik restorasyonlara yönelik önemli gelişmeler yaşanmış, doğal dişlere benzer kronlar üretilmiştir. Bu süreçte, ışık iletimi, kırılma indeksleri ve porselenin translüsensi (yarı saydamlık) gibi estetik unsurlara daha fazla odaklanılmıştır. Sonuç olarak, porselen diş kronları daha doğal bir görünüm kazanarak estetik açıdan önemli bir iyileşme sağlamıştır (21).

2.1.2. Dental seramik materyallerin yapısı

Seramik, genellikle bir veya daha fazla metal ya da yarı metal elementin oksijenle oluşturduğu bileşikler içeren, metalik olmayan inorganik yapılar olarak tanımlanır. Bu bileşikler, alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, zirkonyum ve titanyum gibi elementlerden oluşur. Porselen terimi ise seramik materyaller arasında kaolin, kuvars ve feldspatın belirli oranlarda bir araya getirilip yüksek sıcaklıklarda pişirilmesiyle elde edilen özel bir bileşimi ifade eder. Dental seramik temel olarak feldspat, kuvars ve kaolinden meydana gelir. Ayrıca yapının içerisinde renk pigmentleri, çeşitli oksitler ve cam modifiye edici gibi bileşenler de bulunabilir (22).

Feldspat: Doğal bir mineral olup, potasyum alüminyum silikat ve sodyum alüminyum silikat türlerine sahiptir. Cam matriksinin oluşumundan sorumludur ve porcelene translüsensi sağlar. Fırınlama sırasında porselenin bütünlüğünü sağlar.

Kuvars: Porcelende yaklaşık %15 oranında bulunur. Porselenin dayanıklılığını artırır ve büzülmesini sınırlar.

Kaolin: Feldspat ve kuvars arasında bağlayıcı olarak görev yapar. Porcelene opaklık verir. Porselenin şekillendirilmesini kolaylaştırır (23).

2.1.3. Dental seramik materyallerin özellikleri

Dental seramik materyaller, ağız içerisindeki yumuşak dokularla yüksek biyouyumluluk sergiler ve ağız ortamında kimyasal olarak inerttir. Ayrıca estetik açıdan da üstün özelliklere sahiptir (22). Yüksek yüzey sertlikleri nedeniyle karşıt dişlerde aşındırıcı etki gösterebilir. Bununla birlikte, iyi bir termal yalıtkan olmaları ve termal genleşme katsayılarının doğal dişe yakın olması, restorasyonlarda avantaj sağlar. Dental seramik materyaller, basma gerilmelerine karşı çok iyi direnç gösterirken, çekme ve kayma gerilmeleri altında çok zayıftır. Bu nedenle seramik materyaller kırılğan olup, çekme gerilmelerinde çatlamaya eğilimlidir (24).

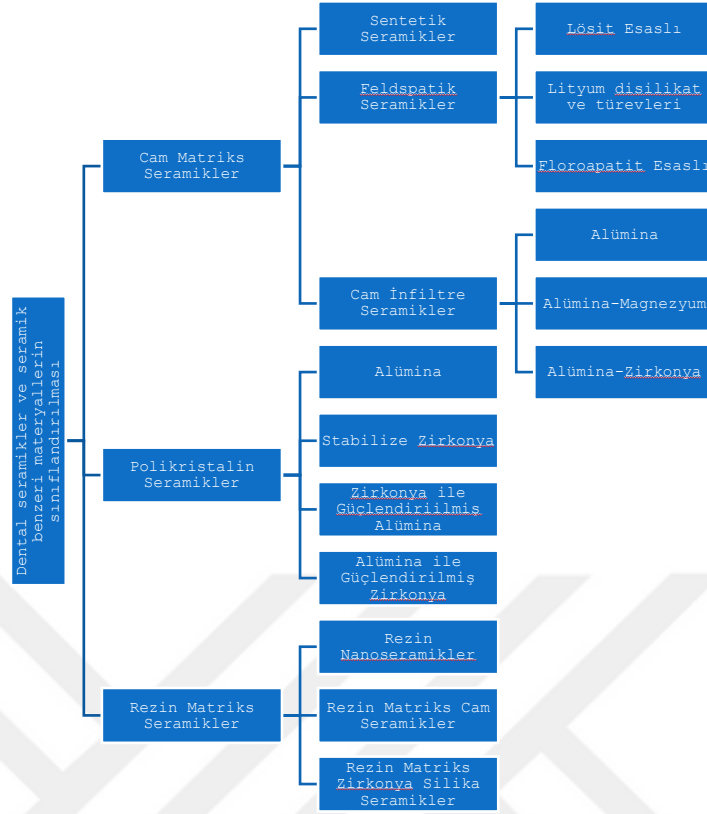
Dental seramik materyallerin mekanik özellikleri şu şekildedir; basma dayanımı 330 MPa, çekme dayanımı 34 MPa, transvers dayanımı 62-90 MPa ve kayma dayanımı 110 MPa'dır. Ayrıca, dental seramik materyallerin yüzey sertliği 460 KHN olup özgül ağırlığı 2.2–2.3 g/cm³ arasında değişmektedir (17).

Seramik materyallerin sinterlenmesi sürecinde, materyaldeki suyun ve bağlayıcıların kaybı ile boşlukların kapanması sonucu hacimde yaklaşık %30-40 oranında bir küçülme meydana gelir. Bu nedenle, porselen restorasyonların üretiminde sinterleme tekniğinin hassas bir şekilde kontrol edilmesi gerekmektedir (25).

2.1.4. Dental seramik materyallerin sınıflandırılması

Dental seramik materyaller; bileşim, fırınlama sıcaklığı, üretim yöntemi, mikroyapı, translüsensi, aşındırma ve kırılma direnci gibi özelliklerine göre sınıflandırılabilir (26). Günümüzde kullanılan sınıflandırma sistemlerinin büyük bir bölümü, seramik parçacıklarla doldurulmuş rezin matriks seramik materyalleri kapsamamaktadır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA), bu materyallerin seramik benzeri özelliklere sahip olduğunu ve sınıflandırma sistemlerinde göz ardı edilmemesi gerektiğini belirterek bu materyalleri “seramik” olarak tanımlamıştır (27).

2015 yılında Gracis ve arkadaşları (28), yapısal bileşimlerine dayanarak seramik ve seramik benzeri restoratif materyalleri üç ana gruba ayırmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Dental seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

Cam matriks seramik materyaller

Cam fazı içeren inorganik seramik materyallerdir. Cam matriks seramik materyaller; feldspatik seramik, sentetik seramik ve cam infiltrat seramik materyaller olmak üzere üç alt gruba ayrılmaktadır (28).

Polikristalin seramik materyaller

Cam fazı içermeyen inorganik seramik materyallerdir. Polikristalin seramikler; alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere dört alt gruba ayrılmaktadır (28).

Rezin matriks seramik materyaller

Polimer esaslı matriks içerisinde inorganik seramik partikülleri içerir. Rezin matriks seramikler bileşimlerine göre; rezin nanoseramik, rezin matriks cam seramik ve rezin matriks zirkonya silika seramik materyaller olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır (28).

2.2. Dental CAD/CAM Sistemler

Dental CAD/CAM sistemler, tasarım ve üretim süreçlerini bilgisayar destekli gerçekleştiren teknolojilerdir. Endüstride uzun süredir kullanılan bu sistemler, 1980'li yıllardan itibaren diş hekimliğinde de önemli gelişmeler göstermiş ve özellikle protetik ve restoratif tedavilerde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (29).

2.2.1. Dental CAD/CAM sistemlerin tarihçesi

Diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisinin kullanımı, Dr. Duret'in çalışmalarıyla başlamıştır. Dr. Duret 1971 yılında, bir destek dişi keserek optik ölçü almış ve bu ölçüyü kullanarak sayısal kontrollü bir frezeleme makinesiyle bir kron üretmiştir (30). Bu sistem daha sonra piyasada yer alarak birçok CAD/CAM sistemin gelişmesinde büyük rol oynamıştır (31).

Dr. Andersson ise 1983 yılında diş hekimliğinde kullanılan ilk titanyum destekli porselen restorasyonları mümkün kılan CAD/CAM sistemi geliştirmiştir. Bu sistem, titanyum altyapı kullanarak daha dayanıklı ve biyouyumlu protezler üretilmesini sağlamıştır. Titanyumun, nikel ve krom alaşımlarına karşı olan alerjik reaksiyonları önlemesi, bu sistemin tercih edilmesindeki başlıca sebeplerden biri olmuştur (32).

1985 yılında Mormann ve Brandestini, diş hekimliğinde ticari olarak kullanılabilen ilk CAD/CAM sistemini geliştirmiştir. Bu sistem, hasta başında tarama, tasarım ve üretim yapma imkânı sunarak seramik restorasyonların hızlı ve estetik bir şekilde üretilmesini sağlamıştır (33).

2.2.2. Dental CAD/CAM sistemlerin aşamaları ve restorasyon üretim yöntemleri

CAD/CAM sistemler genellikle üç aşamadan oluşmaktadır:

- Yüzeyin bilgisayar destekli taranması ile dijital verilerin elde edilip kaydedilmesi,
- Bilgisayar ortamında restorasyonların üç boyutlu olarak tasarlanması,
- Tasarlanan restorasyonun üretim sürecinin gerçekleştirilmesi (34).

CAD/CAM restorasyonları üç farklı şekilde üretilir:

Hasta başında üretim

Bu yöntemde tüm CAD/CAM sistem bileşenleri diş hekimi muayenehanesinde bulunur. Restorasyonların hızlı bir şekilde hazırlanıp, tek bir seansta üretilip uygulanmasına olanak tanır. Bu sistemlerde laboratuvar aşamasına ihtiyaç duyulmaz, böylece hem hasta hem hekim için zaman tasarrufu sağlanır (35).

Laboratuvarda üretim

Bu yöntem, hekim ile laboratuvar arasındaki geleneksel çalışma prensibine benzerdir. Hekim geleneksel yöntemle ölçüyü alır ve laboratuvara gönderir. Laboratuvar, dijital ölçü elde etmek için CAD/CAM tarayıcı kullanarak alçı modelini tarar ve tasarımı oluşturur. Restorasyon, dental laboratuvarda özel bir freze makinesiyle üretilir (35).

Merkezi üretim

Bu yöntemde dental laboratuvardaki tarayıcılar internet aracılığıyla üretim merkezine bağlanır. Laboratuvarda dijital ortamda kaydedilen veriler merkezi laboratuvara gönderilir ve restorasyon burada üretilir. Böylece ilk iki aşama dental laboratuvarda, üretim ise merkezi laboratuvarda tamamlanır (35).

2.2.3. Dental CAD/CAM sistemlerin avantaj ve dezavantajları

Dijital ölçü alınması, restorasyonun tasarımı ve üretimi için harcanan süreyi kısaltır. Geleneksel ölçü alma ve laboratuvar işlemleri ortadan kalktığı için restorasyon daha kısa sürede hazırlanır. Ayrıca geleneksel yöntemlere kıyasla daha iyi marjin uyumu sağlanır ve hata oranı daha düşüktür. Dijital çalışma ile çapraz enfeksiyon riski de ortadan kalkar. Bunun yanı sıra, dijital veriler saklanabilir ve gerektiğinde tekrar kullanılabilir (36, 37). CAD/CAM ekipmanlarının ve yazılımın ilk yatırım maliyeti yüksektir. Diş hekimleri ve personelin etkili kullanabilmesi için kapsamlı eğitim gereklidir. Derin subgingival marjinlerin dijital tarayıcıyla net bir şekilde kaydedilmesi zordur (38).

2.3. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Restoratif Materyaller

Günümüzde, CAD/CAM sistemlerin diş hekimliğinde kullanımı hızla artmakta ve restoratif tedavilerde önemli bir yer edinmektedir. Başlangıçta yalnızca seramik bloklarla sınırlı olan bu sistem, zamanla gelişerek rezin esaslı CAD/CAM restoratif materyallerin de kullanımına olanak sağlamıştır (39).

2.3.1. Cam seramik materyaller

Cam seramik materyaller, diş hekimliğinde estetik, dayanıklılık ve biyouyumluluk açısından önemli bir yere sahiptir. Bu materyaller, cam yapının kontrollü kristalleştirilmesiyle elde edilir ve dental restorasyonlarda, özellikle yüksek estetik gereksinimler ve uzun ömürlü uygulamalar için tercih edilir. CAD/CAM teknolojisi ile bu materyaller, diş hekimlerine hızlı ve yüksek kaliteli restorasyon üretme imkânı sunar (40).

Feldspatik seramik materyaller

Diş hekimliğinde geleneksel seramikler, feldspatik seramikler olarak bilinir. Feldspatik seramik materyaller; kaolin, kuvars ve feldspat içeren üç bileşenden oluşan bir yapıya sahiptir (41). Yalnızca toz ve suyun karıştırılmasıyla üretilirler (42). Optik özelliklerine göre monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak sınıflandırılır. Bu bloklardan üretilen porselen laminate veneerlerin kalınlığı hem rengin başarısını hem de alttaki yapının maskelenme düzeyini etkiler. 0.7 mm'den daha ince veneerler diş rengini yeterince maskeleyemez (43). Yüksek cam içeriği (%55-70) sayesinde, en estetik ve translüsent materyallerden biri olarak kabul edilirler. Endikasyonları arasında inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior kronlar bulunur (44).

Lösitle güçlendirilen cam seramik materyaller

Lösitle güçlendirilen cam seramik materyaller, cam matriks içerisinde %35-45 oranında lösit kristalleri içeren homojen bir yapıya sahiptir. Bu lösit kristalleri, feldspatın 1150°C sıcaklıkta fırınlanmasıyla elde edilir. Bu işlem sırasında potasyum alüminyum silikat, lösit ve iki silika molekülüne ayrışır. Seramik materyalin yüksek silika içeriği (ağırlıkça %60-65) sayesinde, materyal translüsensi, floresans ve opalesans gibi gelişmiş optik özellikler

kazanırlar. Buna karşın, içerdği kristaller seramik materyallere 160 MPa bükülme dayanımı kazandırır ve dayanıklılığını artırır (41). Ayrıca, seramik materyal içerisindeki lüsit kristallerinin çapı 1 ila 5 µm arasında değişmektedir. Yüksek estetik özellikleri nedeniyle, anterior kron, inley ve onley üretiminde kullanılır (45).

Lityum disilikat ile güçlendirilen cam seramik (Lityum disilikat seramik) materyaller

Lityum disilikat seramik materyaller, modern diş hekimliğinde özellikle CAD/CAM sistemleriyle uyumlu olmaları ve yüksek dayanıklılıkları nedeniyle sıkça tercih edilmektedir. Bu materyaller, üretim süreçlerinde iki aşamalı bir kristalizasyon işlemine tabi tutulur. İlk aşamada, lityum disilikat seramik blokları “mavi renkli blok” olarak adlandırılan pre-kristalize bir formdadır. Bu aşamada, yapının içerisinde yaklaşık %40 oranında lityum metasilikat kristalleri bulunur ve kristal boyutları 0,2 ila 1 µm arasında değişir. Bu yapı, blokların frezelenmesini kolaylaştırır. Klinik uygulamada, bu mavi renkli bloklar kolayca işlenebilir ve restorasyon istenilen şekle getirilebilir. İkinci aşamada, başka bir ifadeyle son kristalizasyon sürecinde, restorasyonun CAD/CAM ile frezelenmesi tamamlandıktan sonra, 850°C sıcaklıkta ısıtılma işlemi uygulanır. Bu işlem sırasında mavi renk kaybolur ve blok nihai diş rengini kazanır. Aynı zamanda lityum metasilikat fazı tamamen çözülür ve yerini %70 oranında lityum disilikat kristallerine bırakır. Kristal boyutları bu aşamada yaklaşık 1,5 µm’ye ulaşır ve cam matriks içerisinde sıkı bir şekilde dağılır. Bu yapısal değişim sayesinde lityum disilikat seramik materyaller, yüksek bükülme dayanımı (yaklaşık 360-400 MPa) ve gelişmiş optik özellikler elde eder (46). Bazı lityum disilikat seramik materyaller nihai mekanik ve estetik özelliklerine ulaşabilmek için fırınlama işlemi gerektirirken bazıları ise üretici tarafından önceden kristalize edildiği için bu işleme ihtiyaç duymaz (47).

Feldspatik seramik materyaller ve lüsit ile güçlendirilen cam seramik materyallere kıyasla daha yüksek dayanıma sahiptir (41). Yüksek dayanımları sayesinde, restorasyonlar minimal invaziv hatta bazı durumlarda non-invaziv tedavilerde de kullanılabilir; çünkü bu restorasyonlar 0.5 mm’den ince olsalar dahi, yeterli optik ve mekanik özellikleri ile marjinal bütünlüğünü koruyabilir (42). Endikasyonları arasında, inley, onley, laminate veneer, anterior, posterior kronlar ve 2. premolara kadar köprüler bulunur (48).

Zirkonya ile güçlendirilen cam seramik materyaller

Zirkonya ile güçlendirilen cam seramik materyaller, lityum disilikat seramik materyallerin estetik özelliklerini zirkonyanın yüksek mekanik dayanımıyla birleştirir. Zirkonya ilavesi, bu materyalin bükülme dayanımını artırarak 1000 MPa'nın üzerine çıkarır. Bu nedenle, özellikle posterior bölgede yüksek dayanım gerektiren restorasyonlarda sıkça tercih edilir (49).

2.3.2. Zirkonya

CAD/CAM teknolojisi, zirkonya restorasyonlarının daha verimli ve hassas bir şekilde üretilmesine imkân sağlar. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen monolitik zirkonya restorasyonlar, veneerleme ihtiyacını ortadan kaldırır. Zirkonyanın kimyasal stabilitesi ve korozyon direnci bu materyallerin uzun ömürlü olmasına katkı sağlar. Ayrıca bu materyaller yüksek bükülme dayanımına sahiptir (1200 MPa) (50). Saf zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı kristal fazda bulunur. Monoklinik faz, 1.170°C'ye kadar stabildir ve bu sıcaklıkta tetragonal faza dönüşür. Sıcaklık 2.370°C'nin üzerine çıktığında ise zirkonya kübik faza geçer (51). Tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü sırasında hacimce yaklaşık %4 oranında bir artış meydana gelir. Bu dönüşüm, mikro çatlakların oluşmasına yol açar ve bu olaya "dönüşüm sertleşmesi" adı verilir. Hacimdeki artış, oluşan çatlakları kapatarak malzemenin kırılma tokluğunu önemli ölçüde artırır. Bu dönüşümün kontrollü şekilde kullanılabilmesi için tetragonal veya kübik fazların oda sıcaklığında stabilize edilmesi gerekir. Günümüzde dental zirkonyalarda en yaygın kullanılan form, itriyum ile stabilize edilmiş polikristal zirkonya (Y-TZP) formudur (52).

2.3.3. Hibrit seramik materyaller

Hibrit seramik materyaller, CAD/CAM sistemlerinde kullanılan dental materyaller açısından önemli bir yenilik sunmaktadır. Bu materyaller, seramik ve rezin kompozit materyallerin olumlu özelliklerini birleştirmek için geliştirilmiştir (49). Bu materyaller düşük elastisite modülüne sahiptir. Elastisite modülü düşük olan materyaller, daha esnek olarak değerlendirilir ve kırılmadan daha yüksek fonksiyonel yüklere dayanabilir. Bu materyaller seramik materyallere göre daha az yoğun olduğundan, freze işlemi daha kolaydır

ve marjin kırılması daha az görülür (53). Hibrit seramik materyaller, ağız içerisinde rezin kompozit materyaller ile kolaylıkla tamir edilebilir ve fırınlama işlemi gerektirmediği için üretim süreci daha hızlıdır (44). Hibrit seramik materyaller, rezin nanoseramik ve polimer infiltre seramik materyaller olmak üzere iki grupta incelenmektedir (54).

Rezin nanoseramik materyaller

Rezin nanoseramik materyaller, polimer esaslı bir matrikse ve ağırlıkça yaklaşık %80 oranında seramik nanopartiküller içeren bir doldurucu fazına sahiptir. Nanopartiküllerin boyutu 100 nm'den küçüktür. Bu doldurucu partikülleri, geleneksel seramik materyallerden, polikristalin seramik materyallerden veya bu iki materyalin kombinasyonundan oluşabilir (42). Endüstriyel olarak yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerize edilişirler, bu sayede geleneksel olarak polimerize edilen materyallere kıyasla daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptirler. (55). CAD/CAM kompozit bloklara kıyasla yüzey parlaklıklarını uzun süre koruyabilirler. Bu materyallerin bükülme dayanımı yaklaşık 200 MPa civarındadır. Feldspatik seramik materyal, lösit ile güçlendirilen seramik materyal ve metal destekli porselen materyallere göre daha yüksek bükülme dayanımına sahiptir (53).

Polimer infiltre seramik materyaller

Bu materyaller, seramik ve polimerin özelliklerini bir araya getirmektedir. Seramik ağ yapının içerisine polimerin infiltre edilmesiyle oluşurlar. Feldspatik seramik materyalin ince yapısı ve polimer ağının birleşimi, bu materyallere dentine benzer düzeyde aşınma direnci, yüksek bükülme dayanımı ve elastisite kazandırır. Ayrıca rezin kompozit materyallere göre aşınmaya karşı daha dayanıklıdır (42). Bu hibrit yapı, yapısal olarak seramik materyaller ile yüksek dolduruculu rezin kompozit materyaller arasında bir yerde konumlanır. Seramik ağ, aşınma direncini artırabilirken, kırılabilirliği artırarak kırılma riskini de artırabilir. Polimer ağı ise plastik deformasyon özelliği sayesinde kırılma direncini artırabilir. Bu materyallerin bükülme dayanımı yaklaşık 150 MPa civarındadır. Polimer ağı, seramik materyallerde sıklıkla gözlenen çatlak başlamasını ve yayılımını azaltmaktadır. Bu durum da restorasyonun kırılma dayanımında artış sağlar (56).

2.3.4. Rezin kompozit materyaller

2000 yılının başlarında tanıtılan rezin kompozit CAD/CAM materyalleri, klinikte tek seansta uygulanabilir restorasyonlar için geliştirilmiş olsa da başlangıçta çok popüler olmamıştır. Ancak son dönemde, CAD/CAM teknolojisinin kullanım kolaylığı ve verimliliğinde yaşanan gelişmeler, rezin kompozit materyallerin kullanımında artışa yol açmıştır. Doğru oklüzyonun ve ideal proksimal kontakların sağlanması, geniş restorasyonların uygulanması sırasında postoperatif hassasiyetin önlenmesi geleneksel yöntemlerle her zaman kolay olmayabilir. Ancak monolitik rezin kompozit blokların kullanıldığı CAD/CAM iş akışı, bu konuda büyük avantaj sağlayabilmektedir. (53).

2.4. CAD/CAM Restoratif Materyallerde Yüzey Bitim ve Polisaj İşlemleri

Yüzey bitim işlemi, restorasyonun marjinal düzensizliklerini düzeltmek, anatomik konturları belirginleştirmek ve yüzeydeki pürüzlülükleri gidermek amacıyla yapılan bir işlemdir. Polisaj işlemi ise bitim işlemlerinden sonra, restorasyon yüzeyindeki küçük çiziklerin giderilmesi, düzgün ve parlak yüzey elde edilmesi amacıyla uygulanan işlemdir. Polisaj işleminde mikroskobik çizik ve kusurların en aza indirildiği homojen bir yüzey oluşturulması hedeflenir (57).

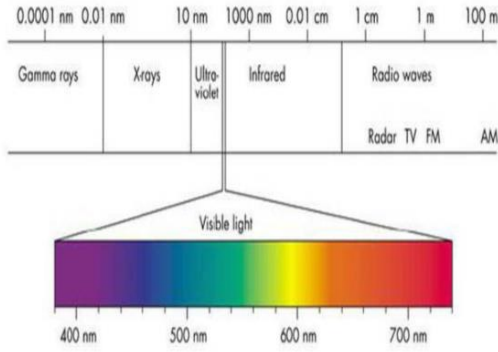
Seramik restorasyonlar genellikle dental laboratuvarlarda üretilir ve restorasyonun cilalanmış yüzeyi, fırınlama işlemiyle elde edilir. Bu işlem, restorasyona pürüzsüz ve biyouyumlu bir yüzey kazandırır. Öte yandan, hasta başında kullanılan CAD/CAM sistemler, seramik restorasyonların tek seansta hazırlanmasına olanak tanır; bu sistemlerde hekim restorasyonu tasarlar ve klinikte frezeleyerek üretir (58). CAD/CAM restorasyonlarda frezeleme sonrası simantasyona hazır pürüzsüz bir yüzey oluşmaz (59). Pürüzlü restorasyon yüzeyleri estetik görünümü ve restorasyonun uzun vadeli başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Yüzey pürüzlülüğünün 0,2 µm altında olması ideal kabul edilmektedir. Pürüzlü yüzeylerde plak birikimi artabilir ve hastalar 0,3 µm üzerindeki pürüzleri dil ile fark edebilir. Ayrıca pürüzlü restorasyon yüzeyleri zaman içerisinde karşıt diş minesinde aşınmaya sebep verebilir ve restorasyonda çatlak oluşturabilir (60).

CAD/CAM restoratif materyallerin simantasyona hazır hale getirilmesi için frezeleme sonrasında cilalanması gerekmektedir. Renk değişimlerini azaltmak için farklı yüzey işleme protokolleri kullanılabilir. CAD/CAM restorasyonlarda bu işlem genellikle mekanik polisaj veya glaze olmak üzere iki ana yöntemle yapılır. Her iki yöntem de seramik yüzeylerinin pürüzlülüğünü azaltarak daha düzgün ve estetik bir görünüm sağlar (61). Seramik yüzeye glaze uygulanması, pürüzsüz bir yüzey elde etmek için en etkili tekniklerden biridir. Ancak CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen restorasyonların artan sayısı nedeniyle, glaze uygulamaları yerine mekanik polisaj teknikleri daha hızlı yöntemler olduğu için sık tercih edilmektedir (62).

Mekanik polisaj, silikon karbit, zirkonyum oksit, zirkonyum silikat alüminyum oksit, elmas ve silisyum dioksit gibi çeşitli aşındırıcı bileşikler içeren frezler, lastikler, polisaj diskleri ve polisaj patları yardımıyla yapılabilir. Alüminyum oksit, alüminyum ve oksijenin kimyasal bileşiğidir ve kimyasal formülü Al_2O_3 'tür. Sertliği sayesinde, aşındırıcı bileşen olarak kullanılmaya uygundur. Mohs sertlik skalasında 9 değerine sahip olan alüminyum oksit, porselen, seramik ve rezin kompozitlerin polisajında kullanılır. Ayrıca ince alüminyum oksit partikülleri, birçok restorasyon tipinde pürüzsüz ve parlak yüzeyler elde etmek için polisaj patlarına eklenerek uygulanabilir. Karbon kökenli olan elmas ise bilinen en sert maddedir. Bu sertliği sayesinde elmas, oldukça etkili bir aşındırıcıdır; aşınmaya direnç gösterir ve keskinliğini korur. Elmas tozu veya çeşitli boyutlardaki elmas partikülleri, silikon polisaj diskleri ve polisaj patlarıyla birlikte uygulanarak restorasyonların polisajında kullanılabilir (57).

2.5. Diş Hekimliğinde Işık ve Renk

Işık, elektromanyetik spektrumun bir parçası olup, foton adı verilen enerji paketçiklerinden oluşan dalga hareketiyle yayılır. Elektromanyetik spektrumun insan gözü tarafından algılanabilen kısmı, görünür ışık olarak adlandırılır ve dalga boyları yaklaşık 380 nm ile 780 nm arasında değişir. Radyo dalgaları, mikrodalgalar, kızılötesi, ultraviyole, X ışınları ve gama ışınları insan gözü tarafından görülemez ve bu nedenle görünmez spektrum olarak adlandırılır. Görünür ve görünmez spektrumlar birlikte elektromanyetik spektrumu oluşturur (Şekil 2.2) (63).



Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum

Işık, beyaz olarak görülse de aslında kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mor renklerinin bir kombinasyonudur. Işık prizma aracılığıyla geçirildiğinde, bu renkler ayrı ayrı görülebilir. Işık dalgaları bir yüzeye çarptığında yansıtılabilir, absorbe edilebilir veya madde içerisinden geçerek iletilebilir. Tüm ışık yansıtıldığında nesne beyaz, tüm ışık absorbe edildiğinde ise siyah görünür. Renk, ışığın bir özelliğidir; nesneler ise ışığın yansıma biçimine bağlı olarak renkli görünür. Nesneler, ışığın belirli dalga boylarını yansıtarak renkli görünür. Örneğin, mavi bir nesne, mavi hariç tüm dalga boylarını absorbe eder ve sadece mavi dalga boylarını yansır. Bu yansıtılan mavi dalga boyları gözlerimize ulaştığında, nesne mavi olarak algılanır (63).

2.5.1. Işık ve renk ile ilgili kavramlar

Translüsensi

Translüsensi, bir maddenin ışığı kısmen geçirebilme yeteneğidir ve saydamlık ile opaklık arasında bir geçiş özelliği gösterir. Translüsens materyaller, ışığın bir kısmını geçirirken bir kısmını da saçar ve yansır. Bu nedenle, bu tür maddelerin arkasındaki nesneler net bir şekilde görülemez. Diş minesini, translüsensi özelliği taşıyan maddelere örnek olarak gösterilebilir. Translüsensi, dişlerin doğal ve estetik bir görünüm kazanmasında önemli rol oynar. Diş hekimliğinde translüsensi, restorasyonların çevre dişlerle uyumlu ve doğal görümlü bir renk tonuna sahip olmasına katkı sağlayan önemli bir özelliktir (64).

Floresans

Floresans, bir maddenin kısa dalga boylu ışığı absorbe ettikten sonra, daha uzun dalga boyunda ışık yaymasıdır. Bu özellik, maddenin daha parlak ve canlı görünmesini sağlamaktadır. Diş hekimliğinde floresans, doğal diş dokusunun estetik özelliklerini taklit etmek açısından büyük önem taşır. Özellikle dentin tabakası, içerdiği kollajen lifleri sayesinde mineye kıyasla daha belirgin bir floresans sergiler. Bu doğal floresans, dişlerin canlı ve sağlıklı bir görünüm kazanmasına katkıda bulunur. Modern restoratif materyallerin floresans özellikleri, doğal diş dokusuna benzer şekilde tasarlanmıştır. Bu sayede, farklı ışık koşullarında restorasyonlar doğal dişlerle uyumlu görünür ve metamerizm kaynaklı renk uyumsuzlukları en aza indirilir (65).

Opalesans

Opalesans, bir maddenin ışığın kısa dalga boylarını yansıtarak mavi-beyaz bir renk tonu oluşturma fenomenidir. Bu özellik, yüksek mineral içeriğine sahip diş minesi gibi dokularda belgindir; çünkü diş minesi uzun dalga boylarını geçirirken kısa dalga boylarını yansıtarak mavi tonları oluşturur. Opalesans özelliği gösteren materyaller, doğal dişin görünümünü taklit etmek amacıyla estetik restorasyonlarda tercih edilmektedir (66).

Metamerizm

Metamerizm, farklı aydınlatma koşullarında aynı renkte görünen nesnelerin, ışık kaynağı değişikçe farklı renklerde görünmesine neden olan optik fenomendir. Bu durum, bir nesnenin üzerine düşen ışığın spektral dağılımına ve nesnenin bu ışığı nasıl yansıttığına bağlı olarak değişir. Estetik diş hekimliğinde metamerizm, renk uyumunun farklı ışık koşullarında bozulmasına yol açabilir. Örneğin, bir restorasyon gün ışığında başka renkte görünebilirken, akkor lambası altında farklı bir renk tonunda algılanabilir. Bu nedenle, dental restorasyonların doğru renk uyumunu sağlamak için, restorasyonun farklı ışık kaynakları altında test edilmesi önemlidir (67). Oda ışığı, gün ışığı ve akkor ışık gibi çeşitli ışık kaynakları altında yapılan renk seçimi, metamerizmi azaltarak estetik uyumun sağlanmasına yardımcı olabilir (68).

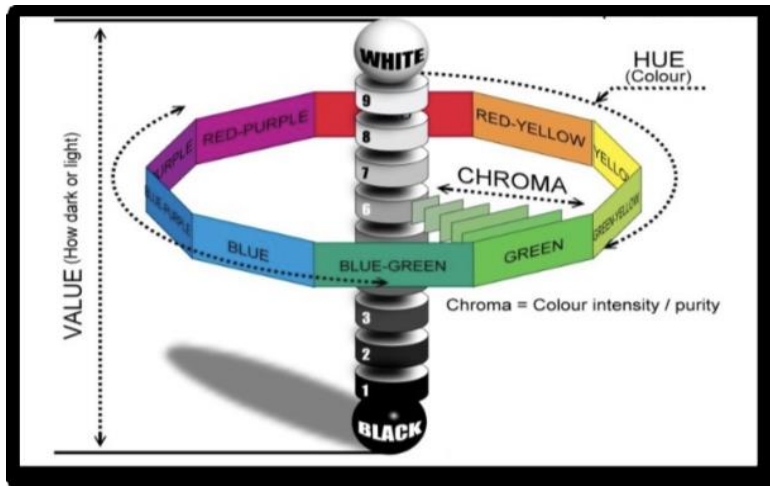
2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

Bir cismin uzunluk, genişlik ve derinlik gibi üç fiziksel boyutla tanımlanabilmesi gibi, renkler de üç temel öge ile tanımlanabilir. Ancak bu ögelerin tanımlanma biçimi, kullanılan renk sistemine bağlı olarak değişir (69).

2.6.1. Munsell renk sistemi

Munsell renk sistemi, Albert H. Munsell tarafından geliştirilen ve diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir sistemdir. Bu sistem, renkleri insan görsel algısına uygun şekilde sistematik olarak düzenler. Bu sistemde, renkler hue (rengin tonu), value (rengin parlaklığı) ve chroma (rengin doygunluğu) olmak üzere üç temel öge ile tanımlanmaktadır.

Munsell Sistemi'nde renkler, üç boyutlu bir yapı içerisinde sınıflandırılır. Bu yapı genellikle silindir şeklinde tanımlansa da hem silindir hem de küre özellikleri taşıyan düzensiz bir forma sahiptir. Silindirin merkezinden geçen dikey bir akromatik eksen bulunur. Bu eksenin en üstünde saf beyaz, en altında ise saf siyah yer alır. Beyazdan siyaha kadar olan değerler, eşit görsel adımlarla ilerleyen bir gri serisi ile birbirine bağlanır (Şekil 2.3) (70, 71).



Şekil 2.3. Munsell renk sistemi

Hue

Hue, bir rengi diğer renklerden ayıran temel özelliktir. Görünür ışık spektrumunda, algılanan rengin baskın dalga boyu aralığını ifade eder (72).

Value

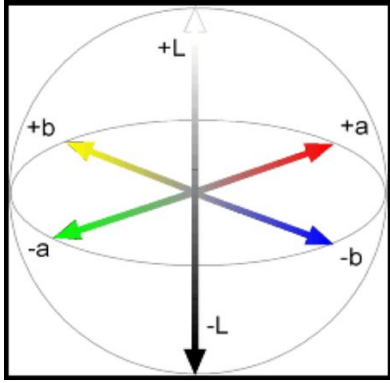
Value, nesneden göze yansıyan ışık miktarını ifade eder. Munsell renk sisteminde Value, beyazdan siyaha uzanan bir gri tonları skalasıyla gösterilir. Parlaklık, 0 ile 10 arasında derecelendirilir; 0 saf siyahı, 10 saf beyazı ve 5 ise nötr griyi temsil eder. Parlak nesneler daha az gri ton içerdiğinden daha açık görünürken, düşük parlaklığa sahip nesneler daha fazla gri içerir ve bu nedenle daha koyu algılanır (71).

Chroma

Chroma, bir rengin yoğunluğunu belirten bir özelliktir. Yüksek chroma, daha canlı ve saf renkleri ifade eder. Genellikle chroma değeri arttıkça, value değeri azalır; yani rengin doygunluğu arttıkça, daha az ışık yansır ve renk daha koyu görünür. Bu durum chroma ve value arasında ters bir ilişki olduğunu gösterir (72).

2.6.2. CIE L*a*b* renk sistemi

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE), 1931 yılında renk biliminde önemli bir adım atmış ve renk ölçümüne dair temel standartları belirlemiştir. Bu tarihte, standart ışık kaynağı tanımlanmış, insan gözünün renkleri nasıl algıladığına dair bir model oluşturulmuş ve tristimulus değerleri hesaplanmıştır. 1976 yılında CIE, insan gözündeki üç ana renk reseptörüne dayanan renk algısı teorisini temel alarak CIE L*a*b* renk sistemini geliştirmiştir. Bu sistem, algılanan renk farklarını eşit aralıklarla modelleyerek, renklerin daha objektif bir şekilde tanımlanmasını sağlar. Bu renk modelinde L*, a* ve b* olmak üzere üç ana koordinat bulunur. Her bir koordinat, rengin belirli bir özelliğini tanımlar (Şekil 2.4) (71).



Şekil 2.4. CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemi

L^* değeri (Parlaklık)

L^* değeri, bir nesnenin parlaklık seviyesini ifade eder ve Munsell sistemindeki “Value” kavramına karşılık gelir. Bu değer, 0 ile 100 arasında değişir. 0 mutlak siyahı, 100 ise mutlak beyazı temsil eder. L^* değeri, rengin akromatik bileşenini, yani renk doygunluğundan bağımsız olarak yalnızca ışık yoğunluğunu gösterir. L^* değeri arttıkça, nesne daha açık ve parlak görünür; azaldıkça daha koyu ve mat görünür (73).

a^* değeri (Kırmızı-Yeşil Eksen)

Bir rengin kırmızıdan yeşile doğru olan konumunu ifade eder. Bu eksen, pozitif a^* değerleri kırmızı tonlarını, negatif değerler ise yeşil tonlarını temsil eder. Bu değer, rengin kromatik özelliklerinden biridir ve özellikle renk doygunluğu ile yakından ilişkilidir (73).

b^* değeri (Sarı-Mavi Eksen)

Rengin sarıdan maviye doğru olan değişimini ölçer. Pozitif b^* değeri sarıyı, negatif b^* değeri ise maviyi ifade eder. Tıpkı a^* gibi, b^* değeri de rengin kromatik özelliklerini tanımlar (73).

Doğal renklerin a^* ve b^* koordinatları genellikle sifıra yakın değerler alır. Bu durum, doğal renklerin daha nötr ve az doygun olduğunu gösterir. Buna karşılık, daha doygun renklerde a^* ve b^* değerleri sıfırdan uzaklaştıkça artar. Bu sistemin en önemli avantajı, eşit mesafelerin insan gözünün algıladığı yaklaşık eşit renk farklarına karşılık gelmesidir. Başka bir ifadeyle, CIE $L^*a^*b^*$ renk sisteminde belirli bir mesafeye karşılık gelen renk farkı, görsel

olarak da benzer büyüklükte bir fark olarak algılanır. Bu özellik, renk ölçümlerinin hem nesnel hem de algısal olarak değerlendirilmesini kolaylaştırır (69).

İki cisim arasındaki renk farkı büyüklüğü (ΔE) olarak ifade edilir ve aşağıdaki formülle hesaplanır:

$$\Delta E = \sqrt{(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2}$$

ΔE formülünde, L_1 , a_1 ve b_1 ilk ölçüm değerlerini; L_2 , a_2 ve b_2 ise ikinci ölçüm değerlerini ifade eder. ΔE değeri sıfır olduğunda renk değişimi yoktur; bu değer arttıkça renk değişimi görsel olarak algılanabilir hale gelir (74).

2.6.3. CIEDE2000 renk sistemi

2001 yılında CIE, ölçülen renk farkları ile insan gözünün algıladığı renk farkları arasındaki uyumu geliştirmek amacıyla CIEDE2000 formülünü önermiştir. Bu formül, CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemindeki bazı eksiklikleri gidermek üzere geliştirilmiştir. Bu sebeple, özel ağırlık fonksiyonları ve parametreler içermektedir. Aşağıdaki formüle göre hesaplanmaktadır:

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L^*0}{K L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C^*0}{K C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H^*0}{K H S_H}\right)^2 + R_T \cdot \left(\frac{\Delta C^*0}{K C S_C}\right) \cdot \left(\frac{\Delta H^*0}{K H S_H}\right)}$$

CIEDE2000 formülü, renk farklarını daha hassas şekilde hesaplamak için parlaklık (SL), doygunluk (SC) ve ton (SH) farklarını dengeleyen ağırlık fonksiyonlarını kullanır. Ayrıca, parlaklık (kL), doygunluk (kC) ve ton (kH) bileşenlerine yönelik ayarlamalar yapan parametrik faktörler içerir. Özellikle mavi tonlardaki sapmaları düzeltmek amacıyla kullanılan rotasyon fonksiyonu (R_T) ile, ΔL^*0 , ΔC^*0 ve ΔH^*0 farkları daha doğru şekilde değerlendirilir (74). Küçük renk farkları içeren deneysel verilerde CIE $L^*a^*b^*$ formülüne göre daha doğru sonuçlar verir (75).

2.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk tespiti, görsel yöntemlerle ya da renk ölçüm cihazlarıyla yapılan enstrümantal yöntemlerle gerçekleştirilir.

2.7.1. Görsel yöntem

Renk tespiti için en yaygın kullanılan yöntem, görsel değerlendirmeye dayanan standart renk skalalarının kullanımıdır. Bu yöntem, insan dişlerinde sıkça karşılaşılan renkleri içeren hazır renk skalaları aracılığıyla uygulanır. Renk skalaları, doğal dişlerle karşılaştırma yaparak uygun rengi belirlemek amacıyla kullanılır (76). Ancak renk skalalarının bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Mevcut renk seçenekleri sınırlıdır ve skalalar genellikle sistematik bir düzene sahip değildir. Bu nedenle elde edilen sonuçlar, CIE renk sistemi ile doğrudan eşleştirilemez. Ayrıca, renk seçim süreci öznel olduğundan, farklı diş hekimleri aynı rengi farklı şekilde değerlendirebilir (77).

Renk seçiminde doğruluğu etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Yorgunluk, yaş, stres, ışığa maruz kalma, bireysel görsel farklılıklar, dişin doğru konumlandırılmaması, ortam aydınlatması ve metamerizm gibi unsurlar, renk algısını ve seçimini olumsuz yönde etkileyebilir. İnsan gözü küçük renk farklarını algılayabilse de bu farkları doğru şekilde tanımlamak her zaman mümkün olmayabilir (78).

2.7.2. Enstrümantal yöntem

Enstrümantal renk ölçüm cihazları arasında spektrofotometreler, spektoradyometreler, kolorimetreler ve dijital görüntüleme sistemleri yer alır. Her cihazın farklı avantaj ve dezavantajları olduğundan seçim klinik ihtiyaçlara göre yapılmalıdır (79).

Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde yüksek doğruluk ve pratiklik sağlayan enstrümantal renk ölçüm cihazlarıdır (80). Bu cihazlar, yüzeyden yansıyan ışığı ölçerek diş rengini sayısal olarak değerlendirir (81). Bir spektrofotometre; ışık kaynağı, ışığı dağıtan optik sistem, ölçüm yapan bir dedektör ve ışığı analiz edilebilir sinyallere dönüştüren bir mekanizmadan

oluşur. Ölçüm sonuçları, renk skalalarıyla karşılaştırılarak yorumlanır. Sonuçlar genellikle CIE L*a*b renk sistemine göre ifade edilmektedir (82).

Spektrofotometreler, diş rengini yüksek hassasiyetle belirlemek üzere tasarlanmıştır. LED ışık teknolojisi, çevresel aydınlatmadan etkilenmeden, tutarlı ve güvenilir ölçümler yapılmasına olanak tanır. Ayrıca, ölçüm sonuçlarını etkileyebilecek aynasal yansımaları azaltmak amacıyla, geniş çaplı paslanmaz çelikten yapılmış, fiber optik yapı içeren özel bir prob kullanılır. Bu probun çapı 5 mm olup, 1 mm ve 3 mm olmak üzere iki farklı açıklığa sahiptir. Cihazlar, probun yüzeye olan uzaklığına göre farklı ölçüm modlarında çalışabilir. Dental mod, daha uzun mesafeden diş rengi ölçümü için; restoratif mod ise daha kısa mesafeden seramik restorasyonların rengini ölçmek için kullanılır (83).

Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, bir yüzeyden yansıyan ışığı dalga boyu bazında ayrıntılı olarak analiz edebilen yüksek hassasiyetli cihazlardır. Spektroradyometrelerde, cihaz ile ölçüm yüzeyi arasında doğrudan temas olmadığı için kenar kaybı (edge loss) etkileri en aza indirilebilir (84).

Kolorimetreler

Kolorimetreler, tristimulus değerlerini ölçerek görünür ışık spektrumunun kırmızı, yeşil ve mavi bölgelerinde filtreleme yapar. Ancak bu cihazlar spektral yansıma verilerini kaydetmez. Bu nedenle, spektrofotometrelere kıyasla daha sınırlı bilgi sağlarlar ve ölçüm doğrulukları daha düşüktür. Ayrıca, zamanla filtrelerde meydana gelebilecek yaşlanma ve bozulmalar da ölçüm sonuçlarının güvenilirliğini olumsuz yönde etkileyebilir (85).

Dijital Kameralar

Dijital kameralar, kırmızı, yeşil ve mavi renk bileşenlerine ait verileri toplayarak diş rengini analiz etmeyi amaçlar. Elektronik temelli bu sistemler, dijital renk ölçümünde temel bir yöntem olarak kullanılır. Ancak, elde edilen verilerin yorumlanması genellikle hâlâ

klisyanin görsel değerlendirmesine bağlıdır. Bu nedenle, sonuçlar öznel etkilerden tamamen bağımsız değildir (86).





3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu *in vitro* çalışmanın deney aşamaları Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

Bu çalışma şu aşamalardan oluşmaktadır:

- Örneklerin Hazırlanması
- Çalışma Gruplarının Oluşturulması
- Örneklerin Başlangıç Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi
- Solüsyonların Hazırlanması
- Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilmesi ve Renk Ölçümleri
- Polisaj İşleminin Uygulanması ve Final Renk Ölçümleri
- Renk Değişimlerinin Değerlendirilmesi
- Verilerin İstatiksel Analizi

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan materyaller Çizelge 3.1 ve Resim 3.1'de gösterilmiştir.

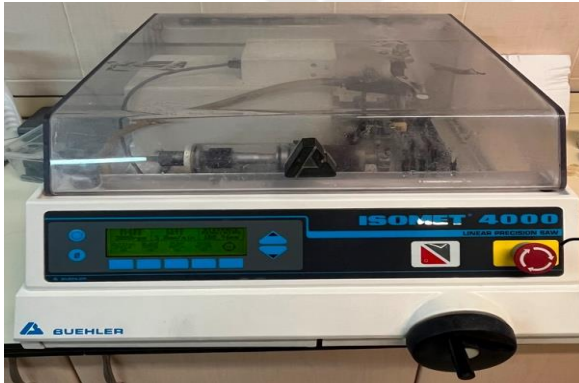
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Kullanılan Materyaller	Materyal Tipi	Renk	Kimyasal İçerikleri	Lot Numarası
Initial LiSi Block (GC, Tokyo, Japonya)	Lityum disilikat seramik	A3/HT	Ağırlıkça % 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 : %0.61	2304041
Cerasmart 270 (GC, Tokyo, Japonya)	Rezin nanoseramik	A3/HT	Ağırlıkça % %29 Bis-MEPP, UDMA, DMA %71 SiO ₂ ve baryum nanopartiküller	2110061



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyaller

CAD/CAM materyallerden, hassas kesim cihazı (IsoMet 4000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kullanılarak, su soğutması altında dikdörtgen şeklinde toplam 100 adet örnek (2 mm kalınlık x 12 mm uzunluk x 14 mm genişlik boyutlarında) hazırlandı (Resim 3.2).



Resim 3.2. Çalışmada kullanılan hassas kesim cihazı

Örneklerin bir yüzeyi, yüzey standardizasyonu ve polisajın sağlanması amacıyla zımparalama ve polisaj cihazında (Mecapol P230, Presi, Grenoble, Fransa) sırasıyla 600, 1000, 2000 ve 4000 gritlik silikon karbit zımpara kağıtları (English Abrasives, Londra, İngiltere) kullanılarak 300 rpm hızında akan su altında her zımparalama süresi 20 saniye olacak şekilde parmak basıncıyla zımparalandı (Resim 3.3).



Resim 3.3. Zımparalama ve polisaj cihazında örnekler zımparalama uygulaması

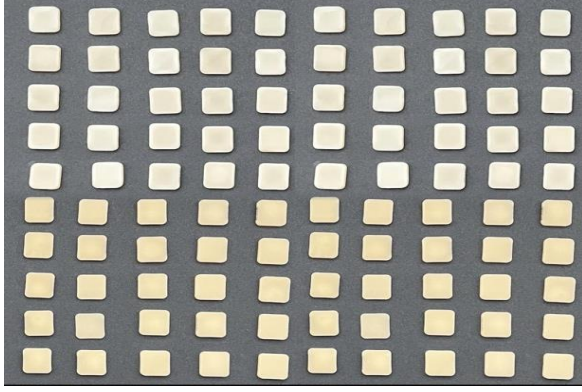
Örneklerin son kalınlıkları, dijital kumpas kullanılarak kontrol edildi (Resim 3.4). Renk ölçümü yapılmayacak yüzeylerin köşeleri, kırmızı kuşaklı elmas rond frez kullanılarak işaretlendi. Daha sonra polisaj işlemi tamamlanan örnekler, 37°C sıcaklıkta 24 saat boyunca distile suda bekletildi.



Resim 3.4. Örneklerin kalınlıklarının kontrol edilmesi

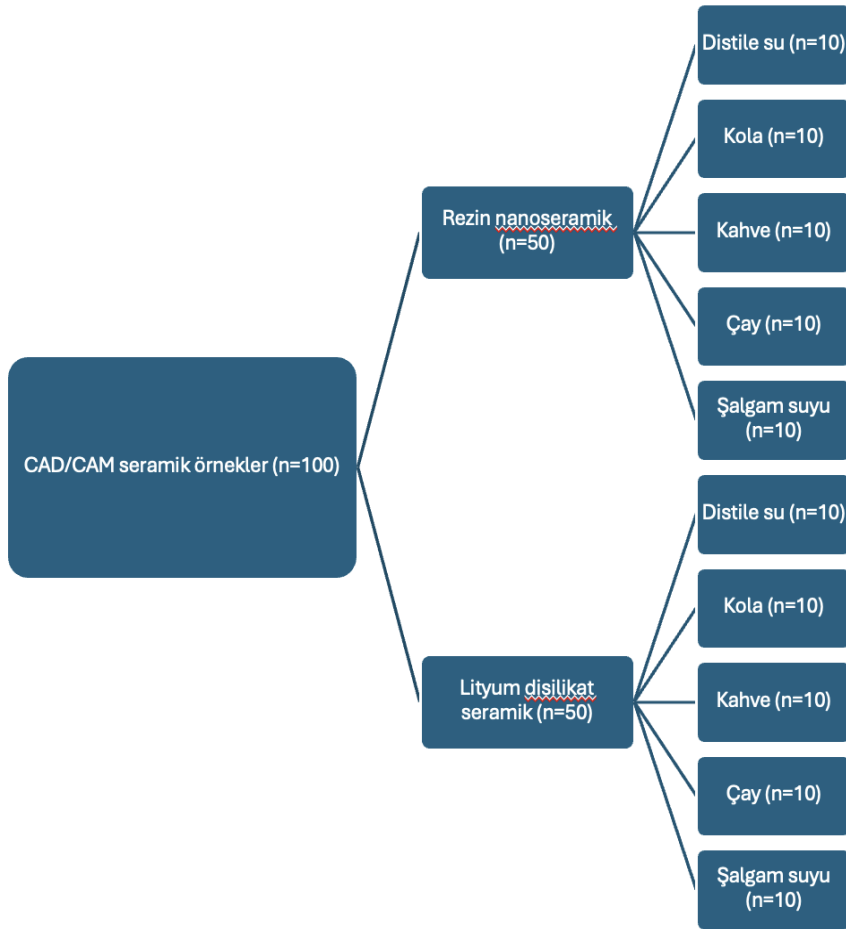
3.2. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada iki farklı CAD/CAM materyalin her biri için 50 adet olmak üzere toplam 100 adet örnek hazırlandı (Resim 3.5).



Resim 3.5. Polisaj işlemi tamamlanmış örnekler

Hazırlanan örnekler materyal türüne (rezin nanoseramik ve lityum disilikat seramik) ve solüsyon grubuna göre (distile su, kola, çay, kahve, şalgam suyu) 10 alt gruba ayrıldı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışma grupları

3.3. Örneklerin Başlangıç Renk Ölçümlerinin Gerçekleştirilmesi

Örneklerin renk ölçümleri, dental spektrofotometre cihazı (Vita EasyShade V, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 3.6). Çevresel koşulların standardizasyonu amacıyla renk ölçümleri D65 ışık kaynağı altında renk ölçüm kutusu içerisinde ve beyaz arka plan üzerinde gerçekleştirildi (Resim 3.7).



Resim 3.6. Çalışmada kullanılan spektrofotometre cihazı



Resim 3.7. Çalışmada kullanılan renk ölçüm kutusu

Her renk ölçümünden önce cihazın kalibrasyonu, cihazın üzerinde bulunan beyaz seramik blok ile yapıldı. 24 saat distile suda bekletilmiş örnekler renk ölçümü öncesi havlu kâğıt yardımıyla kurulandı. Renk ölçümü sırasında cihazın optik ucu örneğe dik açıyla tutularak örnek merkezinden ölçüm gerçekleştirildi (Resim 3.8). Her bir örneğin renk ölçümü üç kez tekrarlandı ve elde edilen L^* , a^* , ve b^* değerlerinin ortalaması alınarak kaydedildi. Başlangıç renk ölçümü yapılmış örnekler, her grup için 1’den 10’a kadar numaralandırılarak kapaklı saklama kaplarına yerleştirildi (Resim 3.9).



Resim 3.8. Renk ölçümlerinin gerçekleştirilmesi



Resim 3.9. Örneklerin kapaklı saklama kaplarına yerleştirilmesi

3.4. Solüsyonların Hazırlanması

Farklı solüsyonların renk değişimi üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla, örnekler rastgele beş gruba ayrıldı. Solüsyon grupları Çizelge 3.2’de sunulmuştur.

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan solüsyon grupları

Distile Su (Kontrol Grubu)

Kola (Coca-Cola, İstanbul, Türkiye)

Kahve (Nescafe Classic, Nestlé; Türkiye)

Çay (Lipton Yellow Label; Lipton, İstanbul, Türkiye)

Şalgam Suyu (Doğanay, Adana, Türkiye)

Kahve solüsyonu; 2 gram kahve granülünün 200 ml kaynar suda 10 saniye boyunca karıştırılıp filtre kâğıdından geçirilmesiyle hazırlandı. Çay solüsyonu ise, bir poşet çayın 200

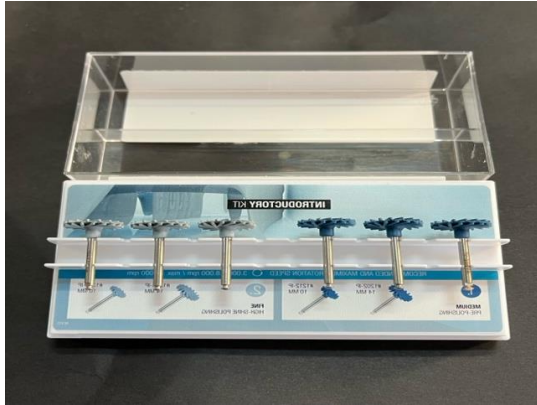
ml kaynar suda 5 dakika boyunca demlenmesiyle hazırlandı. Hazırlanan solüsyonlar kapaklı saklama kaplarına tek kullanımlık enjektör yardımıyla aktarıldı.

3.5. Örneklerin Solüsyonlarda Bekletilmesi ve Renk Ölçümleri

Zamana bağlı renk değişimlerini değerlendirmek amacıyla 1. hafta, 1. ay ve 3. ayda renk ölçümleri gerçekleştirildi. Renk ölçümü öncesinde solüsyondan çıkarılan örnekler, 10 saniye distile su ile yıkandı ve havlu kâğıt yardımıyla kurulandı. Çalışma süresi boyunca, örnekler yalnızca renk ölçümleri ve solüsyon değişimleri için solüsyonlardan çıkarıldı onun haricinde 37°C sıcaklıkta etüvde solüsyonlar içerisinde bekletildi. Bakteri kontaminasyonunu önlemek amacıyla, solüsyonlar iki günde bir yenilendi.

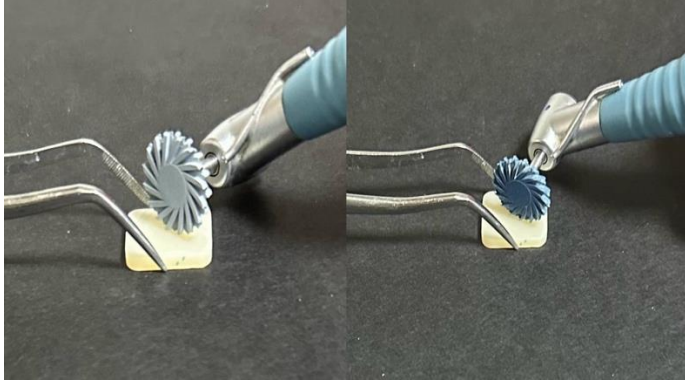
3.6. Polisaj İşleminin Uygulanması ve Final Renk Ölçümleri

Üç aylık solüsyon bekletme süresi sonunda, örneklerin renklenmiş yüzeyleri iki aşamalı elmas aşındırıcılı polisaj seti (Clearfil Twist Dia, Kuraray, Japonya) kullanılarak polisajlandı (Resim 3.10).



Resim 3.10. Çalışmada kullanılan polisaj seti

İki aşamalı (pre-polishing ve high-shine) polisaj diskleri 8.000 rpm hızında çalışan anguldurva ile, su soğutması altında her aşama için 20 saniye uygulandı (Resim 3.11). Spiral diskler arası geçişte her örnek 5 saniye yıkandı. Daha sonra, örnekler 24 saat 37° C sıcaklıkta etüvde bekletildi ve polisaj uygulanmış yüzeylerin renk ölçümleri gerçekleştirilerek L*, a* ve b* değerleri kaydedildi.



Resim 3.11. Örnek yüzeylerine polisaj işlemi

3.7. Renk Değişimlerinin Değerlendirilmesi

Renk ölçümleri sonucunda elde edilen L^* , a^* ve b^* değerleri kullanılarak CIEDE2000 formülüne göre renk farkı (ΔE_{00}) değerleri hesaplandı.

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

Çalışmada, k_L , k_C ve k_H parametrik faktörleri 1 olarak belirlendi (12).

Başlangıç renk değerleri ile 1. hafta renk değerleri arasındaki renk değişimi ΔE_1 , başlangıç renk değerleri ile 1. ay renk değerleri arasındaki renk değişimi ΔE_2 , başlangıç renk değerleri ile 3. ay renk değerleri arasındaki renk değişimi ΔE_3 ve başlangıç renk değerleri ile polisaj işlemi sonrası renk değerleri arasındaki renk değişimi ΔE_4 olarak ifade edildi.

3.8. Verilerin İstatistiksel Analizi

Çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel analizleri IBM SPSS Statistics 22 yazılımı kullanılarak gerçekleştirildi. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleri ile değerlendirildi ve tüm parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu belirlendi. Çalışma verilerinin değerlendirilmesinde, iki yönlü tekrarlayan ölçümler için varyans analizi (ANOVA) uygulandı. Zamanlar arasındaki post hoc karşılaştırmalarda Bonferroni testi, solüsyonlar arasındaki karşılaştırmalarda ise Tukey testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlendi.

4. BULGULAR

Farklı yapıda CAD/CAM restoratif materyallerin, çeşitli solüsyonlarda zamana bağlı olarak gösterdiği renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). Ayrıca renk değişiminde materyal, solüsyon, zaman faktörleri ile bu faktörler arasındaki etkileşimler de istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). İlgili faktörler ve bu faktörler arasındaki etkileşimler Çizelge 4.1'de sunulmaktadır.

Çizelge 4.1. Materyal, solüsyon ve zaman faktörlerinin ΔE_{00} değerleri üzerindeki etkilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Değişim Kaynağı	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Serbestlik derecesi	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F- değeri	P- değeri
Materyal	82.811	1	82.811	223.322	0.001*
Solüsyon	784.441	4	196.11	528.866	0.001*
Zaman	551.837	3	183.946	1148.502	0.001*
Zaman * Materyal	54.387	3	18.129	113.192	0.001*
Zaman * Solüsyon	445.982	12	37.165	232.049	0.001*
Zaman * Materyal * Solüsyon	62.043	12	5.17	32.282	0.001*

2 yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA testi

* $p<0.05$

4.1. Solüsyon Etkisine Bağlı Renk Değişimi Analizi

Farklı materyallerde solüsyonlara bağlı olarak meydana gelen renk değişimi Çizelge 4.2 ve Şekil 4.1’de gösterilmektedir.

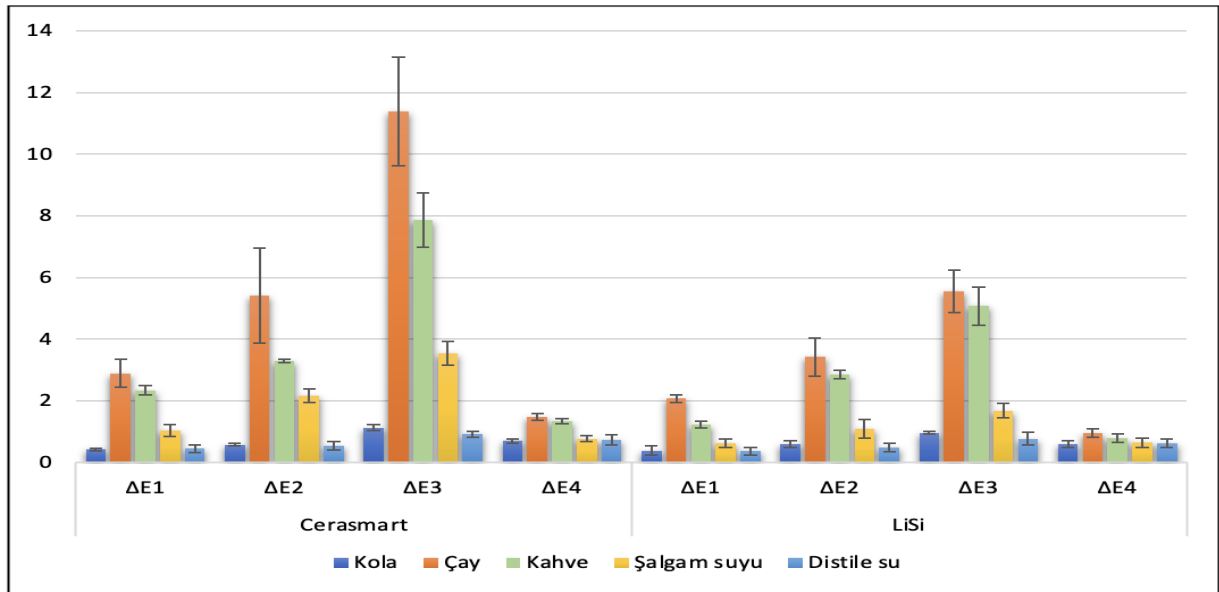
Çizelge 4.2. Farklı materyallerde solüsyonlara bağlı olarak meydana gelen renk değişiminin (ΔE_{00}) değerlendirilmesi

Materyal	Zaman	Kola Ort±SS	Çay Ort±SS	Kahve Ort±SS	Şalgam suyu Ort±SS	Distile su Ort±SS	p
Cerasmart	ΔE_1	0.42±0.03 ^A	2.89±0.46 ^B	2.34±0.16 ^C	1.04±0.19 ^D	0.45±0.13 ^A	0.001*
	ΔE_2	0.58±0.05 ^A	5.41±1.55 ^B	3.29±0.06 ^C	2.16±0.22 ^D	0.54±0.13 ^A	0.001*
	ΔE_3	1.13±0.10 ^A	11.39±1.76 ^B	7.85±0.88 ^C	3.55±0.38 ^D	0.92±0.10 ^A	0.001*
	ΔE_4	0.70±0.07 ^A	1.48±0.11 ^B	1.34±0.08 ^C	0.77±0.09 ^A	0.73±0.16 ^A	0.001*
LiSi	ΔE_1	0.39±0.16 ^A	2.07±0.12 ^B	1.23±0.11 ^C	0.63±0.14 ^D	0.37±0.13 ^A	0.001*
	ΔE_2	0.61±0.11 ^A	3.42±0.61 ^B	2.86±0.13 ^C	1.09±0.31 ^D	0.48±0.14 ^A	0.001*
	ΔE_3	0.96±0.04 ^A	5.55±0.70 ^B	5.07±0.61 ^B	1.68±0.24 ^C	0.77±0.20 ^A	0.001*
	ΔE_4	0.60±0.12 ^A	0.96±0.14 ^B	0.78±0.14 ^C	0.64±0.15 ^{AC}	0.62±0.13 ^{AC}	0.001*

2 yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA testi ve Tukey testi

Satırlardaki farklı büyük harfler solüsyonlar arası farklılığı göstermektedir.

*p<0.05



Şekil 4.1. Farklı materyallerde solüsyonlara göre renk değişimlerinin (ΔE_{00}) grafiksel gösterimi

Rezin nanoseramik yapıda CAD/CAM Cerasmart materyalinde, solüsyonlar arasında $\Delta E1$ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerleri incelendiğinde, çay grubunun $\Delta E1$ değeri; kola, kahve, şalgam suyu ve distile su gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve grubunun $\Delta E1$ değeri, kola, şalgam suyu ve distile su gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Şalgam suyu grubunun $\Delta E1$ değeri de kola ve distile su gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kola ve distile su grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$).

Cerasmart materyalinde, solüsyonlar arasında $\Delta E2$ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerleri incelendiğinde, çay grubunun $\Delta E2$ değeri; kola, kahve, şalgam suyu ve distile su gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve grubunun $\Delta E2$ değeri, kola, şalgam suyu ve distile su gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Şalgam suyu grubunun $\Delta E2$ değeri de kola ve distile su gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kola ve distile su grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$).

Cerasmart materyalinde, solüsyonlar arasında $\Delta E3$ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$). $\Delta E3$ değerleri incelendiğinde, çay grubunun $\Delta E3$ değeri; kola, kahve, şalgam suyu ve distile su gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve grubunun $\Delta E3$ değeri, kola, şalgam suyu ve distile su gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Şalgam suyu grubunun $\Delta E3$ değeri de kola ve distile su gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kola ve distile su grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$).

Cerasmart materyalinde, solüsyonlar arasında $\Delta E4$ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$). $\Delta E4$ değerleri incelendiğinde, çay grubunun $\Delta E4$ değeri; kola, kahve, şalgam suyu ve distile su gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve grubunun $\Delta E4$ değeri, kola, şalgam suyu ve distile su gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Kola, şalgam suyu ve distile su grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$).

Lityum disilikat yapıda CAD/CAM LiSi materyalinde, solüsyonlar arasında $\Delta E1$ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark görüldü ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerleri incelendiğinde, çay grubunun $\Delta E1$ değeri; kola, kahve, şalgam suyu ve distile su gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve grubunun $\Delta E1$ değeri, kola, şalgam suyu ve distile su gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Şalgam suyu grubunun $\Delta E1$ değeri de kola ve distile su gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kola ve distile su grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$).

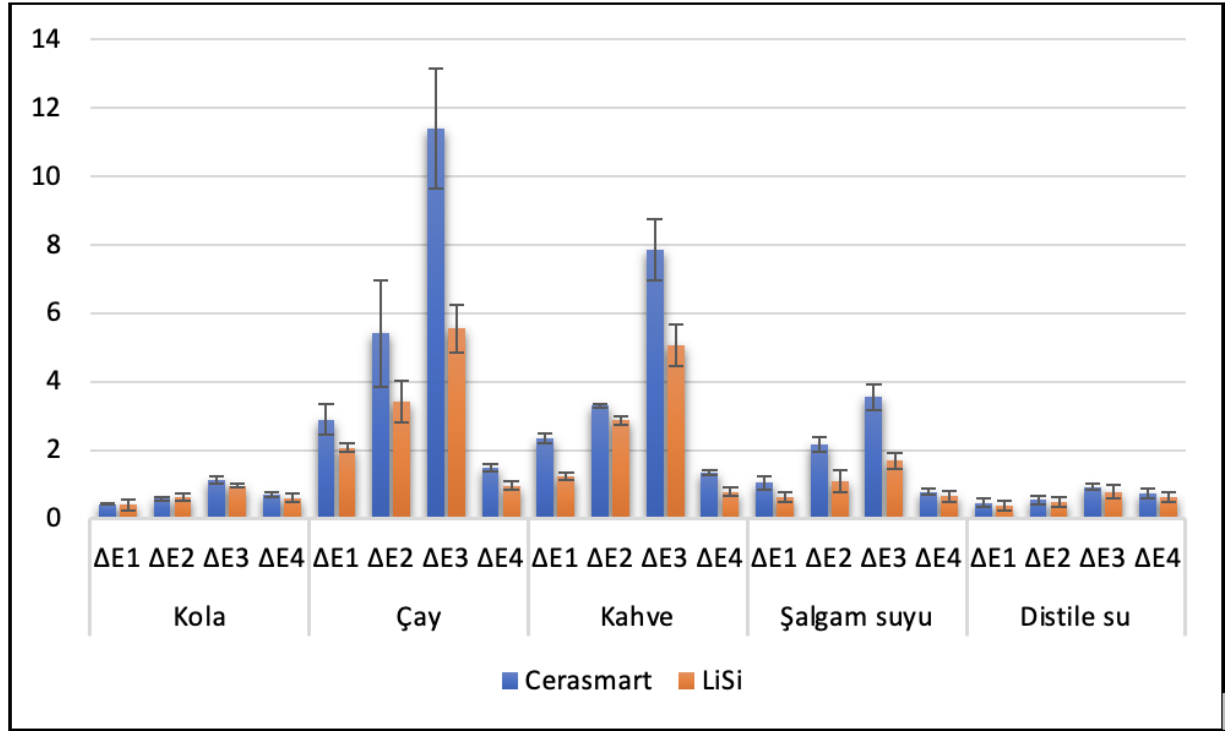
LiSi materyalinde, solüsyonlar arasında $\Delta E2$ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerleri incelendiğinde, çay grubunun $\Delta E2$ değeri; kola, kahve, şalgam suyu ve distile su gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve grubunun $\Delta E2$ değeri, kola, şalgam suyu ve distile su gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Şalgam suyu grubunun $\Delta E2$ değeri de kola ve distile su gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kola ve distile su grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$).

LiSi materyalinde, solüsyonlar arasında $\Delta E3$ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$). $\Delta E3$ değerleri incelendiğinde, çay grubunun $\Delta E3$ değeri; kola, şalgam suyu ve distile su gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve grubunun $\Delta E3$ değeri, kola, şalgam suyu ve distile su gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Şalgam suyu grubunun $\Delta E3$ değeri de kola ve distile su gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kola ile distile su grubu arasında ve çay ile kahve grubu arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$).

LiSi materyalinde, solüsyonlar arasında $\Delta E4$ değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p<0.05$). $\Delta E4$ değerleri incelendiğinde, çay grubunun $\Delta E4$ değeri; kola, kahve, şalgam suyu ve distile su gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve grubunun $\Delta E4$ değeri, kola grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Kahve ile şalgam suyu ve distile su grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$). Benzer şekilde, kola ile şalgam suyu ve distile su grupları arasında ve şalgam suyu ile distile su grubu arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmedi ($p>0.05$).

4.2. Materyal Etkisine Bağlı Renk Değişimi Analizi

Farklı solüsyonlarda materyallere bağlı olarak meydana gelen renk değişimi Çizelge 4.3 ve Şekil 4.2’de verilmektedir.



Şekil 4.2. Farklı solüsyonlarda materyallere göre renk değişimlerinin (ΔE_{00}) grafiksel gösterimi

Çizelge 4.3. Farklı solüsyonlarda materyallere bağlı olarak meydana gelen renk değişiminin (ΔE_{00}) değerlendirilmesi

Solüsyon	Zaman	Cerasmart	LiSi	p
		Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	
Kola	$\Delta E1$	0.42 $\pm$ 0.03 ^A	0.39 $\pm$ 0.16 ^A	0.673
	$\Delta E2$	0.58 $\pm$ 0.05 ^A	0.61 $\pm$ 0.11 ^A	0.495
	$\Delta E3$	1.13 $\pm$ 0.10 ^A	0.96 $\pm$ 0.04 ^B	0.001*
	$\Delta E4$	0.70 $\pm$ 0.07 ^A	0.60 $\pm$ 0.12 ^B	0.037*
Çay	$\Delta E1$	2.89 $\pm$ 0.46 ^A	2.07 $\pm$ 0.12 ^B	0.001*
	$\Delta E2$	5.41 $\pm$ 1.55 ^A	3.42 $\pm$ 0.61 ^B	0.003*
	$\Delta E3$	11.39 $\pm$ 1.76 ^A	5.55 $\pm$ 0.70 ^B	0.001*
	$\Delta E4$	1.48 $\pm$ 0.11 ^A	0.96 $\pm$ 0.14 ^B	0.001*
Kahve	$\Delta E1$	2.34 $\pm$ 0.16 ^A	1.23 $\pm$ 0.11 ^B	0.001*
	$\Delta E2$	3.29 $\pm$ 0.06 ^A	2.86 $\pm$ 0.13 ^B	0.001*
	$\Delta E3$	7.85 $\pm$ 0.88 ^A	5.07 $\pm$ 0.61 ^B	0.001*
	$\Delta E4$	1.34 $\pm$ 0.08 ^A	0.78 $\pm$ 0.14 ^B	0.001*
Şalgam suyu	$\Delta E1$	1.04 $\pm$ 0.19 ^A	0.63 $\pm$ 0.14 ^B	0.001*
	$\Delta E2$	2.16 $\pm$ 0.22 ^A	1.09 $\pm$ 0.31 ^B	0.001*
	$\Delta E3$	3.55 $\pm$ 0.38 ^A	1.68 $\pm$ 0.24 ^B	0.001*
	$\Delta E4$	0.77 $\pm$ 0.09 ^A	0.64 $\pm$ 0.15 ^B	0.032*
Distile su	$\Delta E1$	0.45 $\pm$ 0.13 ^A	0.37 $\pm$ 0.13 ^A	0.192
	$\Delta E2$	0.54 $\pm$ 0.13 ^A	0.48 $\pm$ 0.14 ^A	0.344
	$\Delta E3$	0.92 $\pm$ 0.10 ^A	0.77 $\pm$ 0.20 ^B	0.046*
	$\Delta E4$	0.73 $\pm$ 0.16 ^A	0.62 $\pm$ 0.13 ^A	0.102

2 yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA testi

Satırlardaki farklı büyük harfler materyaller arası farklılığı göstermektedir.

*p<0.05

Kola solüsyonunda materyaller arasında $\Delta E1$ ve $\Delta E2$ değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$). Cerasmart grubunun $\Delta E3$ ve $\Delta E4$ değerleri, LiSi grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).

Çay solüsyonunda materyaller arasında $\Delta E1$, $\Delta E2$, $\Delta E3$ ve $\Delta E4$ değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi. Cerasmart grubunun tüm ΔE değerleri, LiSi grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).

Kahve solüsyonunda materyaller arasında $\Delta E1$, $\Delta E2$, $\Delta E3$ ve $\Delta E4$ değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi. Cerasmart grubunun tüm ΔE değerleri, LiSi grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).

Şalgam suyu solüsyonunda materyaller arasında $\Delta E1$, $\Delta E2$, $\Delta E3$ ve $\Delta E4$ değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi. Cerasmart grubunun tüm ΔE değerleri, LiSi grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).

Distile su solüsyonunda materyaller arasında $\Delta E1$, $\Delta E2$ ve $\Delta E4$ değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p>0.05$). $\Delta E3$ değeri incelendiğinde, Cerasmart grubunun değeri, LiSi grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$).

4.3. Zaman Etkisine Bağlı Renk Değişimi Analizi

Farklı materyallerin farklı solüsyonlarda zamana bağlı olarak meydana gelen renk değişimi Çizelge 4.4 ve Şekil 4.3'te verilmektedir.

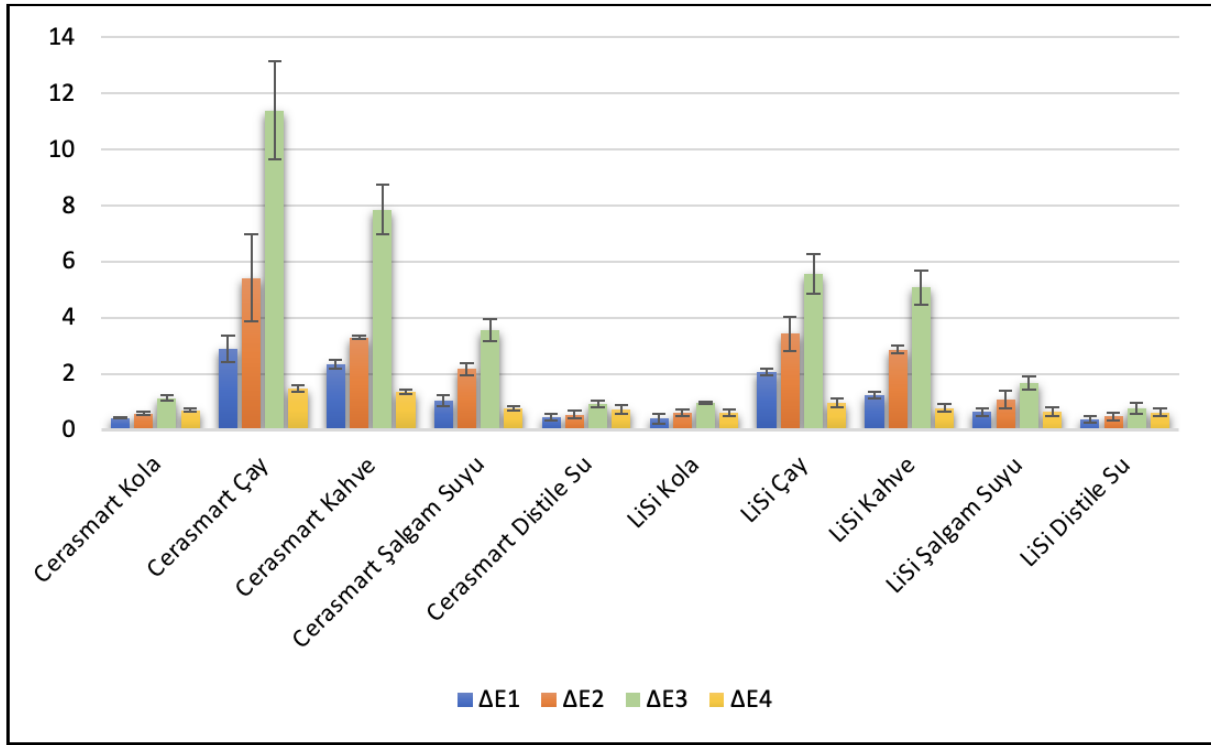
Çizelge 4.4. Farklı materyallerin farklı solüsyonlarda zamana bağlı meydana gelen renk değişimlerinin (ΔE_{00}) değerlendirilmesi

	$\Delta E1$	$\Delta E2$	$\Delta E3$	$\Delta E4$	
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	p
Cerasmart Kola	0.42 $\pm$ 0.03 ^A	0.58 $\pm$ 0.05 ^B	1.13 $\pm$ 0.10 ^C	0.70 $\pm$ 0.07 ^D	0.001*
Cerasmart Çay	2.89 $\pm$ 0.46 ^A	5.41 $\pm$ 1.55 ^B	11.39 $\pm$ 1.76 ^C	1.48 $\pm$ 0.11 ^D	0.001*
Cerasmart Kahve	2.34 $\pm$ 0.16 ^A	3.29 $\pm$ 0.06 ^B	7.85 $\pm$ 0.88 ^C	1.34 $\pm$ 0.08 ^D	0.001*
Cerasmart Şalgam Suyu	1.04 $\pm$ 0.19 ^A	2.16 $\pm$ 0.22 ^B	3.55 $\pm$ 0.38 ^C	0.77 $\pm$ 0.09 ^D	0.001*
Cerasmart Distile Su	0.45 $\pm$ 0.13 ^A	0.54 $\pm$ 0.13 ^B	0.92 $\pm$ 0.10 ^C	0.73 $\pm$ 0.16 ^{BC}	0.001*
LiSi Kola	0.39 $\pm$ 0.16 ^A	0.61 $\pm$ 0.11 ^B	0.96 $\pm$ 0.04 ^C	0.60 $\pm$ 0.12 ^B	0.001*
LiSi Çay	2.07 $\pm$ 0.12 ^A	3.42 $\pm$ 0.61 ^B	5.55 $\pm$ 0.70 ^C	0.96 $\pm$ 0.14 ^D	0.001*
LiSi Kahve	1.23 $\pm$ 0.11 ^A	2.86 $\pm$ 0.13 ^B	5.07 $\pm$ 0.61 ^C	0.78 $\pm$ 0.14 ^D	0.001*
LiSi Şalgam Suyu	0.63 $\pm$ 0.14 ^A	1.09 $\pm$ 0.31 ^B	1.68 $\pm$ 0.24 ^C	0.64 $\pm$ 0.15 ^A	0.001*
LiSi Distile Su	0.37 $\pm$ 0.13 ^A	0.48 $\pm$ 0.14 ^{AC}	0.77 $\pm$ 0.20 ^B	0.62 $\pm$ 0.13 ^{BC}	0.001*

2 yönlü tekrarlı ölçümlerde ANOVA testi ve Bonferroni testi

Satırlardaki farklı büyük harfler zamanlar arası farklılığı göstermektedir.

* $p<0.05$



Şekil 4.3. Farklı materyallerin farklı solüsyonlarda zamana bağlı renk değişimlerinin (ΔE_{00}) grafiksel gösterimi

Cerasmart kola grubunda zamana bağlı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_1 değerine göre, ΔE_2 , ΔE_3 ve ΔE_4 değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_2 değerine göre, ΔE_3 ve ΔE_4 değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_3 değerine göre, ΔE_4 değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$).

Cerasmart çay grubunda zamana bağlı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_1 değerine göre, ΔE_2 ve ΔE_3 değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_1 değerine göre, ΔE_4 değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_2 değerine göre, ΔE_3 değerinde gözlemlenen artış ve ΔE_4 değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_3 değerine göre, ΔE_4 değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$).

Cerasmart kahve grubunda zamana bağlı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_1 değerine göre, ΔE_2 ve ΔE_3 değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.05$). ΔE_1 değerine göre, ΔE_4 değerinde

gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerine göre, $\Delta E3$ değerinde gözlemlenen artış ve $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E3$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Cerasmart şalgam suyu grubunda zamana bağlı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E2$ ve $\Delta E3$ değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerine göre, $\Delta E3$ değerinde gözlemlenen artış ve $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E3$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Cerasmart distile su grubunda zamana bağlı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E2$, $\Delta E3$ ve $\Delta E4$ değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerine göre, $\Delta E3$ değerinde gözlemlenen artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$); $\Delta E4$ değerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmedi ($p>0.05$). $\Delta E3$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma da istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).

LiSi kola grubunda zamana bağlı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E2$, $\Delta E3$ ve $\Delta E4$ değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerine göre, $\Delta E3$ değerinde gözlemlenen artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$); $\Delta E4$ değerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmedi ($p>0.05$). $\Delta E3$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

LiSi çay grubunda zamana bağlı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E2$ ve $\Delta E3$ değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerine göre, $\Delta E3$ değerinde gözlemlenen artış ve $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E3$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

LiSi kahve grubunda zamana bağılı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E2$ ve $\Delta E3$ değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerine göre, $\Delta E3$ değerinde gözlemlenen artış ve $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E3$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

LiSi şalgam suyu grubunda zamana bağılı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E2$ ve $\Delta E3$ değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmedi ($p>0.05$). $\Delta E2$ değerine göre, $\Delta E3$ değerinde gözlemlenen artış ve $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E3$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$).

LiSi distile su grubunda zamana bağılı renk değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E1$ değerine göre, $\Delta E2$ değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmedi ($p>0.05$); $\Delta E3$ ve $\Delta E4$ değerlerinde gözlemlenen artışlar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). $\Delta E2$ değerine göre, $\Delta E3$ değerinde gözlemlenen artış istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$); $\Delta E4$ değerinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmedi ($p>0.05$). $\Delta E3$ değerine göre, $\Delta E4$ değerinde gözlemlenen azalma da istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).

5. TARTIŞMA

Bu *in vitro* tez çalışmasında, iki farklı yapıda CAD/CAM restoratif materyallerin distile su, kola, çay, kahve ve şalgam suyu solüsyonlarında 1 hafta, 1 ay ve 3 ay bekletilmeleri sonucunda meydana gelen renk değişimleri incelendi. Ayrıca 3 aylık solüsyonlarda bekletme süresinin sonunda uygulanan polisaj işleminin renk değişimi üzerindeki etkisi değerlendirildi. Çalışma sonucunda elde edilen bulgulara göre, materyal türü, solüsyon türü ve solüsyonlarda bekletme süresinin materyallerin renk değişimi üzerinde etkili olduğu belirlendi. Renklenme süresi sonunda uygulanan polisaj işleminin, örneklerin renk değişimini azaltmada anlamlı bir etkisi olduğu gözlemlendi. Bu nedenle “materyal türü, solüsyon türü, solüsyonlarda bekletme süresi ve polisaj işleminin renk değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi yoktur.” yönündeki sıfır hipotezlerinin tamamı reddedildi.

Metal destekli seramiklerde, metal altyapı ışık geçişini engelleyerek restorasyonun estetik görünümünü olumsuz yönde etkilemektedir (87). Metal içermeyen biyouyumlu restorasyonlara artan ilgi ve talep araştırmacıları yeni materyaller geliştirme arayışına yönlendirmiştir. Tam seramik restorasyonlar, biyouyumluluğu, gelişmiş renk stabilitesi ve mekanik özellikleri sayesinde klinik açıdan umut verici seçenekler haline gelmiştir (88). Son yıllarda tam seramik restorasyonların üretimi için CAD/CAM teknolojisinde önemli gelişmeler yaşanmış ve bu teknolojiye uygun yeni nesil materyaller klinik uygulamalarda yer almaya başlamıştır. Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleri, indirekt restorasyonların üretiminde birçok laboratuvar aşamasına olan ihtiyacı ortadan kaldırarak yüksek kalitede sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır. Bu nedenle geleneksel yöntemlerin yerine daha sık kullanılmaya başlanmıştır (89, 90).

Tek seansta, hasta başında tedavilerin tamamlanabildiği prosedürlerde, çeşitli restoratif materyaller kullanılmaktadır. Restoratif materyaller arasında feldspatik seramik, rezin kompozit, hibrit seramik, zirkonya ve lityum disilikat seramik materyaller bulunmaktadır (44). Lityum disilikat seramik materyaller, üstün estetik ve fiziksel özellikleri sayesinde oldukça popüler materyaller arasında yer almaktadır. Lityum disilikat seramik materyallerin büyük çoğunluğu, son rengine ve mekanik dayanıklılığına ulaşabilmesi için frezeleme sonrasında kristalizasyon fırınlamasına ihtiyaç duymaktadır. Son yıllarda CAD/CAM ile üretildikten sonra ek fırınlama süreci gerektirmeyen tam kristalize formda lityum disilikat seramik materyaller geliştirilmiştir. Bu materyaller, glaze fırınlaması gerektirmeksizin mekanik olarak polisajlanarak simantasyona uygun hale getirilebilmektedir. Yeni geliştirilen

bu materyallerle ilgili literatürde sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır ve daha çok çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır (91). Bu nedenle çalışmamızda tam kristalize lityum disilikat seramik materyali Initial LiSi Block kullanıldı.

Seramik ve rezin kompozit materyallerin avantajlarını birleştirmeye yönelik CAD/CAM sistemler için kullanıma uygun hibrit seramik materyaller geliştirilmiştir (92, 93). Hibrit seramik materyaller, dentin ile benzer bir elastisite modüle sahip olmaları sayesinde stresleri daha homojen dağıtma potansiyeline sahiptir. Düşük sertlikleri ve kolay cilalanabilmeleri sayesinde, geleneksel seramik materyallere kıyasla antagonist dişlerde daha az aşındırıcı etki göstermektedirler (94). Çalışmamızda kullanılan Cerasmart, rezin nanoseramik yapıda hibrit seramik bir materyaldir (95).

Yeni geliştirilen restoratif materyallerin uzun vadeli renk stabilitesinin değerlendirilmesi *in vivo* çalışmalarda zaman alıcıdır ve mevcut klinik uygulamalara yönelik hızlı sonuç sağlamayabilir (96). Bu nedenle, çalışmamız *in vitro* olarak planlandı.

Çalışmamızda örnekler, hazır CAD/CAM bloklardan daha önceki çalışmalarda (97-100) olduğu gibi su soğutması altında düşük hızlı hassas kesim cihazı kullanılarak elde edildi. Her iki materyalde yüksek translüsensiye sahip bloklar tercih edilerek, translüsensinin renk ölçümleri üzerindeki etkisi en aza indirilmeye çalışıldı (61). Örnek kalınlıkları literatürdeki benzer çalışmalardan da yararlanılarak 2 mm olarak belirlendi (13, 101, 102). Translüsens materyallerde spektrofotometre ile yapılan renk ölçümlerinde kenar kaybı etkisi nedeniyle renk ölçümleri sapma gösterebilir. Kenar kaybı etkisini en aza indirmek amacıyla, Niu ve arkadaşlarının (103) çalışmasına benzer şekilde çalışmamızda kullanılan örnekler büyük boyutlarda (12x14 mm) ve yüzeyi düz olarak hazırlandı.

Restorasyonlarda pürüzsüz ve cilalı bir yüzey elde edilmesi, hasta konforunu artırmanın yanı sıra estetik ve biyolojik uyumun da etkin bir şekilde sağlanmasına katkı sunar. Buna karşılık, pürüzlü restorasyon yüzeyleri hem renk değişimini hem de plak birikimini artırarak sekonder çürükler ile periodontal problemlerin gelişimine neden olabilir (104). Ayrıca pürüzlü yüzeyler restorasyonun dayanımını olumsuz yönde etkileyebilir ve karşıt dişlerde aşınmaya sebebiyet verebilir (105). Hasta başı CAD/CAM sistemlerde, frezeleme işleminden sonra doğrudan simantasyona uygun pürüzsüz bir yüzey elde edilememektedir. Restorasyonların tamamlanabilmesi için yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması gerekmektedir (106). Çalışmamızda örneklerin yüzey standardizasyonu ve polisajını sağlamak için Lassila ve arkadaşlarının (107) çalışmasındaki "makine polisajı" prosedürü referans alındı. Bu

prosedüre göre, örneklerin yüzeyine sırasıyla 600, 1000, 2000 ve 4000 gritlik silikon karbit zımpara kağıtları kullanılarak polisaj işlemi gerçekleştirildi.

Estetik restoratif materyallerin en önemli özelliklerinden biri uzun vadede renk stabilitesini koruyabilmeleridir. Ağız ortamında zaman içerisinde renk değişiklikleri meydana gelebilir. Renk değişiklikleri, restorasyonların değiştirilmesinin başlıca nedenlerinden biridir (108). Dolayısıyla, estetik bir restorasyonun başarısı öncelikle renk uyumuna ve ardından materyalin renk stabilitesine bağlıdır (109). Günlük hayatta sıklıkla tüketilen içecekler, renk değişikliğinin başlıca nedenlerinden biri olarak gösterilmektedir. Bu nedenle, çalışmamızda estetik restoratif materyallerin farklı solüsyonlara maruz bırakılmasının renk stabilitesi üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Estetik restoratif materyallerin renkleri; kahve, çay, şarap gibi içecekler ve bazı gıdalar nedeniyle değişiklik gösterebilir. Bu durum, diyet ve içeceklerde yer alan renkli pigmentlerin materyalin yüzeyine absorpsiyon veya adsorpsiyon yoluyla gerçekleşir (110). Renk değişiminin miktarı, materyalin yapısına, solüsyonun türüne ve solüsyona maruz kalma süresine bağlıdır (111). Literatürde, estetik restorasyonların renk stabilitesini değerlendiren çalışmalarda genellikle kahve, kola, kırmızı şarap ve çay solüsyonlarının tercih edildiği görülmektedir (112-115). Bu çalışmada ise kahve, çay, kola, şalgam suyu ve kontrol grubu olarak distile su solüsyonları kullanıldı.

Güler ve arkadaşları (116), kahve tüketicilerinin günde ortalama 3,2 fincan kahve tükettiklerini ve bir fincanın yaklaşık 15 dakikada içildiğini bildirmiştir. Bu verilere dayanarak, restoratif materyallerin 24 saat boyunca kahve solüsyonuna maruz bırakılmasının yaklaşık bir aylık kahve tüketimine karşılık geldiği ifade edilmiştir. Çalışmamızda da bu varsayım esas alınarak örnekler, her solüsyonda eşit süreyle toplam 90 gün boyunca bekletildi. Bu sürenin, yaklaşık 7,5 yıllık tüketimi temsil ettiği kabul edildi.

Literatürde solüsyonların değiştirilme sıklığı ve sıcaklığı ile ilgili standart bir prosedür bulunmamaktadır. Bazı çalışmalarda (39, 117) solüsyonlar oda sıcaklığında bekletilirken, çoğu çalışmada (100, 118, 119) ağız içi ortamın sıcaklığını taklit edebilmek amacıyla 37 °C sıcaklıkta bekletilmiştir. Ayrıca araştırmacılar (100, 120, 121) bakteriyel kontaminasyonu önlemek için solüsyonların iki günde bir yenilenmesini önermektedir. Çalışmamızda solüsyonlar etüv içerisinde 37°C sıcaklıkta bekletildi ve solüsyonlar iki günde bir yenilendi.

Restorasyon yüzeyinde meydana gelen lekelenmeler yüzeysel olduğunda, restorasyon yüzeyine polisaj işlemi uygulanması başlangıçtaki estetik görünümün geri kazanılması için

yeterlidir; aksi takdirde, tüm restorasyonun değiştirilmesi gerekmektedir (122). Çalışmamızda örneklerin renklenme sonrasında polisaj uygulamasında iki aşamalı, spiral şekilli elmas aşındırıcılı cila lastiklerine sahip polisaj seti Clearfil Twist Dia kullanıldı.

Restoratif materyallerde meydana gelen renk değişimi görsel yöntemlerle ve enstrümantal teknikler kullanılarak değerlendirilebilir. Enstrümantal teknikler, görsel yöntemlerde ortaya çıkan subjektif yorumları ortadan kaldırır (123). 2002 yılında Paul ve arkadaşları (124) ve 2008 yılında Da Silva ve arkadaşları (125) yaptıkları iki ayrı çalışmada spektrofotometreler ile yapılan renk ölçümlerinin görsel yöntemlere kıyasla daha güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Subjektif hataların önüne geçmek ve objektif bir değerlendirme yapabilmek için spektrofotometreler, dental restoratif materyallerdeki renk değişimlerini tespit etmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (14). Literatür incelendiğinde yapılan çalışmalarda (83, 126), dental spektrofotometre kullanımının diğer renk ölçüm cihazlarına kıyasla daha hassas ve güvenilir sonuçlar verdiği görülmüştür. Çalışmamızda bu sebeple dental spektrofotometre cihazı kullanılarak renk ölçümleri gerçekleştirildi. Çevre koşullarını standartlaştırmak ve ortam ışığının renk ölçümleri üzerindeki olası etkilerini önlemek amacıyla, tüm renk ölçümleri D65 ışık kaynağı altında renk ölçüm kutusu içerisinde gerçekleştirildi.

CIE $L^*a^*b^*$ ve CIEDE2000 formülleri, günümüzde kullanılan CAD-CAM materyallerin renk stabilitesini değerlendiren çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (5, 96, 127-132). Literatür incelendiğinde, CIEDE2000 formülünün, insan gözünün renk farklarını algılamasını daha doğru yansıttığı ve görsel gözlemlerle %95 oranında uyum gösterdiği, buna karşın CIE $L^*a^*b^*$ formülünün %75 oranında uyum sağladığı belirtilmektedir (74, 133). CIEDE2000 renk farkı formülü, özellikle küçük renk farklarında, insan gözünün algısına daha uygun sonuçlar vermek için CIE $L^*a^*b^*$ renk sistemindeki doğrusal olmayan farklılıkları düzeltir (134). Hesaplanan renk değişim değerleri, algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerleri ile karşılaştırılarak değerlendirilmektedir. Algılanabilirlik eşiği, gözlemcilerin yüzde 50'sinin iki nesne arasındaki renk farkını fark ettiği, diğer yüzde 50'sinin ise fark etmediği durumu ifade eder. Benzer şekilde, kabul edilebilirlik eşiği gözlemcilerin yüzde 50'sinin renk farkını kabul ederken, diğer yüzde 50'sinin ise renk farkını kabul etmediği anlamına gelir (135, 136). Çalışmamızda bu sebeplerle CIEDE2000 renk farkı formülü kullanıldı. Paravina ve arkadaşlarının (137) çalışmasındaki eşik değerler referans alındı. Buna göre algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{00}=0.8$, kabul edilebilirlik eşiği ise $\Delta E_{00}=1.8$ olarak belirlendi.

Çalışmamızda rezin nanoseraamik yapıda Cerasmart materyalinde, çay ve kahve solüsyonlarında 1. haftadan itibaren, şalgam suyunda ise 1. aydan itibaren klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde renk değişimi gözlemlendi ($\Delta E_{00} > 1.8$). Kola ve distile su solüsyonlarında ise 3. ayda gözlemlenen renk değişimi, klinik olarak kabul edilebilir sınırın altında ($\Delta E_{00} < 1.8$) kalmasına rağmen, algılanabilir sınırın üzerinde bulundu ($\Delta E_{00} > 0.8$). Polisaj işlemi sonrası, tüm gruplarda renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir sınırın altında bulundu ($\Delta E_{00} < 1.8$), ancak çay ve kahve gruplarında bu değişim algılanabilir sınırın üzerinde tespit edildi ($\Delta E_{00} > 0.8$).

Lityum disilikat yapıda LiSi materyalinde, çay solüsyonunda 1. haftadan itibaren, kahvede ise 1. aydan itibaren klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde renk değişimi tespit edildi ($\Delta E_{00} > 1.8$). Kola, şalgam suyu ve distile su gruplarında, sadece 3. ayda kola solüsyonunda renk değişimi algılanabilir sınırın üzerinde ($\Delta E_{00} > 0.8$) ancak klinik sınırın altında ($\Delta E_{00} < 1.8$) bulundu diğer zaman noktalarında, algılanabilir sınır değerinin altında bulundu ($\Delta E_{00} < 0.8$). Polisaj işlemi sonrası, tüm gruplarda ΔE_{00} değeri klinik sınırın altında kalırken ($\Delta E_{00} < 1.8$), yalnızca çay solüsyonunda algılanabilir sınırın üzerinde renk değişimi gözlemlendi ($\Delta E_{00} > 0.8$).

Barutçugil ve arkadaşları (8), çalışmalarında üç farklı rezin içerikli CAD/CAM örneklerini (Vita Enamic, Lava Ultimate ve Cerasmart) kahve, kırmızı şarap ve distile su olmak üzere üç farklı solüsyonda bekletmiştir. Renk ölçümleri 1. gün ve 30. günde gerçekleştirilmiş, renk değişimlerinin değerlendirilebilmesi için CIEDE2000 formülü kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre, 30 günlük bekleme süresinin sonunda kırmızı şarap ve kahvede bekletilen örnekler, klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde renk değişimi göstermiştir. Cerasmart, en yüksek renk değişim değerini kahve grubunda 30. günde göstermiştir. Ayrıca, tüm materyaller için 30 günlük bekletme süresinde elde edilen renk değişim değerleri, 1 günlük bekleme süresine kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek bildirilmiştir. Benzer şekilde, çalışmamızda da Cerasmart materyali, kahve solüsyonunda 30 günlük bekleme süresinin sonunda klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde renk değişimi gösterdi. Ayrıca tüm solüsyon gruplarında zaman ilerledikçe renk değişim değerlerinin anlamlı düzeyde arttığı gözlemlendi. Bu bulgu, literatürle uyumlu olup, restoratif materyallerin renk stabilitesinin maruz kalma süresiyle doğrudan ilişkili olduğunu göstermektedir (138, 139). Hibrit seramik yapıdaki materyallerin, içerdiği organik matriks fazı nedeniyle zamanla hidrofilik karakter gösterdiği ve bu durumun su ve pigment emilimini artırdığı

düşünülmektedir. Böylece, pigmentlerin yüzey altı bölgelerine penetre olmasının kolaylaştığı ve bu etkiyle renk değişiminin şiddetinin artabileceği düşünülmektedir.

Yıldırım ve Recen (140), tarafından gerçekleştirilen *in vitro* çalışmada, Cerasmart materyalinin renk stabilitesi değerlendirilmiş ve örneklerin bir hafta boyunca kahve solüsyonunda bekletilmesi sonucunda elde edilen renk değişim değerlerinin, klinik olarak kabul edilebilir sınırların üzerinde olduğu bildirilmiştir. Renklenme sonrası yapılan polisaj işlemiyle renk değişim değerleri anlamlı düzeyde azalmıştır. Bizim çalışmamızda da Cerasmart için kahve solüsyonunda 1 haftalık bekleme süresinin sonunda renk değişim değerleri klinik kabul edilebilir sınırın üzerinde bulunurken yapılan polisaj işlemi sonrası renklenmeler anlamlı düzeyde azalma gösterdi.

Aydın ve arkadaşları (141), çalışmalarında Cerasmart materyalini 1 ay boyunca kahve, kırmızı şarap, kola, enerji içeceği ve distile su solüsyonlarında bekletmişlerdir. Renk değişimlerinin değerlendirilebilmesi için CIEDE2000 formülü kullanılmıştır. Kahve solüsyonunda 1. ayda kabul edilebilir sınırın üzerinde renk değişimi görülürken, distile su ve kola solüsyonlarında anlamlı bir renk değişimi tespit edilmemiştir. Bizim çalışmamızda da 1. haftadan itibaren Cerasmart materyalinde kahve için kabul edilebilir sınırın üzerinde renk değişimi görülürken kola ve distile su solüsyonlarında klinik kabul edilebilir sınırın altında renk değişimi gözlemlendi. Distile su ve kola solüsyonları arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi. Bagheri ve arkadaşları (142), kahvede bulunan sarı renklendirici moleküllerin kolada bulunmamasından dolayı kolanın kahvenin neden olduğu renklenmeye kıyasla daha az renk değişimine yol açtığını belirtmişlerdir. Kahvede bulunan sarı renklendirici moleküllerin ise polimer matrikse absorpsiyonuyla renklenmeye neden olduğu düşünülmektedir (143).

Alharbi ve arkadaşları (144), Cerasmart örneklerinin 24 gün boyunca kahve ve çay solüsyonlarında bekletilmesi sonucunda, çayın kahveye oranla daha belirgin bir renk değişimine yol açtığını bildirmişlerdir. Köroğlu ve Geduk (145) ise, Cerasmart örneklerini 1 hafta boyunca çay, türk kahvesi, şalgam suyu ve distile su içerisinde bekleterek renk stabilitesini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre, çay en fazla renk değişimine neden olurken, bunu sırasıyla türk kahvesi, şalgam suyu ve distile su izlemiştir. Bizim çalışmamızın sonucunda da 1.haftadan itibaren çay solüsyonu en fazla renklendirici solüsyon olarak dikkat çekmektedir. Çay, tanen açısından zengin bir içecektir. Tanenler, pigmentlerin materyal yüzeyine daha güçlü bir şekilde tutunmasını sağlayarak leke

oluşumunu artırmaktadır (100). Öte yandan, kahve farklı polaritelere sahip sarı pigmentler içermektedir. Bu pigmentler, polimer yapılarla güçlü kimyasal bağlar oluşturarak rezin esaslı materyallerin organik matriksine absorbe olmakta ve renk değişimine neden olmaktadır (146). Rezin esaslı restoratif materyallerde yaygın olarak kullanılan Bisfenol-A diglisidil metakrilat (Bis-GMA), yüksek su emilim kapasitesine sahip olması nedeniyle renklenmeye daha yatkındır. Buna karşın, üretan dimetakrilat (UDMA), daha düşük hidrofilite ve yüksek viskoziteye sahiptir. Bununla birlikte düşük su emilimi ve çözünürlüğü sayesinde renk stabilitesini artırmaktadır. Bu nedenle, UDMA esaslı materyaller, Bis-GMA içerenlere kıyasla daha iyi renk stabilitesi göstermektedir (147). Bu çalışmada kullanılan Cerasmart, Bis-GMA içermeyen, UDMA esaslı bir rezin nanoseramiktir. Çaydaki tanenlerin Cerasmart yüzeyine adsorbe olması ve kahvede bulunan sarı pigmentlerin materyal matriksine kolay nüfuz edememesi, çayın kahveye kıyasla daha fazla renk değişimine neden olabileceğini düşündürmektedir.

Yerliyurt ve Sarıkaya (148), çalışmalarında polimer infiltre seramik (Vita Enamic) ve rezin nanoseramik (Lava Ultimate) olmak üzere iki farklı CAD/CAM materyallerini termal döngü yöntemiyle yaşlandırmış ve ardından 28 gün boyunca çeşitli içecek kombinasyonlarında (kahve, distile su, kahve-çay, kahve-kola, kahve-şalgam suyu, kahve-nar suyu, kahve-kırmızı şarap) bekletmişlerdir. Renk değişiklikleri CIEDE2000 formülüyle hesaplanmıştır. En yüksek renk değişimleri, 28. gün sonunda kahve-çay rezin nanoseramik grubunda bildirilmiştir. Çalışmada, içecek kombinasyonlarının renklenmeyi önemli ölçüde artırdığı bildirilmiştir. Çalışmamızda ise yapılan çalışmadan farklı olarak örnekler her solüsyonda ayrı ayrı olarak bekletildi ve termal yaşlandırma uygulanmadı. En fazla renk değişimi rezin nanoseramik-çay grubunda görüldü, şalgam suyunun ise çay ve kahveden daha az renklenmeye yol açtığı gözlemlendi. Çay ve kahve solüsyonları, polifenol yapılar içerdiğinden pigmentlerin materyal yüzeyine bağlanmasını kolaylaştırmaktadır (116). Öte yandan, şalgam suyu genellikle mor havuçtan elde edilen antosiyanin esaslı pigmentler içermektedir. Antosiyaninler, düşük pH değerine sahip sulu çözeltilerde yapısal kararlılıklarını koruyamazlar bu nedenle hibrit seramik veya cam-seramik materyal yüzeylerinde yeterli adsorpsiyon oluşturamazlar. Ayrıca şalgamın fermente yapısı nedeniyle pigment kararlılığı azalmış olabilir. Literatürde, antosiyaninlerin özellikle ışık, sıcaklık ve pH gibi çevresel faktörlere karşı hassas olduğu ve kolayca parçalanabildiği bildirilmiştir (149). Bu nedenle, şalgam suyunun, çay ve kahveye göre daha düşük düzeyde renk

değişimine yol açması, içeriğindeki pigmentlerin yapısı ve stabilitesine bağlı olarak açıklanabilir.

Seyidalıyeva ve arkadaşları (121), yaptıkları çalışmada rezin kompozit (Grandio Blocs), hibrit seramik (Vita Enamic) ve lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) olmak üzere 3 farklı restoratif materyali termal yaşlandırma sonrası kırmızı şarap, çay, köri, kola ve distile su olmak üzere beş farklı solüsyonda 28 gün bekletmişler ve ardından 10 saniyelik mekanik polisaj ardından lekeler tamamen giderilinceye kadar polisaj işlemi uygulamışlardır. Renk ölçümleri; termal döngü sonrası, 14. ve 28. gün sonrası, 10 saniyelik polisaj ve tam polisaj sonrası gerçekleştirilmiştir. Renk değişimlerinin değerlendirilmesinde CIEDE2000 formülü kullanılmıştır. Çalışmada, farklı solüsyonların renk değişimi üzerindeki etkisi en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla kırmızı şarap, çay, köri, kola ve distile su olarak belirlenmiştir. En yüksek renk değişimleri 28. günde meydana gelmiştir. En fazla renk değişimi rezin kompozit materyallerde meydana gelmiş bunu sırasıyla hibrit seramik ve lityum disilikat seramik materyaller izlemiştir. Polisaj işlemiyle rezin kompozit ve hibrit seramik materyallerde renk değişimi klinik kabul edilebilir sınırın ($\Delta E_{00} < 1,8$) altında bulunurken lityum disilikat seramik materyallerde ise renklenme neredeyse tamamen giderilmiştir ($\Delta E_{00} < 0,8$). Bizim çalışmamızın sonucunda da lityum disilikat seramik materyallerin renk stabilitesi hibrit seramik materyallere kıyasla daha iyi bulundu. Polisaj işlemi sonrası ise renklemeler önemli ölçümde azalma gösterdi. Renklenmenin daha çok izlendiği Cerasmart-çay, Cerasmart-kahve ve LiSi-çay grupları hariç bütün gruplarda, polisaj işlemi sonrası algılanabilir sınırın altında renk değişimi gözlemlendi ($\Delta E_{00} < 0,8$). Bu durumun, renklenmeye neden olan pigmentlerin büyük ölçüde materyal yüzeyinde birikmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Polisaj işlemiyle yüzey tabakasının uzaklaştırılması, bu pigmentlerin uzaklaştırılmasını sağlamış ve böylece renk değişiminin önemli ölçüde azalmasına neden olmuştur. Özellikle hibrit seramik materyallerde, polisaj sonrası renk değişimlerinin klinik olarak algılanabilir sınırın altına düşmesi ($\Delta E_{00} < 1,8$), bu yaklaşımı desteklemektedir. Lityum disilikat seramik materyallerde ise cam seramik yapısının düşük su absorpsiyonu ve pigment penetrasyonuna karşı daha dirençli olması nedeniyle, renklenmenin polisaj sonrası neredeyse tamamen ortadan kalktığı gözlemlendi ($\Delta E_{00} < 0,8$). Bu bulgular, polisaj işleminin yüzeydeki lekelenmeleri fiziksel olarak uzaklaştırarak restoratif materyallerin estetik görünümünü ve renk stabilitesini iyileştirdiği yönünde değerlendirilmektedir.

Ertürk (61), lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD) ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (Vita Suprinity) olmak üzere iki farklı CAD/CAM materyallerin renk stabilitesini değerlendirmiştir. Çalışmada, farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanmış örnekler çay ve kahve solüsyonlarında iki ay bekletilmiş, renk ölçümleri spektrofotometre ile başlangıçta ve belirlenen periyotlarda (1. hafta, 2. hafta, 1. ay, 2. ay) yapılmıştır. 2 aylık solüsyonlarda bekletmenin ardından renklenmiş örneklere polisaj işlemi uygulanarak yeniden renk ölçümü gerçekleştirilmiştir. Renk farklılıkları CIE $L^*a^*b^*$ formülü kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışmada, lityum disilikat seramik materyalin çay solüsyonunda kahveye kıyasla daha fazla renk değişimi gösterdiği ve solüsyonlara maruziyet süresi arttıkça renklenmenin arttığı tespit edilmiştir. Ayrıca, renklenme sonrası uygulanan polisaj işleminin renk değişimini önemli ölçüde azalttığı bildirilmiştir. Çalışmamızda da benzer şekilde, örneklerin solüsyonda bekleme süresi arttıkça renk değişimi miktarının arttığı, polisaj işlemi sonrası ise renklenmenin büyük ölçüde giderildiği tespit edildi. En fazla renklenme ise çay gruplarında gözlemlendi.

Acar ve arkadaşları (12), yaptıkları çalışmada lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD), rezin nanoseramik (Lava Ultimate), hibrit seramik (Vita Enamic) ve rezin kompozit (Filtek Supreme Plus) olmak üzere farklı kalınlıklarda 4 farklı materyali kahvede termal döngüye tabi tutmuşlardır. Renk değişimleri CIEDE2000 formülüne göre hesaplanmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre rezin kompozit en yüksek renk değişimi göstermiştir, bunu sırasıyla rezin nanoseramik, hibrit seramik ve lityum disilikat seramik materyal takip etmiştir.

Stamenkovic ve arkadaşları (119), çalışmalarında altı farklı CAD/CAM materyalinin renk stabilitesini incelemişlerdir: iki farklı rezin nanoseramik (Cerasmart ve Lava Ultimate), iki hibrit seramik (Vita Enamic ve Shofu Block), bir zirkonya destekli lityum silikat seramik (Vita Suprinity) ve bir lityum disilikat seramik (IPS e.max). Örneklerin yarısı laboratuvar polisaj prosedürü, diğer yarısı ise klinik polisaj prosedürüyle cilalanmıştır. Daha sonra örnekler üç gruba ayrılarak kahve ve şarap solüsyonlarında bekletilmiş ve yapay yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. Renk ölçümleri, 2,5 ve 5. günlerde gerçekleştirilmiş ve renk farklılıkları CIEDE 2000 formülü ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, laboratuvar ve klinik polisaj prosedürleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Lityum silikat ve lityum disilikat esaslı seramik materyaller, rezin esaslı CAD/CAM materyallerine kıyasla daha iyi renk stabilitesi göstermiştir. Ayrıca, solüsyonlara maruz kalma süresi arttıkça renk değişikliklerinin daha belirgin hale geldiği belirtilmiştir. Çalışmamızda da benzer sonuçlar

elde edildi. Lityum disilikat seramik materyalin renk stabilitesi, rezin nanoseraamik materyale kıyasla daha iyi bulundu. Bu bulgular, materyalin bileşiminin renk değişimi üzerindeki etkisini ortaya koymaktadır. Özellikle rezin esaslı CAD-CAM materyallerinin, diğer materyallere kıyasla daha yüksek yüzey enerjisine sahip olduğu ve bunun renk stabilitesini etkileyebileceği bildirilmektedir (150). İki materyal grubunun renk stabilitesi mikroyapıların farklı bileşimiyle ilişkilendirilebilir. Çalışmamızda kullanılan solüsyonlar polar özellik taşıdığından organik matriks taşıyan rezin nanoseraamik materyallere kolayca nüfuz edebilir (2). Seramik materyallerin ana bileşenleri kristal mineraller ve cam matriksi olup, bu durum materyallere yoğun bir mikro yapı kazandırmaktadır. Organik matriks içermezler ve düşük su emilimi sebebiyle renklenmelere karşı rezin nanoseraamik materyallere kıyasla daha dirençli olmaktadır. Bu nedenle, diş hekimlerinin, kullanılan materyalin bileşiminin renk stabilitesiyle doğrudan ilişkili olduğunu bilmeleri önemlidir.

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Bunlardan ilki, tüm örneklerin dikdörtgen formda, düz ve eşit kalınlıkta hazırlanmış olmasıdır. Klinik uygulamalarda restorasyonların kalınlığı ve yüzey morfolojisi, uygulama bölgesine bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Bu nedenle, laboratuvar ortamında oluşturulan düz yüzeyler, klinikte karşılaşılan restorasyonların kompleks yüzey morfolojisini tam olarak yansıtamamaktadır.

Diğer bir sınırlama ise, örneklerin deney süresince sürekli olarak solüsyonlarla temas halinde bırakılmasıdır. Günlük diş fırçalama, ağız florasındaki bakteriyel flora ve tükürüğün yapısı gibi faktörler çalışmada simüle edilememiştir. Bu sınırlamalar doğrultusunda, elde edilen verilerin klinik uygulamalarla desteklenmesine ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki farklı yapıda CAD/CAM restoratif materyallerinin incelendiği bu tez çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

1. Çalışmada kullanılan materyal tipi (lityum disilikat seramik ve rezin nanoseramik) renk değişimlerini etkiledi. Lityum disilikat seramik materyal, rezin nanoseramik materyale kıyasla daha iyi renk stabilitesi gösterdi.
2. Çalışmada kullanılan solüsyonlar renk değişimlerini etkiledi. Her iki materyal için de 3. ayda meydana gelen renklenme en fazla çay ve kahve gruplarında gözlemlendi, bunu sırasıyla, şalgam suyu, kola ve distile su grupları takip etti. Kahve-LiSi grubu hariç her iki materyalde de çay ve kahve solüsyonlarında 1. haftadan itibaren klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerinde renk değişimi tespit edildi ($\Delta E_{00} > 1.8$).
3. Test edilen örneklerin farklı renklendirici solüsyonlarda bekleme süresi arttıkça renklenme miktarlarında artış gözlemlendi.
4. Solüsyonlarda bekletme süresi sonunda yapılan polisaj işlemi, renklenmeleri büyük ölçüde giderdi. Polisaj işlemi sonrası Cerasmart-çay, Cerasmart-kahve ve LiSi-çay grubu hariç bütün gruplarda klinik olarak algılanabilir sınırın ($\Delta E_{00} < 0.8$) altında renk değişimi gözlemlendi.
5. Bu çalışma hem kullanılan restoratif materyalin tipi hem de maruz kaldığı solüsyonun içeriğinin, materyalin renk stabilitesi üzerinde anlamlı bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymaktadır. Özellikle lityum disilikat seramik materyalin, rezin nanoseramik materyale kıyasla renk değişimlerine karşı daha yüksek direnç gösterdiği belirlendi. Bununla birlikte, çay ve kahve gibi pigment açısından zengin içeceklerin, restoratif materyallerin renk stabilitesini olumsuz yönde etkilediği, özellikle uzun süreli maruziyet durumlarında bu etkinin daha da belirgin hale geldiği gözlemlendi. Bu bulgular, estetik restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyebilecek faktörler arasında, hastanın tüketim alışkanlıklarının da göz önünde bulundurulması gerektiğini göstermektedir.

Sonuç olarak, klinik uygulamalarda optimal estetik sonuçların sürdürülebilmesi amacıyla, materyal seçimi titizlikle yapılmalı; özellikle anterior bölgelerde estetik beklentisi yüksek olan hastalarda renk stabilitesi yüksek materyallere öncelik verilmelidir. Ayrıca hastalara,

yoğun pigment içeren içeceklerin aşırı tüketiminin restorasyonların estetik özellikleri üzerinde olumsuz etkiler yaratabileceği konusunda bilgilendirme yapılması önem arz etmektedir. Bununla birlikte, olası renklenmelerin meydana gelmesi durumunda, uygun polisaj protokollerinin uygulanmasıyla bu renk değişimlerinin büyük ölçüde geriye döndürülebileceği ve estetik görünümün yeniden kazanılabileceği de dikkate alınmalıdır.



KAYNAKLAR

1. Adawi HA, Al Moaleem MM, Al Ahmari NM, Shariff M, Qahhar MA, Muharraq SM, Alhazzani A (2021). Assessment of color stainability of computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials after hot and cold coffee immersion at different time intervals. *Medical Science Monitor*, 27, e9327451-13.
2. Silva ALF, Geng-Vivanco R, Tonani-Torrieri R, Pires-de-Souza FdCP (2021). Stain resistance and surface roughness of CAD/CAM processed hybrid ceramic. *Color Research and Application*, 46(4), 901–908.
3. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S (2014). Colour stainability of indirect CAD–CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *Journal of Dentistry*, 42(7), 831–838.
4. Fasbinder DJ (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 50–58.
5. Lawson NC, Burgess JO (2016). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 40–45.
6. Yamamoto K, Murata Y, Nagaoka K, Akiyama S, Hokii Y, Fusejima F (2022). Comparison of dimensional accuracy of lithium disilicate CAD/CAM ceramics. *Journal of Osseointegration*, 14(4), 205–208.
7. Fouda AM, Bourauel C, Samran A, Kassem AS, Alhotan A (2024). Effect of glazing and thermocycling on the fracture toughness and hardness of a new fully crystallized aluminosilicate CAD/CAM ceramic material. *BMC Oral Health*, 24(1), 620.
8. Barutçugil Ç, Bilgili D, Barutçigil K, Dündar A, Büyükkaplan UŞ, Yılmaz B (2019). Discoloration and translucency changes of CAD-CAM materials after exposure to beverages. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(3), 325–331.
9. Mahrous AI, Salama AA, Shabaan AA, Abdou A, Radwan MM (2023). Color stability of two different resin matrix ceramics: randomized clinical trial. *BMC Oral Health*, 23(1), 665.
10. Subaşı MG, Alp G, Johnston WM, Yılmaz B (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 71, 38–42.
11. Liebermann A, Vehling D, Eichberger M, Stawarczyk B (2019). Impact of storage media and temperature on color stability of tooth-colored CAD/CAM materials for final restorations. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 17(4), October, doi: 10.1177/2280800019836832.
12. Acar O, Yılmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71–75.

13. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Ersöz B (2022). Superficial effects of different finishing and polishing systems on the surface roughness and color change of resin-based CAD/CAM blocks. *Odovtos-International Journal of Dental Sciences*, 23(3), 87–97.
14. Borges A, Caneppele T, Luz M, Pucci C, Torres C (2014). Color stability of resin used for caries infiltration after exposure to different staining solutions. *Operative Dentistry*, 39(4), 433–440.
15. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, Alamri H, Iskandar M, Platt JA (2021). In vitro evaluation of translucency and color stability of CAD/CAM polymer-infiltrated ceramic materials after accelerated aging. *Journal of Prosthodontics*, 30(4), 318–328.
16. Giordano R, McLaren EA (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31(9), 682–700.
17. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 3(1), 13–18.
18. Shenoy A, Shenoy N (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 13(4), 195–203.
19. Kelly JR, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84–96.
20. Helvey G (2010). A history of dental ceramics. *Compendium*, 31(4), 310–311.
21. McLean JW (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61–66.
22. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A (2015). Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. *Am J Mater Eng Technol*, 3(1), 13–18.
23. Ho GW, Matinlinna JP (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*, 3(3), 109–115.
24. Vallittu P (2012). *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement*. Cambridge, Birleşik Krallık: Woodhead Publishing, 161–182.
25. Alla RK (2013). *Dental Materials Science*. New Delhi, Hindistan: Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited, 333–354.
26. Helvey GA (2014). Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compendium*, 35(1), 38–43.
27. CDT: Code on dental procedures and nomenclature – American Dental Association. Web: <http://www.ada.org/en/publications/cdt/> adresinden 17 Mart 2024'te alınmıştır.
28. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235.

29. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J (2012). CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(1), 34–46.
30. Duret F, Preston JD (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2), 150–154.
31. Miyazaki T, Hotta Y (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(1), 97–106.
32. Miyazaki T (2007). Dental CAD/CAM: Current Status and Future Perspective. *Abstracts of the General Sessions of the Japanese Society for Dental Materials and Devices 50th General Session of the Japanese Society for Dental Materials and Devices in conjunction with International Dental Materials Congress, 2007*. The Japanese Society for Dental Materials and Devices.
33. Moörmann WH (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137(1), 7–13.
34. Jain R, Takkar R, Jain G, Takkar R, Deora N, Jain R (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *Ann Prosthodont Restor Dent*, 2(2), 33–36.
35. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.
36. Alghazzawi TF (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84.
37. Santos Jr GC, Santos Jr M, Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O (2013). Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General Dentistry*, 61(1), 36–40.
38. Davidowitz G, Kotick PG (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559–570.
39. Schürmann MG, Olms C (2018). Shade stability of polymer-infiltrated and resin nano ceramics. *The Open Dentistry Journal*, 12(1), 791–800
40. Kang S-H, Chang J, Son H-H (2013). Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restorative Dentistry and Endodontics*, 38(3), 134–140.
41. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A (2018). Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 6(9), 1742–1755.
42. Lambert H, Durand J-C, Jacquot B, Fages M (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), 486–493.

43. Kökat AM, Kökat AD (2021). Monolithic CAD/CAM restorations—Esthetic Zone Applications. *Journal of Experimental and Clinical Medicine*, 38(3), 180–187.
44. Marchesi G, Camurri Piloni A, Nicolin V, Turco G, Di Lenarda R (2021). Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses. *Biology*, 10(11), 1170.
45. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM (2010). Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials*, 3(6), 3700–3713.
46. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, 141(2), 10–14.
47. Munoz A, Zhao Z, Paolone G, Louca C, Vichi A (2023). Flexural strength of CAD/CAM lithium-based silicate glass–ceramics: a narrative review. *Materials*, 16(12), 4398.
48. Phark JH, Duarte Jr S (2022). Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 92–103.
49. Ille C-E, Jivănescu A, Pop D, Stoica ET, Flueraș R, Talpoș-Niculescu I-C, et al. (2025). Exploring the properties and indications of chairside CAD/CAM materials in restorative dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 16(2), 46.
50. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261.
51. Green DJ (2018). Surface modification of zirconia-toughened ceramics. Boca Raton, ABD: CRC Press, 161–177.
52. Lugh V, Sergo V (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807–820.
53. Fasbinder DJ (2018). Material Matters: A Review of Chairside CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Cosmetic Dentistry*, 34(3), 64–74.
54. Duarte S, Sartori N, Phark J-H (2016). Ceramic-reinforced polymers: CAD/CAM hybrid restorative materials. *Current Oral Health Reports*, 3(3), 198–202.
55. Moura DMD, Veríssimo AH, Vila-Nova TEL, Calderon PS, Özcan M, Souza ROA (2022). Which surface treatment promotes higher bond strength for the repair of resin nanoceramics and polymer-infiltrated ceramics A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(2), 139–149.
56. Spitznagel FA, Scholz KJ, Strub JR, Vach K, Gierthmuehlen PC (2018). Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. *Clinical Oral Investigations*, 22(5), 1973–1983.
57. Jefferies SR (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379–397.

58. Fasbinder DJ, Neiva GF (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56–66.
59. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M (2017). Effect of finishing and polishing on the surface roughness and gloss of feldspathic ceramic for chairside CAD/CAM systems. *Operative Dentistry*, 42(2), 175–184.
60. Khan A, Hodson N, Altaie A (2024). Polishing systems for modern aesthetic dental materials: a narrative review. *British Dental Journal*, 237(8), 607–613.
61. Kanat-Ertürk B (2020). Color stability of CAD/CAM ceramics prepared with different surface finishing procedures. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 166–172.
62. Ghazaei S, Moslehifard E, Ghaffari T, Nasirpouri F (2024). Effect of surface glaze treatment and mechanical polishing on the color stability of two types of CAD/CAM ceramics. *Glass and Ceramics*, 80(9), 396–401.
63. Shamma M, Alla RK (2011). Color and shade matching in dentistry. *Trends Biomater Artif Organs*, 25(4), 172–175.
64. Abdulsamee N, Nagi P (2020). Contemporary understanding of colors in aesthetic dentistry: review. *EC Dental Science*, 19(2), 1–18.
65. Mualla SK (2016). Fluorescence and dentistry. *J Dent Med Sci*, 15(3), 65–75.
66. Cho M-S, Yu B, Lee Y-K (2009). Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials*, 25(6), 695–702.
67. Kim S-H, Lee Y-K, Lim B-S, Rhee S-H, Yang H-C (2007). Metameric effect between dental porcelain and porcelain repairing resin composite. *Dental Materials*, 23(3), 374–379.
68. Akbarinia A, Gegenfurtner KR (2018). Color metamerism and the structure of illuminant space. *JOSA A*, 35(4), 231–238.
69. Wee AG (2006). Description of color, color replication process and esthetics. In *Contemporary fixed prosthodontics* (Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J, Eds.), 4th ed., St Louis, ABD: Mosby, 710–712.
70. Sproull RC (1973). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 29(4), 416–424.
71. Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T (2014). Basics of color in dentistry: A review. *International Organization of Scientific Research Journal of Dental and Medical Sciences*, 13(9), 78–85.
72. Fondriest J (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467–480.

73. Volpato C, Philippi A, Petter C, Fredel M (2010). Ceramic materials and color in dentistry. *INTECH Open Access Publisher*, London, UK.
74. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38(2), 57–64.
75. Xu B, Zhang B, Kang Y, Wang Y, Li Q (2012). Applicability of CIELAB/CIEDE2000 formula in visual color assessments of metal ceramic restorations. *Journal of Dentistry*, 40(1), 3–9.
76. Seghi RR, Hewlett E, Kim J (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of Dental Research*, 68(12), 1760–1764.
77. Van der Burgt T, Ten Bosch J, Borsboom P, Kortsmit W (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(2), 155–162.
78. Knispel G (1991). Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence International*, 22(7), 525–531.
79. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD (2010). Dental color matching instruments and systems: Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38(2), 2–16.
80. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 577–582.
81. Khurana R, Tredwin C, Weisbloom M, Moles D (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, 203(12), 675–680.
82. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(1), 40–45.
83. Alghazali N, Burnside G, Smith P, Preston A, Jarad F (2011). Performance assessment of Vita Easy Shade spectrophotometer on colour measurement of aesthetic dental materials. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 19(4), 168–174.
84. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR (2013). Fatigue of dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 41(12), 1135–1147.
85. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 193–199.
86. Blaes J (2002). Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. *Journal of the Indiana Dental Association*, 81(4), 17–19.
87. Raigrodski AJ (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557–562.

88. Güleç C, Sarıkaya I (2022). The influence of aging on the fracture load of milled monolithic crowns. *BMC Oral Health*, 22(1), 516.
89. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R (2016). “Digitally oriented materials”: focus on lithium disilicate ceramics. *International Journal of Dentistry*, 2016(1), August, doi:9840594.
90. El Mekkawi WO (2020). Marginal accuracy of hybrid and different machinable ceramic crowns. *Egyptian Dental Journal*, 66(3), 1779–1786.
91. Yamamoto K, Hokii Y, Fusejima F (2022). CAD/CAM fabricated prosthetic accuracies of lithium disilicate glass ceramic block. *Dental Materials*, 38(1), 44–45.
92. Ceren N, Turp V, Emir F, Akgüngör G, Ayyıldız S, Şen D (2016). Nanoceramics and hybrid materials used in CAD/CAM systems. *Aydın Dental Journal*, 2(3), 55–61.
93. Coldea A, Swain M V, Thiel N (2014). Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 34(1), 124–133.
94. Davarpanah I (2018). Hybrid ceramics for chairside restorations. *Scottish Dental Magazine*, (July), 58–63.
95. Alaa S, Salah I, El Mahallawi O (2020). Behaviour of shear bond strength to different surface treatments of hybrid ceramic bonded with adhesive resin cement (an in vitro study). *Ain Shams Dental Journal*, 18(2), 95–102.
96. Koçak E F, Ekren O, Johnston W M, Uçar Y (2021). Analysis of color differences in stained contemporary esthetic dental materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(3), 438–445.
97. Sherif R M (2017). An in vitro study to evaluate the color stability of four different CAD/CAM ceramics. *Egyptian Dental Journal*, 63(3), 2721–2735.
98. El-Zayat N M, El-Safty S M, Korsel A M, Shakal M A-S (2022). Impact of two energetic drinks on color stability, surface roughness and microhardness of some ceramic and hybrid materials. *Tanta Dental Journal*, 19(1), 8–17.
99. Omara A A, Othman H I, Aldamaty M F, Metwally M F (2024). Effect of acidic environment on color and translucency of different indirect restorative materials. *BMC Oral Health*, 24(1), 472.
100. Quek S, Yap A, Rosa V, Tan K, Teoh K (2018). Effect of staining beverages on color and translucency of CAD/CAM composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(2), 9–17.
101. Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, Abbas MM, Badrawy W (2019). Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dental and Medical Problems*, 56(4), 349–356.

102. Kul E, Abdulrahim R, Bayındır F, Matori KA, Gül P (2021). Evaluation of the color stability of temporary materials produced with CAD/CAM. *Dental and Medical Problems*, 58(2), 187–191.
103. Niu E, Agustin M, Douglas RD (2014). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of cement color and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 42–50.
104. Kawai K, Urano M, Ebisu S (2000). Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(6), 664–667.
105. De Jager N, Feilzer A, Davidson C (2000). The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials*, 16(6), 381–388.
106. Jung M, Wehlen O, Klimek J (2004). Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Operative Dentistry*, 29(2), 131–141.
107. Lassila L, Uctasli MB, Wada K, Vallittu PK, Garoushi S (2024). Effect of different beverages and polishing techniques on colour stability of CAD/CAM composite restorative materials. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 11(1), 40591.
108. Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM (2006). Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 137–142.
109. Sarac D, Sarac YS, Kulunk S, Ural C, Kulunk T (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(1), 33–40.
110. Correr GM, Bruschi Alonso RC, Baratto-Filho F, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC, Puppini-Rontani RM (2012). In vitro long-term degradation of aesthetic restorative materials in food-simulating media. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(2), 101–108.
111. Alsilani RS, Sherif RM, Elkhodary NA (2022). 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. *International Journal of Applied Dental Science*, 8(1), 439–449.
112. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Oezcan M, Haemmerle CH (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental Materials Journal*, 31(3), 377–383.
113. Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S (2009). Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *European Journal of Dentistry*, 3(01), 50–56.
114. Chowdhury D, Mazumdar P, Desai P, Datta P (2020). Comparative evaluation of surface roughness and color stability of nanohybrid composite resin after periodic exposure to tea,

- coffee, and Coca-cola—An in vitro profilometric and image analysis study. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 23(4), 395–401.
115. Llena C, Fernández S, Forner L (2017). Color stability of nanohybrid resin-based composites, ormocers and compomers. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1071–1077.
 116. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S (2005). Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(2), 118–124.
 117. Schürmann M, Olms C (2018). Shade stability of polymer infiltrated and resin nano ceramic crowns after dynamic chewing simulation. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 26(4), 174–183.
 118. Dalforno RF, Auzani ML, Zucuni CP, Rodrigues CdS, May LG (2022). Color and translucency stability of CAD/CAM restorative materials. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 21, e224265.
 119. Stamenković DD, Tango RN, Todorović A, Karasan D, Sailer I, Paravina RD (2021). Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(5), 672–678.
 120. Elsaka S, Taibah S, Elnaghy A (2022). Effect of staining beverages and bleaching on optical properties of a CAD/CAM nanohybrid and nanoceramic restorative material. *BMC Oral Health*, 22(1), 96.
 121. Seyidaliyeva A, Rues S, Evagorou Z, Hassel AJ, Rammelsberg P, Zenthöfer A (2020). Color stability of polymer-infiltrated-ceramics compared with lithium disilicate ceramics and composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(1), 43–50.
 122. Fontes ST, Fernández MR, Moura CMd, Meireles SS (2009). Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *Journal of Applied Oral Science*, 17(5), 388–391.
 123. Kutkut N, Jordi M, Almalki A, Conejo J, Anadioti E, Blatz M (2024). Comparison of the accuracy and reliability of instrumental shade selection devices and visual shade selection: An in vitro study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(9), 477–484.
 124. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, 81(8), 578–582.
 125. Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 361–368.
 126. Kalantari MH, Ghoraishian SA, Mohaghegh M (2017). Evaluation of accuracy of shade selection using two spectrophotometer systems: Vita Easyshade and Degudent Shadepilot. *European Journal of Dentistry*, 11(2), 196–200.

127. Gruber S, Kamnoedboon P, Özcan M, Srinivasan M (2021). CAD/CAM complete denture resins: an in vitro evaluation of color stability. *Journal of Prosthodontics*, 30(5), 430–439.
128. Gürdal I, Atay A, Eichberger M, Cal E, Üsümez A, Stawarczyk B (2018). Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(4), 546–552.
129. Alp G, Subasi MG, Johnston WM, Yilmaz B (2018). Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 263–268.
130. Alencar-Silva FJ, Barreto JO, Negreiros WA, Silva PG, Pinto-Fiamengui LMS, Regis RR (2019). Effect of beverage solutions and toothbrushing on the surface roughness, microhardness, and color stainability of a vitreous CAD-CAM lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 711–716.
131. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(6), 417–422.
132. Sen N, Us YO (2018). Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 593–599.
133. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Luengo MCL, Vicente P, Galindo P, Casado AMM (2016). Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 65–70.
134. l'Eclairage CId (2004). CIE Technical Report: Colorimetry. *CIE Pub No. 15.3*. CIE Central Bureau, Vienna, Austria.
135. Paravina RD, Swift Jr EJ (2009). Color in dentistry: match me, match me not. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(2), 133–139.
136. ISO (2016). *ISO TR 28642: Dentistry - Guidance on Colour Measurement*. International Organization for Standardization, Geneva, 1-10.
137. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(1), 1–9.
138. Um CM, Ruyter IE (1991). Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence International*, 22(5), 377–386.
139. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C (2004). The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 135(5), 587–594.
140. Yıldırım B, Recen D (2021). Color stability and translucency of two CAD-CAM restorative materials subjected to mechanical polishing, staining, and prophylactic paste polishing procedures. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 42(1), 1–8.

141. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Kılıçarslan MA (2020). Investigating the color changes on resin-based CAD/CAM blocks. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 251–256.
142. Bagheri R, Burrow M, Tyas M (2005). Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of Dentistry*, 33(5), 389–398.
143. Rexhepi I, Santilli M, D’Addazio G, Tafuri G, Manciocchi E, Caputi S, Sinjari B (2023). Clinical applications and mechanical properties of CAD-CAM materials in restorative and prosthetic dentistry: A systematic review. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(8), 431.
144. Alharbi N, Alharbi A, Osman R (2021). Stain susceptibility of 3D-printed nanohybrid composite restorative material and the efficacy of different stain removal techniques: an in vitro study. *Materials*, 14(19), 5621.
145. Köroğlu EN, Geduk ŞE (2024). The Effect of Some Traditional Beverages on the Colour Stability of the Resin Nanoceramic Material. *Journal of International Dental Sciences (Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi)*, 10(3), 153–158.
146. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, Krejci I, Dietschi D, Feilzer AJ (2010). A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence International*, 41(8), 695–702.
147. Kang Y-A, Lee H-A, Chang J, Moon W, Chung SH, Lim B-S (2020). Color stability of dental reinforced CAD/CAM hybrid composite blocks compared to regular blocks. *Materials*, 13(21), 4722.
148. Yerliyurt K, Sarıkaya I (2022). Color stability of hybrid ceramics exposed to beverages in different combinations. *BMC Oral Health*, 22(1), 180.
149. Karaoglan HA, Keklik NM, Develi Isıklı N (2019). Degradation kinetics of anthocyanin and physicochemical changes in fermented turnip juice exposed to pulsed UV light. *Journal of Food Science and Technology*, 56(1), 30–39.
150. Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M (2018). Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clinical Oral Investigations*, 22(8), 2787–2797.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : DAĞDEVİREN, Umut
Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2020
Lise	Edirne Süleyman Demirel Fen Lisesi	2014

Yabancı Dil

İngilizce

İş Deneyimi

Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2021-devam ediyor	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Araştırma Görevlisi

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitaplarında Basılan Bildiriler

1. Altuğ Yıldırım A, Dağdeviren U and Üçtaşlı M.B (2022). *Rehabilitation of missing maxillary lateral incisor with fiber-reinforced composite bridge*. 26.Türk Diş Hekimleri Birliği Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi (pp.1-2). İstanbul, Turkey.
2. Dağdeviren U. and Üçtaşlı M. B (2022). *Bleaching of a Discolored Maxillary Anterior Tooth Using the Walking Bleaching Technique*. EDAD Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi (pp. 81–82). İstanbul, Turkey.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..