



**SERAMİK CAM/POLİMER YAPILI CAD/CAM MATERYALLERİN
RENGİNE KLİNİK FAKTÖRLERİN ETKİSİNİN İN-VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

Şebnem YILMAZ

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

ŞUBAT 2021



Canım Eşime ve

Canım Anneme,

Şebnem YILMAZ tarafından hazırlanan “Seramik Cam/Polimer Yapılı CAD/CAM Materyallerin Rengine Klinik Faktörlerin Etkisinin *In-Vitro* Olarak İncelenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Zeynep ŞAHİN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Lokman Hekim Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Yedek Üye: Prof. Dr. Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Yedek Üye: Dr. Öğr. Üyesi Ayşe Seda ATAOL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Medipol Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Tez Savunma Tarihi: 10.02.2021

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Prof. Dr. Kahraman GÜNGÖR
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kuralları'na 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.

Şebnem YILMAZ

10/02/2021

SERAMİK CAM/POLİMER YAPILI CAD/CAM MATERYALLERİN RENGİNE
KLİNİK FAKTÖRLERİN ETKİSİNİN *İN-VİTRO* OLARAK İNCELENMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Şebnem YILMAZ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Şubat 2021

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyallerin rengine klinik faktörlerin etkisinin *in-vitro* olarak incelenmesidir. Çalışmada nano hibrit ve polimer infiltre seramik ağ yapılı CAD/CAM bloklardan 3 farklı kalınlıkta (1 mm, 1,5 mm ve 2 mm) kare ($12 \times 12 \text{ mm}^2$) prizma şeklinde örnekler kesilmiştir (N=370). Materyal tipi, materyal kalınlığı, dayanak diş rengi ve siman rengi esas alınarak 36 alt grup oluşturulmuştur (n=10). Kalan 10 seramik/cam polimer yapılı örnek kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Örneklerin bir yüzeylerine sırasıyla 1200 ve 4000 gritlik SiC zımpara kağıdı ile polisaj yapılmıştır. Dayanak dişi temsilen B1 ve C3 rengine, disk şeklinde ($\varnothing=10 \text{ mm}$, $h=3 \text{ mm}$) 360 adet kompozit rezin örnek elde edilmiştir. Kompozit rezin diskler, seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM örneklerin 360 tanesinin üzerine 10 N kuvvet altında 100 μm kalınlıkta dual-polimerize self adeziv rezin simanın 3 farklı rengi (A2, White, Transludent) kullanılarak simante edilmiştir. Kontrol ve test gruplarında yer alan test materyallerin renk değişimi siyah zemin üzerinde spektrofotometre kullanılarak ölçülmüş ve CIE ΔE 2000 renk farkı formülüne göre hesaplanmıştır. Test örneklerin renk değişim (ΔE_{00}) sonuçları Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri ile değerlendirilmiştir ($p<0,05$). Her iki dayanak rengine de dental CAD/CAM restoratif materyalleri, siman rengi ve materyal kalınlığı açısından ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p<0,05$). Her iki dayanak rengine de polimer infiltre seramik ağ yapılı materyal ile hazırlanan restorasyon kombinasyonu, nano hibrit materyal ile hazırlananlara göre daha düşük ΔE_{00} değerleri sergilemiştir. Buna ilaveten her iki dayanak rengine de restoratif materyal-materyal kalınlığı-siman rengi üçlü etkileşiminin ΔE_{00} değerleri üzerinde anlamlı bir farka neden olduğu bulunmuştur ($p<0,05$). Farklı renkteki dayanak dişlerin restorasyonunda, materyal tipi, kalınlığı ve siman rengi gibi klinik faktörler CAD/CAM restorasyonların son rengini etkilemektedir. Dayanak diş rengi gözetmeksizin White siman ve 1 mm kalınlığa sahip materyallerin kullanımı, klinik olarak belirgin derecede renk değişimine neden olmakta ve restorasyonun arzu edilen son rengini olumsuz yönde etkilemektedir.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : renk değişimi, polimer yapılı CAD/CAM materyalleri, rezin siman
Sayfa Adedi : 112
Danışman : Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ

IN-VITRO INVESTIGATION OF THE EFFECT OF CLINICAL FACTORS ON THE
COLOR OF CERAMIC GLASS/POLYMER BASED CAD/CAM MATERIALS

(Thesis Residency)

Sebnem YILMAZ

GAZI UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

February 2021

ABSTRACT

The aim of this *in vitro* study is to investigate the effect of clinical factors on the color of ceramic/glass polymer based CAD/CAM materials. In the study, square ($12 \times 12 \text{ mm}^2$) prism shaped specimens of 3 different thicknesses (1 mm, 1,5 mm ve 2 mm) were cut from nano-hybrid and polymer infiltrated ceramic network CAD/CAM blocks (N=370). 36 subgroups were formed based on the material type, material thickness, abutment tooth shade and cement shade (n=10). The remaining 10 ceramic/glass polymer based specimens were used as the control group. One side of the specimens was polished with 1200 and 4000 grit SiC sandpaper, respectively. Representing the abutment tooth, 360 disc shaped ($\phi=10 \text{ mm}$, $h=3 \text{ mm}$) composite resin specimens were fabricated in B1 and C3 shades. Composite resin discs were cemented under 10 N force using 3 different shades (A2, White, Translucent) of dual-polymerized self-adhesive resin cement of $100 \mu\text{m}$ thickness on the 360 of ceramic/glass polymer based CAD/CAM specimens. The color change of the test materials in the control and test groups was measured on a black background using a spectrophotometer and calculated according to the CIE ΔE 2000 color difference formula. Color change (ΔE_{00}) results of test specimens were evaluated by Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests ($p<0.05$). A statistically significant difference was observed between ΔE_{00} values in terms of dental CAD/CAM restorative materials, cement shades and material thickness in both abutment shades ($p<0.05$). The restoration combination prepared with polymer infiltrated ceramic network material exhibited lower ΔE_{00} values than those prepared with nano-hybrid material in both abutment shades. In addition, the triple interaction was found amongst restorative material-material thickness-cement shade in both abutment shades caused a significant difference on ΔE_{00} values ($p < 0.05$). Clinical factors such as material type, thickness and cement color affect the final color of CAD/CAM restorations when different shades of abutment teeth are present. Regardless of the underlying abutment tooth shade, the use of White cement and materials with a thickness of 1 mm causes a clinically significant color change and this combination adversely affects the desired final color of the restoration.

Science Code : 1050

Key Words : color change, polymer based CAD/CAM materials, resin cement

Page Number : 112

Advisor : Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana yol gösteren, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, her durumda sabrını, yardımını ve desteğini esirgemeyen değerli hocam, danışmanım Prof. Dr. Ferhan EĞİLMEZ' e,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, her koşulda yardımına koşan sevgili asistan arkadaşlarım Nevin TAŞ ve Fidan HASANZADE'ye,

Tez süresi boyunca bana desteğini esirgemeyen sayın hocam Işıl ÇEKİÇ NAGAŞ'a,

Tez çalışmamın laboratuvar aşamasında göstermiş olduğu yardımlarından dolayı teknisyen Mustafa YEŞİL'e,

Bugünlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi olan, koşulsuz sevgi ve desteklerini hep hissettiğim canım annem Talehe BEKİROVA'ya,

Tez süreci boyunca desteğini esirgemeyen kayınvalidem Emine YILMAZ'a ve neşe kaynağım, mutluluğum olan canım kızım Efra Yağmur YILMAZ'a

Sonsuz teşekkür ederim....

Bu tez G.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 03/2020-04 proje numarası ile desteklenmiştir.

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 Seramiklerin Tanımı ve Tarihçesi	3
2.2. Dental Porselenin İçeriği ve Kimyasal Yapısı	5
2.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması:	7
2.3.1. Metal destekli seramikler.....	8
2.4. CAD/CAM Sistemleri	10
2.4.1. Dişhekimliğinde kullanılan bazı CAD/CAM sistemleri.....	12
2.4.2. CAD/CAM sisteminde kullanılan estetik materyaller.....	17
2.5. Kompozitler.....	23
2.5.1. Kompozitlerin özellikleri.....	25
2.5.2. Kompozitlerin sınıflandırılması.....	27
2.5.3. Direkt rezin kompozitler.....	28
2.5.4. İndirekt rezin kompozitler	28
2.6. Simanlar	30
2.6.1. Simanların sınıflandırılması:	30

	Sayfa
2.6.2. Rezin simanlar	31
2.7. Renk Kavramı	34
2.7.1. Renk terimleri	35
2.7.2. Renk sistemleri	36
2.7.2. Renk ölçümü.....	41
3. MATERYAL VE METOD.....	51
3.1. Kullanılan Materyaller	51
3.1.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri	51
3.1.2. Çalışmada kullanılan kompozit materyalleri.....	52
3.1.3. Çalışmada kullanılan siman materyalleri	53
3.2. Örneklerin Hazırlanması	54
3.3. İstatistiksel Değerlendirme.....	61
4. BULGULAR	63
4.1. B1 Dayanak.....	63
4.2. C3 Dayanak.....	68
5. TARTIŞMA	73
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	89
KAYNAKLAR	91
ÖZGEÇMİŞ	111

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi.....	40
Çizelge 2.2. NBS kriterleri.....	41
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklara ait ürün bilgileri.....	52
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan universal ışıkla sertleşen kompozit rezine ait ürün bilgileri.....	53
Çizelge 3.3. Çalışmada kullanılan kendinden adeziv rezin simana ait ürün bilgileri	54
Çizelge 4.1. CAD/CAM materyallerine ait ΔE_{00} değerleri	63
Çizelge 4.2. CAD/CAM materyal kalınlıklarına ait ΔE_{00} değerleri	63
Çizelge 4.3. Siman renklerine ait renk değişim değerlerine ait ΔE_{00} değerleri.....	64
Çizelge 4.4. Gruplar arası üçlü etkileşimlere göre renk değişim değerleri.....	66
Çizelge 4.5. CAD/CAM materyallerine ait ΔE_{00} değerleri	68
Çizelge 4.6. CAD/CAM materyal kalınlıklarına ait ΔE_{00} değerleri	68
Çizelge 4.7. Siman renklerine ait ΔE_{00} değerleri.....	69
Çizelge 4.8. Gruplarası üçlü etkileşimlere göre renk değişim değerleri.....	71

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Organik matrikste bulunan monomerler	24
Şekil 2.2. Munsell renk sistemi.....	37
Şekil 2.3. CIE XYZ renk sistemi ve tristimulus değerler eğrisi	38
Şekil 2.4. CIELab renk sistemi	40
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri, rezin simanları, kompozit rezinleri ve çalışma planını gösteren şema.....	59
Şekil 4.1. Kutulardaki yatay çizgiler medyan değerlerini, kutular, %50'lik dağılım genişliğinde yer alan verileri göstermektedir. İçi boş yuvarlakla gösterilen veriler aşırı değerlere aittir.	67
Şekil 4.2. Materyal tiplerine göre materyal kalınlıkları ve siman renkerine ait ΔE_{00} değerleri. Kutulardaki yatay çizgiler medyan değerlerini, kutular, %50'lik dağılım genişliğinde yer alan verileri göstermektedir.	72

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Kolorimetre renk ölçüm cihazı	44
Resim 2.2. Spektrofotometre renk ölçüm cihazı.....	45
Resim 2.3. Spektroradyometre renk ölçüm cihazı	46
Resim 2.4. Vita Klasik renk skalası	48
Resim 2.5. Ivoclar Chromascop renk skalası.....	48
Resim 2.6. Vita Toothguide 3D-Master renk skalası.....	49



SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
$(K_2OAl_2O_26SiO_2)$	Alüminyum silikat/ortoklas
$(Na_2OAl_2O_36SiO_2)$	Albit
$(SiO_4)^{-4}$	Silisyum tetrahedral
<	Küçüktür
>	Büyüktür
≤	Küçük eşittir
≥	Büyük eşittir
°C	Derece santigrat
μm	Mikrometre
Al_2O_3	Alüminyum oksit
$Al_2O_3SiO_22H_2O$	Kaolin
CaO	Kalsiyum oksit
$K(Al.SiO_2.O_6)$	Lösit kristali
K_2O	Potas
Li_2SiO_5	Lityum disilikat
Li_3PO_4	Lityum ortofosfat
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
Na_2O	Soda
nm	Nanometre
O^{-2}	Oksijen
Si^{+4}	Silisyum
Ti	Titanyum
TiO_2	Titanyum oksit
ZrO_2	Zirkonyum dioksit
ΔE	Renk değişikliği

Kısaltmalar**Açıklamalar**

Bis-GMA	Bisglisidil dimetakrilat
BisMEPP	2,2-Bis (4-metakriloksi polietoksifenil) propan
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CEREC	CEramicREConstruction
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
Cs	Cerasmart
DMA	Dimetakrilat
HF	Hidroflorik asit
LDS	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik
LED	Light Emitting Diode (Işık yayan diyot)
LS	Lösitle güçlendirilmiş cam seramik
LT	Düşük translusent
M.Ö.	Milattan önce
OCT	Optik Koherens tomografi
PEEK	Polietereterketon
PICN	Polimer infiltre seramik ağ yapısı
T	Translusent
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
VE	Vita Enamic
Y-TZP	İttriya ile stabilize tetragonal zirkonyum dioksit polikristalleri
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam sera

1.GİRİŞ

Diş kaybı, alveolar kemiğin yüksekliğinde ve genişliğinde bir azalmaya yol açarak çiğneme veriminin azalmasına neden olur. Bu olumsuzlukların üstesinden gelmek için hareketli ve sabit protez tedavisi uygulanmaktadır [1].

Hastaların doğal dişlere uyumlu estetik restorasyonlara olan talebine bağlı olarak metal desteksiz seramikler geliştirilmiştir. Estetik özellikleri, daha iyi dişeti cevabı oluşturmaları, inert olmaları, metal destekli restorasyonlara kıyasla daha az ısı ve elektrik iletken özelliğe sahip olmaları nedeniyle tam seramik restorasyonlar son yıllarda yaygın olarak kullanılmaktadır [2]. Ancak, seramikler yüksek bükülme dayanımı ve elastik modülüse sahip olmaları nedeniyle gelen yükü absorbe edememe ve daha kırılğan olma gibi dezavantajlara sahiptir [3]. Seramikle kıyasla kompozitler daha kolay uygulama ve tamir edilebilme gibi avantajlara, daha zayıf biyouyumluluk ve mekanik özelliklerin yanı sıra düşük renk stabilitesi gibi dezavantajlara sahiptir [4].

Kompozit ve seramiklerin dezavantajlarının üstesinden gelmek için son yıllarda “seramik/cam-polimer yapılı” CAD/CAM materyalleri üretilmiştir. Polimer infiltre seramik ağ yapılı (PICN) ve rezin nano seramik materyaller, “seramik/cam-polimer yapılı” CAD/CAM materyalleri arasında yer alan materyallerden bazılarıdır [5].

Bu materyaller geleneksel CAD/CAM bloklarından farklı olarak, daha iyi işlenebilirlik özelliği olan, son sinterizasyon aşaması gerektirmeyen, nihai formda freze edilen, böylelikle daha hızlı bir restorasyon üretim sürecine sahip ve boyutsal hassasiyetin artmış olduğu restorasyonlar yapılmasına imkan veren materyallerdir [6]. Standart hale getirilmiş yüksek sıcaklık ve basınç altında endüstriyel polimerizasyon uygulanması neticesinde materyalin mekanik özelliklerinin önemli ölçüde arttığı ileri sürülmektedir [3].

Seramik restorasyonların estetiği, seçilen materyal, anatomik form, yüzey dokusu, ışık geçirgenliği ve rengine bağlıdır [7]. Estetik restorasyonların optik davranışı, alttaki diş dokusunun rengi, seramik tabaka kalınlığı ve siman rengi kombinasyonu ile belirlenmektedir [8]. Koyu renkli bir dişe estetik restorasyon yapıldığında alt yapının rengi restorasyonun final renginin bozulmasına neden olabilir [9]. Aynı zamanda, estetik polimer yapılı CAD/CAM materyalleri translusenttir ve alttaki diş renginden etkilenebilir. Estetik

restorasyonlarda altyapı rengi, restorasyon tipi, seçilen siman rengi, restorasyon kalınlığı gibi klinik faktörlerin seramik restorasyonların renk varyasyonu üzerine etkileri *in-vitro* çalışmalarda incelenmiştir [9-14].

Bu çalışmanın amacı, seramik/cam-polimer yapılı CAD/CAM materyallerin rengine klinik faktörlerin etkisinin *in-vitro* olarak incelenmesidir. Bu amaçla çalışmamızda, restorasyonların son renginin A2 ve 2M2 olması gerektiği senaryosu planlanmış ve restoratif materyal olarak 2M2-T rengine bir adet polimer infiltre seramik materyali (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve A2-LT rengine bir adet rezin nano seramik (GC Cerasmart, Gc Dental Products, Leuven, Belçika) seçilmiştir. Farklı kalınlıklarda (2 mm, 1,5 mm ve 1 mm) hazırlanan seramik/cam-polimer yapılı CAD/CAM materyaller, farklı renklerde (A2, White ve Transludent) dual polimerize olan self adeziv rezin siman (Panavia SA Cement Automix, Kuraray Dental, Okayama, Japonya) kullanılarak, dayanak dişi taklit etmek amacıyla seçilen bir açık renk (B1) bir de koyu renkli (C3) mikrohibrit kompozit rezin (G-aenial ® anterior, GC Dental Products, Tokyo, Japonya) dayanaklara yapıştırılmıştır. Çalışmamızda renk ölçümleri spektrofotometre ile siyah zemin üzerinde yapılmıştır. İlk önce, kontrol grubu olarak herhangi bir dayanağa yapıştırılmamış 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklardaki A2 ve 2M2 örneklerin ölçümü yapılmıştır. Daha sonra dayanaklara simante edilen örneklerin renkleri ölçülerek renk değişimi CIEΔE 2000 renk ölçüm sistemi ile hesaplanarak kaydedilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tanımı ve Tarihçesi

Seramik, kökenini Yunanca “keramos” sözcüğünden alan, ilk organik cam fazlı kristalin yapısındaki materyaldir [15]. M.Ö. 23.000 yıllara ait kil esaslı seramik objelerin Çekoslovakya’da bulunması ilk insanların kil, kum, cam malzemelerini kullandıklarını göstermektedir [15]. İlk kez M.Ö. 1000 yıllarında Çin’de gelişmiş porselen kullanılmaya başlamıştır [16]. 17.yy başlarında Avrupalılar seramik formülünü bulmuş ve seramik üzerine çalışmalar başlamıştır [16].

Diş hekimliğinde kullanılan porselen, birbirleri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği dental seramik olarak da tanımlanır [15]. Porselen, ortaçağ İtalyancasında, istiridye kabuğunun iç yüzeyindeki sedefin beyaz, parlak kıvrımlarını ifade eden “porcella” kelimesinden köken almıştır [17].

İlk kez 1728 yılında Pierre Fauchard yazdığı “Le Chirurgien Dentiste, ou Traité des Dents” isimli kitabında porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini bildirmiş ve porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmüştür [18, 19].

Diş hekimliğinde ilk porselen yapay dişler 1774 yılında Fransız diş hekimi olan Alexis Duchateau ve Fransız eczacı Nicolas DuBois de Chémant tarafından kullanılmıştır [20]. Amerika’da ise 1817 yılında Paris’te eğitim görmüş Peale ve 1830 yıllarında Stockton sayesinde porselen dişler kullanılmaya başlanmıştır [16]. Kişisel olarak ilk üretilen seramik restorasyonların tarih kayıtları Murphy tarafından 1837 yılında yapılmış olan çalışmaya dayanmaktadır [21].

Kişisel olarak gözenekli yapıda ve kırılkan olan ilk “terrometallik” porselen dişler 1808’te İtalyan kökenli diş hekimi Giuseppangelo Fonzi tarafından üretilmiştir [15]. Ancak bu porselen dişler hem kırılkan, hem de fazla opak yapıya sahip olmuştur [22]. 1838 yılında Elias Widman’ın ilk kez vakumlu fırınlamayı kullanması sayesinde porselenin renk ve traslüsant özellikleri geliştirilmiştir [20]. İlk kez 1886’da Dr. Charles Land platin yaprak üstüne feldspatik porselen işlenmesi ile sabit protezlerde porselen kullanımının öncüsü olmuş ve 1889 yılında inley ve kronları geliştirmesiyle jaket kuron patentini almıştır [23].

19. yy ortalarına doğru porselen popüleritesini kaybetmiştir. 1950 yılında porselen yapısına lōsit eklenmesiyle genleşme katsayısı arttırılmıştır [24]. Vines ve diğērleri [25] tarafından, 1958’de vakumlu fırınlama için daha ince porselen tozlarının geliştirilmesi, tam seramik kronların estetik ve özellikle translusensi özelliğinde ilk büyük gelişme olarak görölmektedir.

1960'lı yılların başlarında Weinstein ve diğerleri porselen yapısına %11-%15 oranında potasyum oksit (K_2O) ilave ederek metal porseleni geliştirmiş, porselenin genleşme katsayısını ve metal alt yapıya bağlanma kuvvetini arttırmışlardır [26]. 1960'ların ortalarında McLean ve Hughes, çatlak yayılmasını önlemek için %40-%50 oranında alümina ile güçlendirilmiş bir cam-seramik geliştirmiştir. Böylece, jaket kron ve faset yapımlarında kolaylıklar olmuştur [27].

Artmış dayanıklılık ve estetiği bir arada sunan tam porselen sistemlerinin üretimi için 1980'li yıllardan sonra farklı teknikler kullanılmaya başlamıştır [28, 29].

1983'te Coors Biomedical (Golden, CO), 160 °C de transfer kalıplama için yeterli plastisite kazandırmak amacıyla ağırlıkça %60 Al₂O₃, %9 MgO, %13 baryum alüminosilikat cam ve yeterli silikon (ağırlıkça %12) ve kaolin kili (ağırlıkça %4) içeren seramik bir çekirdeğe sahip Cerestore tam seramik restorasyonları geliştirmiştir [30].

Aynı döneme benzer bir ürün olan, çekirdek malzemesi Cerestore çekirdeği ile aynı miktarda alümina içeren Hi-Ceram restorasyon sistemi (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) geliştirilmiş ancak bu sistem de posterior restorasyon gereksinimlerini karşılayamamıştır [31].

Hi-Ceram sisteminin yerini 1990 yılında In-Ceram sistemi (Vita Zahnfabrik) almıştır. Bir cam matrikse %60 alümina parçacıklarının eklendiği Hi-Ceram sisteminin aksine In-Ceram sistemi, bir alümina iskelesine camın (yüksek sıcaklıkta sızma yoluyla) eklenmesiyle üretilmiştir [32].

1993 yılında, Procera sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç), tamamen yoğun çekirdek materyalin hacimce % 99.9 alümina içerdiği ve 675 MPa eğilme mukavemeti sergilediği yeni bir tam seramik restorasyon konseptini sunmuştur [33]. Birkaç yıl sonra, daha güçlü

olan itriya ile kısmi stabilize tetragonal zirkonyum dioksit polikristalleri (Y-TZP) seramik, 1200 MPa üzerinde eğilme mukavemetine sahip bir çekirdek materyal olarak diş hekimliğine tanıtılmıştır [31].

2010'lu yıllarda seramik/cam-polimer yapılı CAD/CAM materyalleri piyasaya sunulmuştur [31].

2.2. Dental Porselenin İçeriği ve Kimyasal Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan seramik, sinterizasyon ile oluşturulan cam türevi, porselen ise içinde lösit kristalleri bulunan camsı bir matriksten oluşmuş, ancak tamamen camsı faza geçmemiş seramik türüdür [34].

Dental seramiğin yapısı kovalent ve iyonik bağlarla birbirine bağlanan silisyum (Si^{+4}) ve dört oksijen (O^{2-}) atomunun oluşturduğu silisyum tetrahedralden $(\text{SiO}_4)^{-4}$ oluşmaktadır [35].

Doğal dişlerin optik özelliklerini en iyi taklit eden dental seramikler, esas olarak feldspar-kuartz-kaolin gibi porselen bileşimlerinden oluşan ağırlıklı olarak camsı materyallerdir [31, 36].

Estetikte iyileşmeler, dental restorasyonların içeriğinde kuvars ve kilin en aza indirilmesi veya ortadan kaldırılması ile başarılmış gibi görünmektedir [36].

Feldspar:

Potasyum alüminyum silikat/ortoklas ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$) ve albit'in ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$) karışımından oluşan feldspar dental porselenin %70-%80'ini oluşturmaktadır [17].

Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda bulunur. Porselene doğal bir translusenslik vermekle birlikte, fırınlama sırasında kaolin ve kuartz matris olarak yardımcı olur [17, 29].

Doğal haldeyken hiçbir zaman saf olmayan feldspar 1250-1500 °C civarında eriyerek serbest kristalin fazında cama dönüşür ve kuartz ve kaoline yapı olarak yardımcı olur [37].

Feldsparın soda formu erime sıcaklığını düşürmekte, potas formu ise erimiş camın viskozitesini artırmaktadır. Bu sayede fırınlama sırasında oluşan toplanma ve akma azalmaktadır. Bu özellik sayesinde kroma doğal görünüş sağlanmış olur [17].

Kuartz:

Silika (SiO_2) yapısında olup, dental seramiğin içeriğinde %10-%30 oranında bulunmakta ve doldurucu görevi yapmaktadır. Erime ısısı 1700°C olan kuartz pişirme sonucunda meydana gelebilecek büzölmeleri önler, dayanıklılığı artırır [29, 34]. Yüksek erime ısısına sahip olması sonucunda seramik restorasyonun şeklini korumasına yardım eder. Materyale şeffaf görünüm verir [17].

Kaolin:

İçeriği dehidrate olmuş alüminyum silikattan ($\text{Al}_2\text{O}_3\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$) oluşan, çin kili olarak da adlandırılan kaolin, dental porselende %0-3 oranında bulunmaktadır. 1800°C erime ısısına sahip olan kaolin, opak yapıdadır. Adeziv özelliğinden dolayı kuartz ve feldsparı bir arada tutarak porselenin modelajına yardımcı olur [17, 29, 34].

Akışkanlar ve cam modifiye ediciler:

Cam modifiye edici ve akışkanlar olarak potasyum, sodyum, kalsiyum oksitler rol oynamaktadır. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksitler ise modifiye ediciler olarak görev almaktadır. Akışkanlar ise silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısısını düşürürler [34, 38]

Renk pigmentleri:

Titanyum, uranyum, nikel, kobalt, krom demir, altın gibi metal oksitlerin öğütölmesiyle elde edilen pigmentlerle renklendirme sağlanmaktadır [39].

Dental porselenin içeriğinde aynı zamanda dentin renklerinde yüksek opasiteye gerek duyulduğundan dolayı, seryum oksit, titanyum oksit, zirkonyum oksit gibi *opaklaştırıcı ajanlar* da bulunmaktadır [40].

2.3. Dental Porselenlerin Sınıflandırılması:

Fırınlanma ısılarına göre:

1. Yüksek ısı seramikleri: (1290 °C - 1370 °C) Yapay porselen dişlerin, inley, onley ve jaket kron yapımında kullanılır.
2. Orta ısı seramikleri: (1090 °C - 1260 °C) İnley, onley, jaket kron ve köprü protezlerinin yapımında kullanılmaktadır.
3. Düşük ısı seramikleri: (870 °C - 1065 °C) Metal-porselen ve jaket kronlarda kullanılan porselenler ile glazur ve makyaj tozlarının tümü bu gruba girmektedir.
4. Çok düşük ısı seramikleri: (870 °C'nin altında) Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları ile birlikte ve hassas bağlantılı kronlarda kullanılmaktadır [41].

Şekillendirme türlerine göre:

1. Fırınlanan Porselenler,
2. Dökülebilir Porselenler [18].

Uygulama alanlarına göre:

1. Metal destekli restorasyonlar ve tam seramik kronlar,
2. İnleyler, onleyler, veneerler ve sabit parsiyel restorasyonlar,
3. İmplant dayanağı olarak,
4. Tam protez dişlerinin yapımında ve ortodontik braket olarak da uygulama alanları mevcuttur [37].

İçeriklerine göre:

1. Metal destekli seramikler,
2. Metal desteksiz seramikler [41].

Üretim tekniklerine göre:

1. Metal destekli seramikler:

I. Döküm metal üzerine hazırlananlar: lösit, lösit-florapatit

II.Sinterlenmiş metal üzerine hazırlananlar: lösit [26].

2.Tam seramikler:

I. Cam matriks seramikler;

-Feldspatik cam seramikler

-Sentetik cam seramikler (lösitle güçlendirilmiş cam seramik, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik, zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik)

-Cam infiltre seramikler (alumina, alumina ve magnezya, alumina ve zirkonya)

II. Polikristalin seramikler

-Alümina

-Stabilize zirkonya

-Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina

-Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

III. Seramik/cam polimer yapılı seramikler

-Polimer infiltre ağ yapılı seramikler

-Rezin nanoseramikler

-Kompozit yapılı seramikler

IV. Yüksek yoğunluklu polimer yapılı seramikler [42, 43].

2.3.1. Metal destekli seramikler

Metal seramik restorasyonlar, porselen gibi kırılğan bir materyalin doğal estetiğini metal dökümün dayanıklılığı ve marjinal uyumuyla birleştirir [44]. Porselenin metale yapıştırılması, porseleni metal bir altyapı ile destekler, porselen-metal arayüzündeki seramik yüzey kusurlarını azaltarak porselenin gücünü artırır [45].

Metal altyapı ön ısı uygulamasıyla oksitlendikten sonra titanyum dioksit, zirkonyum oksit, kalay oksit gibi oksitler içeren opak seramik uygulanır. Böylece metal rengi maskelenmiş olur. Bunun üzerine dentin, mine, glaze seramikleri uygulanır [17].

Porselenin metal ile desteklenmesi makaslama ve çekme streslerine karşı materyali dayanıklı hale getirmektedir [46].

Metal seramik restorasyonların klinik başarısı, alaşımın dökülebilirliğine, seramik ile metalin birleşmesine, seramik-metal uyumluluğuna, materyallerin fiziksel özelliklerine, protezin tasarımına, ağız içinde preparasyonun uygunluğuna ve estetik karakterlere dayanmaktadır [17].

Metal altyapının ışık geçirgenliğini engellemesi, korozyon özelliği, restorasyonda ilave bir kalınlık oluşturmaması, ayrıca labiogingival marjın bölgesinde estetik problemlere yol açması gibi dezavantajları nedeniyle metal desteksiz seramik restorasyonlar üretilmeye başlanmıştır [39].

2.3.2. Tam seramikler

Endikasyonları:

- Abrazyon, atrizyon, erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
- Travma, çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
- Şekil bozukluğu olan dişlerde,
- Yerleşim bozukluğu olan dişlerde,
- Diastema vakalarında,
- Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
- Kole defektlerinde,
- Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
- Çene-yüz protezlerinde,
- Metallere karşı lokal doku hassasiyeti, allerjisi olan kişilerde kullanılmaktadır [29, 34].

Kontrendikasyonları:

- Derin kapanış gibi okluzyon bozukluklarında,
- Kısa kron boyuna sahip dişlerde,
- Bruksizm gibi kötü alışkanlığı olan bireylerde,
- Travmatik sporla uğraşanlarda,
- Ağız hijyeni kötü olan hastalarda kullanımı kısıtlanmıştır [34].

Avantajları:

- Biyolojik uyumlulukları, ağız içinde kimyasal reaksiyona girme potansiyeli yüksek olan metallerle oranla daha üstündür,
- Homojen yapıdadırlar,
- Renkte derinlik sağlarlar ve ışığı yansıtma özelliklerine sahip oldukları için doğal diş yapısına daha yakın görünümündedirler,
- Doğal diş dokusuna yakın ısısal genleşme katsayısına ve ısı iletkenliğine sahiptirler,
- Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıdırlar,
- Dişeti uyumu iyidir,
- Kimyasal maddelere karşı dirençlidir,
- Laminatete kronlarda diş dokusundan çok az kaldırılarak estetik sonuç alınabilir [29, 34].

Dezavantajları:

- Gerilme kuvvetlerine karşı dirençsizdir,
- Kırılma dayanıklılıkları düşüktür,
- Ekonomik değildir,
- Posterior bölgelerde uzun köprü yapımı zordur,
- Çalışmaları özen ve titizlik gerektirmektedir [34].

2.4. CAD/CAM Sistemleri

Diş hekimliği teknolojisindeki “CAD/CAM” (computer-aided design and computer-aided manufacturing) terimi, kronlar, inleyler ve onleyler, sabit köprüler, implantlar, protezler ve ortodontik apareyler dahil olmak üzere dental restorasyonların tasarımını ve oluşturulmasını

geliştirmek için kullanılan “bilgisayar destekli tasarım” ve “bilgisayar destekli üretim” için kullanılan bir kısaltma olarak bilinmektedir [47].

İlk kez 1970’li yıllarda Duret ve Preston, ağız içinden alınan optik ölçüyle fonksiyonel şekilli kronlar üreterek CAD/CAM sistemini kullanmışlardır [48].

1980’li yıllarda Mörmann ve Brandestini tarafından CEREC sistemi geliştirilmiş ve ağız içi taramayla seramik bloktan inley restorasyon yapılmıştır [49, 50].

1980’li yılların sonlarına doğru Anderson titanyum kopinglerin spark erozyon ile üretilmesi ve CAD/CAM teknolojisinin de restorasyonların hazırlanmasına dahil edilmesi girişiminde bulunarak Procera sistemini geliştirmiştir [51, 52]. 1990-1991 yıllarında Fransa’da Duret sistemi geliştirilmiş ve Sopha Bioconcept olarak piyasaya sunulmuştur [53].

Temel olarak CAD/CAM sistemleri ile üretim, 3 aşama içermektedir. Birincisi, preparasyonun intraoral ve ekstraoral olarak taranmasıdır. İkincisi, CAD olarak tanımlanan aşama olan estetik restorasyonların bilgisayarda planlanma ve tasarımıdır. Üçüncüsü ise CAM aşaması ile estetik restorasyonun üretimidir [54].

CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılmaktadır:

1. Direkt klinikte kullanılan sistemler: Ağız içi taranır ve restorasyon klinikte hazırlanır (CEREC, E4D Dentist),
2. Laboratuvarda kullanılan sistemler: Alçı model veya ölçüden tarama yapılarak altyapı üretilir ve teknisyen altyapı üzerine porselen ekler (CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest),
3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemi: Model laboratuvarda taranarak veriler internet üzerinden ana üretim merkezine gönderilir. Burda altyapı üretilerek porselen eklenmesi için laboratuvara gönderilir (Procera ve Lava) [53].

Avantajları:

- Daha kısa klinik uygulama süresi,
- Çapraz enfeksiyon ve kontaminasyon riskinin azalmış olması,
- Hata potansiyelinin azalmış olması,
- Geleneksel ölçü alımı, geçici kron yapımı gibi uygulamaların ortadan kalkması [55].

Dezavantajları:

- Üretim maliyetinin yüksek olması,
- Derin subgingival marjinlerin bilgisayar ortamına aktarılmasında sorun oluşması,
- İyi bir dişeti retraksiyonun zorunlu hale gelmesi,
- Monokromatik bloklarda her zaman estetiğin elde edilmesinin mümkün olmaması [55, 56].

2.4.1. Dişhekimliğinde kullanılan bazı CAD/CAM sistemleri

Restoratif diş hekimliğinde ilk dijital intraoral tarayıcı 1980'lerde İsviçreli bir diş hekimi olan Dr. Werner Mörmann tarafından tanıtılmıştır [57].

Procera

İlk olarak titanyum altyapılar üretmek için geliştirilmiştir [58]. Daha sonra titanyum altyapının dökümünün zor olması nedeniyle 1994 yılında Nobel Biocare tarafından titanyumun yerini %99,5 alüminyum oksitin aldığı Procera AllCeram sistemi geliştirilmiştir [54].

Aynı zamanda Procera sistemi sayesinde, zirkonyum oksit altyapılı restorasyonlar (Procera AllZirkon), titanyum altyapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), titanyum veya alüminyum oksit abutmentlar, implant üstü tam seramik kronlar ve implant üstü titanyum köprü altyapılarının üretimi mümkündür [58]. Procera restorasyonları mükemmel klinik ömür ve dayanıklılığa sahiptir [59].

Procera alümina için eğilme mukavemeti 687 MPa ve zirkonya için 1200 MPa'dır. Procera için tavsiye edilen marjinal bitim çizgisi, 0,4 mm ila 0,6 mm olan derin chamfer bitim çizgisidir [53].

Lava

2002 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sunulan bu sistemde Y-TZP kullanılmaktadır [60]. Kendisine ait bir kazıma ünitesi olan bu sistem saniyede yirmi adet üçlü görüntü alır [61]. Ölçü sırasında titanyum oksit sprey kullanılır. Marjinal bölgenin taranması başarılıdır [62]. Tarama işleminden sonra Lava Form ile aşındırılan ZrO_2 bloklardan hazırlanan alt yapılar, sinterlenme büzülmesini kompanse edebilmek için olması gereken restorasyon formundan %20-25 olarak büyük tasarlanır. Sinterlenen altyapılar, zirkonyanın ısısal genleşme katsayısı ile uyumlu olan Lava Ceram materyali ile bitirilir [58]. Optik ve mekanik özelliklerinden dolayı hem anterior hem de posteriorda kullanılabilir [54].

Cercon

2002 yılında sunulmuştur [63]. İlk olarak CAM sistemi olarak çalışan sistem, 3 boyutlu optik tarayıcı (Cercon eye) ve Cercon Art CAD tasarım yazılımı eklendikten sonra CAD/CAM sistemi meydana gelmiştir [54].

Kullanılan Y-TZP kaba ve hassas aşındırma işlemine tabi tutularak gerektiğinden %30 olarak büyük tasarlanır [63]. Bu sistem ile tek üyeden 9 üyeye kadar yarı sinterlenmiş bloklar frezelenabilir [54].

Celay

1992 yılında piyasaya sürülen Celay sistemi ilk kez Zürih Üniversitesinde doktora tezi olarak ortaya atılan ve kopya/freze tekniğine dayanan bir sistemdir. Celay diğer sistemlere göre oldukça basit bir çalışma prensibine sahip bitişik iki bölümden oluşan bir sistemdir. Cihazın sol bölümü kopyalama odası, sağ bölümü ise freze odası adını almaktadır. Cihazın orta kısmında tarayıcı uçların hareketini frezlere aktaran sistem bulunmaktadır [58].

Celay tekniği ile tam anatomik form ve detaylı oklüzal yüzey karakteristiği elde edilmektedir. Şekillendirme işleminde, ön sinterleme yapılmış alüminyum oksit bloklar kullanılmaktadır. Bu sistem ile üretilen In-Ceram restorasyonlar geleneksel restorasyonlara kıyasla %10 daha fazla bükülme direncine sahiptir [64].

Cerec

Klinikte ilk kullanılan CAD/CAM sistemi olan Cerec sistemi ilk kez 1985'te 3 ekseninde aşındırma yapan Cerec 1 sistemi (Brains, Zürih, İsviçre) olarak üretilmiştir. Daha sonra, 1994 yılında 8 ekseninde aşındırma yapabilen Cerec 2 sistemi (Siemens, Bensheim, Almanya) ve 2000 yılında Cerec 2 sisteminin geliştirilmiş hali olan Cerec 3 sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) üretilmiştir. Cerec 1 sistemi ile inley ve onley restorasyonları yapılabilir [65]. 2009'da piyasaya sürülen BlueCam tarafından desteklenen Cerec AC sisteminin en büyük avantajı, tek seansta restorasyonun tamamlanıp ağız içine simante edilmesidir [57].

Cerec AC sistemi sayesinde alınan bilgi bilgisayara aktararak restorasyon tasarlanır. Bilgisayar üzerinde hekim istediği değişiklikleri yapar. Tasarım bittikten sonra sistem tarafından seramik blok freze edilerek restorasyon hazırlanır [54].

Bu sistem inleyler, onleyler, kronlar, laminate veneerler ve hatta köprüler üretebilir [57].

CEREC sisteminin daha önceki versiyonları kızılötesi lazer ışık kaynağı bulunan bir kamera içermektedir. Son versiyonda bulunan mavi ışık yayan diyot (LED) ile daha kısa dalga boyu ve yoğun mavi ışıkla daha doğru görüntüler elde edilmesini sağlamaktadır. Görüntüler periferde dahi distorsyonsuz bir şekilde elde edilmekte, bu sayede çoklu görüntüler doğru bir şekilde üst üste bindirilebilmektedir [57].

CEREC AC Bluecam, görüntülerin yalnızca kamera hareketsiz olduğunda alınmasına izin veren otomatik bir algılama sistemine sahiptir. Önceki versiyonlarda her açıdan elde edilen görüntüler bir araya getirilirken günümüzde tam arkların taranması mümkün hale gelmiştir. Tarama aşamasının sonunda, monitörde preparasyon farklı perspektiflerde görüntülenmekte ve preparasyon alanlarına odaklanılabilmekte veya bu alanlar büyütülebilmektedir. Protezin tasarım aşamasında, interproksimal temas derecesini belirlemek için renk kodlu araçlar kullanılabilir [57].

CEREC Omnicam, tam renkte 3 veya 2 boyutlu görüntüler, tam veya yarım ark ölçüler üretebilmektedir. Bir el aletinde yuvarlak kamera tüpü ve küçük bir kamera ucu vardır. Diş ve tarayıcı arasındaki mesafe 0-15 mm arasında olmalıdır [65].

Toz kullanımına ihtiyaç yoktur. Cerec Omnicam, Bluecam'ın hassas tarama sonuçlarıyla karşılaştırıldığında daha geniş dişsiz alanları taramaya çalışırken limitli ve yüzey matlığının olması gibi dezavantajlara sahiptir. Cerec Omnicam sisteminin intraoral tarama sırasında sürekli bir görüntü akışı oluşturması sayesinde bulanık görüntü sorunu ortadan kalkmış olur. Diğer Cerec sistemlerine kıyasla bu sistem küçük ağız içi kameraya sahiptir ve bu sayede bukkal ve distal dokulara, posterior bölgelere erişim kolay olur [66].

Çok hızlı renkli tarama yapar. İnley, onley, veneer, kron, köprüler, barlar, implant ve ortodontik planlama için kullanılabilir [67].

Cerec sistemiyle kullanılabilen bloklar feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş cam seramikler olduğu gibi, lityum disilikat gibi yüksek dirençli sahip seramikler, nano rezin seramikler ve geçici amaçla kullanılan blokları da içermektedir [68].

E4 Dentist (E4D)

Bu sistem 2005 yılında piyasaya sunulmuş olup yansıtıcı toz olmadan ağız içi tarama yapabilmektedir. Bu sistem ile lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, lityum disilikat bloklar, nano rezin seramik ve geçici amaçla kullanılan bloklardan restorasyonlar hazırlanmaktadır [54].

Optik Koherens tomografi (OCT) kullanarak kayıt alır. Kendisine ait freze sistemi vardır. E4D sistemi, preparasyon bitim çizgisini otomatik olarak algılayabilir ve işaretleyebilir. Tarayıcı, taranan yüzeyden belirli bir mesafede tutulmalıdır [57].

Cerec inLab

2004 yılında laboratuvar kullanımı için üretilmiş olan bu sistemde lazer tarayıcı (inEos Blue) ve frezeleme, sinterleme cihazı bulunmaktadır. Sistemin inEos Blue kısmı; tarayıcı, bilgisayar ve inLab 3D tarayıcı-tasarım yazılımını içermektedir. Tasarım yazılımında bulunan patentli “biogeneric” özelliği sayesinde yazılımda mevcut standart diş şekilleri değil, bireysel olarak her hastaya uygun morfolojide restorasyon yapılabilir. Cerec inLab sisteminde 10 üyeye kadar köprü frezeleme, günde 40-60 üye restorasyon yapılabilir [54].

Bu sistemin diğ er bir özelliği de zirkonya k opr  altyapıları üzerine elle yapılan porselen yığımı yerine kullanılacak porseleni de freze ederek, daha sonra bu iki parçanın birbiriyle birleştirilmesine olanak vermesidir. Bu şekilde altyapıyla tam uyumlu ve okluzal morfolojisi cihazın CAD kısmıyla önceden belirlenmiş olan üst yapı hazırlanır. Özellikle lityum disilikat porselenin zirkonya üzerinde kullanılması uzun dönem başarı açısından  mit verici görünmektedir. Zirkonya restorasyonlarda oluşan porselen atmasının (chipping) nedeni olan esneme direnci azalmaktadır [69].

Freze merkezinin en son versiyonu olan CEREC inLab® MC XL, 4 dakika gibi kısa bir sürede bir kron frezeleme kapasitesine sahiptir [57].

Bu sistem ile zirkonya bazlı implant dayanakları da hazırlanmaktadır. Cerec inLab sistemi için Sirona, Vident, Ivoclar Vivadent ve 3M Espe firmalarının ürettiği birçok blok çeşidi mevcuttur [54].

3Shape TRIOS

3Shape TRIOS sistemi 2010 yılında kullanıma sunulmuştur. Konfokal mikroskobu ve hızlı optikal tarama özelliği ile yapılandırılmış ışık görüntüleme tekniği ile çalışmaktadır. 2017 yılında kablosuz tarayıcı modelleri piyasaya sunulmuştur [67].

Bu sistemin bir özelliği, tarayıcıyı taranan nesneye göre hareket ettirmeden odak düzlemi konumundaki değişmedir. Bu sistemde odak düzlemi, önceden tanımlanmış bir frekansla periyodik bir şekilde sürekli olarak değiştirilmelidir. Yani kamera, optik sistem ve taranan nesne birbirine göre sabitlenir. Ayrıca, üç boyutlu yüzey tarama süresi, prob ve dişler arasındaki istem dışı göreceli hareketlerin neden olduğu sapmayı azaltacak kadar küçük olmalıdır. Tarama sistemi, taranan nesnenin uzayında telesentr lik özelliğine sahiptir ve bu özellik büyütme ölçeğinde olduğu gibi odak düzlemi kaydırılırken korunabilir [57].

Fotoğraf kalitesi ve gerçek dişlere yakın renk göstergesi gibi özelliklerin yanı sıra marjinlerin belirlenmesinde başarılıdır [70]. İnley, onley, veneer, kron, k opr ler, barlar, implant modülleri ve ortodontik planlama için kullanılabilir [67].

Bluescan-I

Bluescan-I, saniyede 8-15 stereo görüntü alan oldukça karmaşık bir optik ölçüm sistemidir. Kameranın sabit tutulması ve kalibre edilmesi gerekmez. Yüksek çözünürlüklü gerçek zamanlı görüntüler üretir. Küçük ve hafiftir. Tarama sırasında spreya veya toz gerekmez [57].

2.4.2. CAD/CAM sisteminde kullanılan estetik materyaller

Günümüzde kullanılan estetik CAD/CAM materyallerin içeriklerine göre iki ana tipi bulunmaktadır:

Seramik/cam-seramik,

Polimer yapılı materyaller [71].

Seramikler, iyonik ve/veya kovalent bağlarla bağlanmış metalik ve metalik olmayan elementler içeren kristalimsi, metalik olmayan materyallerdir [71].

Cam seramikler

İlk kez 1984'te Corning Incorporated şirketi tarafından cam-seramikler dental restorasyonlarda kullanılmak üzere üretilen materyaller olmuştur [72].

Cam seramikler, camsı fazın matriks yapısını oluşturduğu, seramiğin ise takviye dolgu maddesi olarak etki ettiği kompozit tipte materyaller olarak tanımlanmaktadır [72, 73].

Cam seramikler kristalin içerikli seramiklerden farklı olarak düşük densiteli atomlar içerir. Bu nedenle, oluşan çatlak daha az atomik bağla karşılaştığı için mekanik özellikleri düşük materyallerdir [74]. Buna karşın, düşük densiteli atomlar sayesinde ışık geçirime kapasiteleri yüksek olduğu için opak olan kristal içerikli seramiklerin aksine translusent materyallerdir. Dolayısıyla, cam seramikler yüksek estetik gerektiren restorasyonlarda kullanılmaktadır [75].

Cam seramiklere mekanik ve optik özelliklerini arttırmak için homojen olarak dağılmış alüminyum, magnezyum, zirkonyum, lösit, lityum disilikat gibi doldurucu partiküller mekanik olarak ya da özel ısıtma işlemleriyle eklenir [21, 76].

Cam seramiklerin 3 grubu vardır:

A. Felspatik cam seramik (Vitablocs Real Life, Cerec Blocs)

B. Sentetik cam seramik

1. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik (LS) (IPS Empress CAD)
2. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (LDS) (IPS e.max CAD)
3. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik (ZLS) (Vita Suprinity, Celtra Duo)

C. Cam infiltre seramikler (In Ceram Spinell, In Ceram Alumina, In Ceram Zirconia) [42].

Feldspatik cam seramikler mine ve dentini en iyi taklit eden seramikler olarak bilinmektedirler. İçeriğinde %30 oranında 3-4 mikron büyüklüğünde bulunan feldspar partikülleri cam matriks içerisinde homojen dağılım göstermektedir [35, 43].

İnley, onley, veneer kron restorasyonlarında kullanılmaktadır [35].

Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin içeriğinde 1-5 μm boyutlarında, %35-55 oranında lösit bulunmaktadır [43, 74]. Lösit kristalinin formülü K_2O , Al_2O_3 , 4SiO_2 ya da $\text{K}(\text{Al}_2\text{SiO}_5\text{O}_6)$ şeklindedir [21, 76]. Lösit sayesinde materyal içinde oluşan çatlak durdurularak seramiğin mekanik özelliği artmaktadır [74, 77]. İnley, onley, veneer ve ön bölge kron restorasyonlarında kullanılmaktadır [78].

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiğin içeriğinde 1,5 μm boyutlu %70 oranında lityum disilikat (Li_2SiO_5) kristalleri ve az miktarda ikinci bir kristal faz olan, lityum ortofosfat (Li_3PO_4) bulunmaktadır [43, 79]. Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerden farklı olarak bükülme dayanımları daha fazladır [76, 79]. Laminate, inley, onley, parsiyel kronlar, ön ve arka bölgede kron restorasyonları, implant üstü protezler, teleskop protezler yapılabilir [76].

İçeriğinde bulunan renklendirici iyonlar kısmi kristalize halde bulunarak farklı oksidasyon göstermektedir. Bu nedenle, bloklar mavi-mor renktedir ve lityum metasilikat çekirdeği içerirler. Kolayca freze edilebilir, kristalize edildikten sonra metasilikat, lityum disilikat kristallerine dönüşür ve blok translusent özelliğe sahip olur [43].

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat cam seramik, cam seramiklerin optik ve zirkonyanın mekanik özelliklerini yapısında birleştiren materyaldir. İçeriğinde %56-64 oranında lityum metasilikat ve %8-14 oranında zirkonya bulunmaktadır [80]. Translusensi özelliği cam içeriği sebebiyle, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklere kıyasla daha yüksektir [43, 81].

Anterior ve posterior kronlarda, implant üstü protezlerde, inley, onleylerde ve porselen laminate restorasyonlarda kullanılabilmektedirler [76].

Cam infiltre seramiklerde pürüzlü şekilde bitirilen In-Ceram grubu materyaller sinterize edilerek Lantanyum cam içine infiltre edilmiş altyapı elde edilir. Daha sonra altyapı kazınarak veneerleme işlemi uygulanır. CAD/CAM InCeram Spinell, anterior restorasyonlarda, CAD/CAM InCeram Zirkonya, opak yapısı ve yüksek dayanıklılığı sayesinde posterior restorasyonlarda kullanılmaktadır [43].

Seramikler düşük kırılma tokluğu nedeniyle kırılğan olmakla birlikte, karşıt diş üzerinde potansiyel bir aşındırıcı etkiye de sahiptir [82-84]. Bununla birlikte seramiklerin hem olumlu yanlarını korumak hem de negatif özelliklerinin üstesinden gelmek amacıyla üretilen polimer yapılı CAD/CAM materyalleri geliştirilmiştir [71].

Polimer yapılı CAD/CAM materyalleri:

1. Kompozit rezin CAD/CAM materyalleri
2. Yüksek yoğunluklu polimer yapılı CAD/CAM materyalleri [71]

Kompozit rezin CAD/CAM materyalleri yapılarına göre:

- a) Rezin matriks içerisinde dağılmış doldurucular içeren kompozit rezin CAD/CAM materyalleri
- b) Polimer infiltre seramik ağ yapılı materyaller [85].

Rezin matriks içerisinde dağılmış doldurucular içeren kompozit rezin CAD/CAM materyalleri

Paradigm MZ100

Piyasaya sürülen ilk rezin matriks içerisinde dağılmış doldurucular içeren, içeriği Z100 direkt kompozite benzer olan polimer yapılı CAD/CAM materyali 2010 yılında üretilmiştir (Paradigm MZ100, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) [42, 85, 86]. Paradigm MZ100 ağırlıkça %15 bisglisidil dimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve inorganik matriks içerisinde, ağırlıkça 0,6 µm boyutlarında %85 zirkonya-silika dolgu maddesi içermektedir [86].

İçeriğindeki doldurucu partiküller radyoopaktır ve bu partiküller sayesinde aşınma direnci, dayanıklılık gibi özellikler kazanır. Feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş seramiklere göre iki kat daha fazla aşınma göstermektedir. Daha az diş preparasyonu gerektirmesi, intraoral olarak kolayca uyumlanabilmesi, karışık dişlerde daha az aşındırma potansiyeline sahip olması, daha kolay bitirme ve parlatma işlemlerine imkan vermesi ve eğilme dayanımının 150 MPa olması gibi avantajlara sahip olduğu bildirilmiştir. İnley, onley ve veneer kronlarda kullanılmaktadır [86].

Lava Ultimate (LU)

Paradigm MZ100'ün matriks yapısında bulunan Bis-GMA monomerinin hidrofilik özelliği nedeniyle [87] aynı firma tarafından, Paradigm MZ100'den farklı sıcaklık ve basınç koşullarında polimerize edilen yeni tip CAD/CAM materyali geliştirilmiştir (Lava Ultimate, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) [85, 88]. 20 nm çaplı silika nanopartikülleri, 4-11 nm çaplı zirkonya nanopartikülleri ve zirkonya-silika nano kümelerinin kombinasyonundan oluşan, %80 oranında zirkonya-silika nano-seramik doldurucular ve üretan dimetakrilat (UDMA) yapısındaki matriksten meydana gelmektedir [86]. UDMA'nın Bis-GMA'dan ışıkla polimerize olan daha yüksek bir polimerizasyon reaktivitesi sergilediği gösterilmiştir [85].

Paradigm MZ100'ün avantajlarına ek olarak daha yüksek bükülme dayanımına sahip olması (200 MPa), intraoral veya ekstraoral olarak renklendirme yapılabilmesinin mümkün olması gibi avantajlarla [86] kompozitin esneklik ve yüksek kırılma dayanımı gibi özelliklerine

sahip, aynı zamanda seramiğin estetik özelliklerinin de birleştirildiği bir materyal olduğu belirtilmiştir [89, 90]. İnley, onley, veneer kron restorasyonlarda kullanılmaktadır [86]. Ancak bu materyalin elastik modülünün düşük olması sonucu kron içinde elastik bir deformasyon olduğu gösterilmiştir. Dolayısıyla, bu stres konsantrasyonunun adezyonu zayıflattığı ve sonrasında da desimantasyona sebep olabildiği gösterilmiştir. Bu nedenle, materyalin tam kron endikasyonu firma tarafından kaldırılmıştır [77, 86].

Simantasyondan önce restorasyona 50 μm Al_2O_3 ile 2 bar basınç altında kumlama yapılması ve adeziv simanlarla simante edilmesi önerilmektedir [91]. Esnek oldukları için chipping ve çatlamaya karşı dirençli materyallerdir [86].

Cerasmart (GC)

Ağırlığının %71'i doldurucu partiküller ve %29'u rezin matriksten oluşmaktadır (Cerasmart, GC, Tokyo, Japonya). Doldurucu partiküller 20 nm boyutunda silika ve 300 nm boyutunda baryum, rezin matriksi 2,2-Bis (4-metakriloksi polietoksifenil) propan (BisMEPP), UDMA ve dimetakrilat (DMA) içermektedir. Endikasyonları, inley, onley, veneer kron ve implant destekli kron restorasyonlar olarak bilinmektedir [92]. Sinterleme ve fırınlama işlemlerine gerek kalmaması, intraoral tamir yapılabilmesi, yüksek aşınma direnci, yüksek esneklik ve kırılma dayanımına sahip olması, yüksek radyoopasite göstermesi gibi avantajlara sahip olduğu bildirilmiştir. Bu materyalle yapılan restorasyonların simantasyondan önce 25-50 μm Al_2O_3 ile kumlama ya da %5'lik hidroflorik asit (HF) ile pürüzlendirme yapılması ve adeziv siman ile simantasyonu önerilmektedir [91]. Lava Ultimate bloklarda olduğu gibi sinterlemeye ve glazelemeye gerek yoktur, manuel olarak kolaylıkla cilalanabilir ve karakteristik özellikler kazandırılabilir. Yüksek ve düşük translusent seçeneğiyle beraber beş renk seçeneği vardır [92].

Polimer infiltre seramik ağ yapılı kompozit rezin CAD/CAM materyalleri

Vita Enamic (VE)

Dentine benzer elastisite modülüne sahip olan [93] Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) üç boyutlu ve iç içe geçmiş ağ yapısındaki geometriye sahiptir [94]. Bu ağ yapısı, birbiri içinde tam olarak kenetlemiş bir polimer ağ

(ağırlıkça% 14, hacimce 25%) ve yarı sinterize edilmiş feldspatik seramik ağdan (ağırlıkça% 86, hacimce 75%) oluşmaktadır [95-97]. Seramik ağın içeriğini SiO_2 (%58-63), Al_2O_3 (%20-23), Na_2O (%6-11), K_2O (%4-6), Ba_2O_3 (%0,5-2), CaO (<%1), TiO_2 (>%1) oluşturmaktadır [86]. Rezin matriks veya organik kısım ise UDMA ve TEGDMA' dan oluşur [96]. Materyalin polimer ağ yapısı sayesinde intraoral stresleri absorbe etmesi ve minimal invaziv restorasyonlar için gerekli olan elastisiteyi sağlaması sebebiyle oluşan çatlağın ilerlemesini engeller [92]. Tam seramiklere göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip bir materyal olarak bilinmektedir [97]. Eğilme dayanımı 160 MPa' dır [86].

Düşük kırılma kırılma göstermesi, çatlak/kırık olmadan ince bölgelerde kazıma ile şekillendirebilme olanağı, geleneksel seramiklere kıyasla daha yüksek elastikiyet modülüne sahip olması, restorasyonların elmas frezlerle şekillendirilebilmesi, daha az frezeleme süresine ihtiyaç duyulması gibi avantajlara sahiptir. Bu materyalin tek diş kron, inley, onley ve veneer restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir. Ayrıca köprü restorasyonlarında ve parafonksiyonel durumlarda kullanımının kontrendike olduğu bildirilmiştir [86]. Restorasyonun simantasyonundan önce, dişin orto-fosforik asitle, restorasyonun ise cam seramiklerde olduğu gibi HF ile asitlenmesi ve adeziv simanla simante edilmesi tavsiye edilmiştir [91]. HF ile asitleme sonrası materyal yapısındaki camsı matriksin çözülmesi, kristal fazın açığa çıktığı ve bu sayede materyal yüzeyinin adeziv simana mekanik olarak bağlanabilir hale geldiği bildirilmiştir [98].

Yakın zamanda üretici firma, doğal dişlere benzer şekilde servikalden insizale doğru renk tonu geçişi olan Vita Enamic multiColor blokları üretmiştir [99]. Ayrıca yine yakın zamanda piyasaya sunulan implant-destekli kron üst yapılarda veya titanyum dayanaklara simanla yapıştırılan karmaşık üst yapılarda (ti-base sistemleri) kullanım için Vita Enamic IS bloklar da bulunmaktadır [100].

Yüksek yoğunluklu polimer yapılı CAD/CAM materyalleri

Polimetil metakrilat (PMMA)

Polimer metakrilatın yüksek sıcaklık ve basınç altında polimerize edilmesi ile üretilmiş olup çapraz bağlı yapıdadır [43, 101, 102]. Yüksek parlatılabilirlik özelliği, minimum poröziteye sahip olması, otopolimerizan geçici rezin materyallerle karşılaştırıldığında daha kolay

frezelendiği için geçici restorasyon yapımının basitleştirilmesi ve fiberler veya metal tellerle güçlendirme ihtiyacının olmaması gibi avantajlara sahiptir [43].

Polietereketon-keton yapıları CAD/CAM materyali (PEEK)

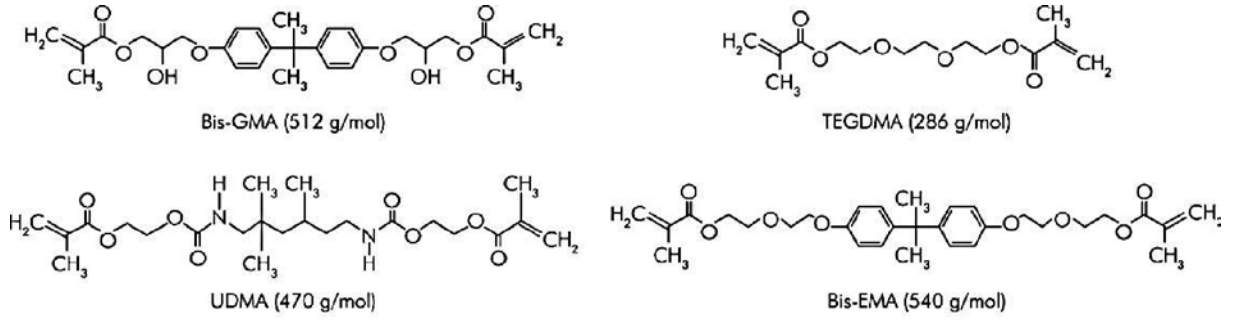
Poliarilketon-keton ailesinin bir üyesi olan PEEK, lineer aromatik bir yapıya sahip yüksek performanslı yarı kristalin termoplastik polimer materyaldir [43]. PEEK materyali opak ve genellikle beyaz ya da gri renge sahip olmasından dolayı estetik bölgede monolitik olarak kullanılamaz ve veneerlenmesi gerekmektedir [103-105].

2.5. Kompozitler

Diş hekimliğinde kompozit rezinler, estetik diş renginde restoratif materyallere artan ihtiyaç ve daha az diş preparasyonu gerektirmesi gibi avantajları nedeniyle amalgama alternatif olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Kompozit rezinler ilk kez 1962 yılında Rafael Bowen tarafından geliştirilmiştir [106]. 1970'lerde geleneksel kompozitlere göre aşınma direnci ve renk stabilitesi çok daha iyi olan ışıkla polimerize olan kompozit rezinler geliştirilmiştir [107].

1980'li yıllarda içerdiği partikül boyutu küçük ($<0,04 \mu\text{m}$), doldurucu miktarı daha çok olan, göreceli olarak aşınma direnci yüksek ve posteriorda kullanılabilen kompozitler geliştirilmiştir. Daha iyi renk stabilitesi ve cilalanabilme özelliğine sahip olan bu kompozitlerin eğilme ve çekme dayanıklılığı azalmıştır. Daha sonraki yıllarda $0,04-1 \mu\text{m}$ partikül boyutlarına sahip, anterior ve posteriorda kullanıma uygun olan hibrit tip kompozitler geliştirilmiştir [108]. 1990'lı yıllarda ise %60-70 inorganik doldurucu içeren indirekt kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur. Bu materyaller doğal translusensi, floresan ve opalesan optik özellikler sergilerler [109].

Kompozit rezinler üç temel yapıdan oluşmaktadır: organik matriks, inorganik matriks ve ara bağlayıcılar [110]. Organik yapı, visküz sıvı olan Bis-GMA veya etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat (EBPADMA), viskoziteyi azaltmak için ilave olunan TEGDMA, 1,4-bütandiol dimetakrilat (BDDMA) ve iyi adezyon sağlayan, renk değişimine dirençli olan UDMA gibi monomerleri içermektedir [110, 111] (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Organik matrikste bulunan monomerler

Matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki inorganik doldurucu partiküllerden oluşan inorganik yapısı sayesinde mekanik ve fiziksel özellikler kazanır. Kompozitler, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum sayesinde daha iyi radyoopasite, kuartz, borosilikat cam, baryum, alüminyum silikat gibi partiküller sayesinde mekanik özellikler kazanır [110, 112, 113].

İnorganik ve organik matriksi birbirine sıkı bağlayan ara bağlayıcılar sayesinde kompozitler ideal mekanik özellikler kazanır. Bu bağlayıcı, silisyum hidrojenli bileşikler olup, “silan” adını almaktadır [110].

Polimerizasyonu başlatan komforokinon sayesinde kompozitler sertleşmiş bir kitle haline gelmektedir [114].

Avantajları :

- Estetikler,
- Tamirleri kolaydır,
- Uygulamaları hekim ve teknik eleman yönünden kısa sürede ve kolayca gerçekleşmektedir,
- Civa içermedikleri için toksik değildirler,
- Isı iletkenlikleri düşüktür,
- Diş dokularına bağlanabilirler,
- Kenar sızıntıları azalmıştır,
- Konservatif olarak hazırlanmış kavite preparasyonlarına uygulanabilirler,
- Çürük temizlendikten sonra geriye kalan diş dokularını desteklerler,
- Restorasyon tek seansta bitirilebilir,
- Porselen ve altın restorasyonlara oranla daha ekonomiktirler.

Dezavantajları:

- Polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı,
- Su emilimi ve renk değişimi gösterirler,
- Abrazyona karşı düşük dirence sahiptirler,
- Deri ile temasında kontakt dermatit açısından risk oluşturlar,
- Açık dentin üzerinde pulpa irritasyonları ve postoperatif hassasiyete neden olabilirler,
- Plak birikimine uğrarlar,
- Çekme ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri azdır [115].

2.5.1. Kompozitlerin özellikleri:

Yüzey pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğünün kompozit rezin restorasyonların marjinal bütünlüğünü ve aşınmasını negatif yönde etkilediği bilinmektedir. Mikrodolduruculu rezinler, makrodolduruculu rezinlerden farklı olarak son derece düzgün yüzeye sahiptir. Makrodolduruculu kompozitlerde, yüzeyinin pürüzlü olmasından dolayı daha çok plak birikimi olmakta ve restorasyon lekelenmektedir. Mikrodolduruculu kompozitlerdeki doldurucu partiküller, aşındırma için kullanılan partiküllerden küçük olduğu için parlatma esnasında yüzeyde belli bir düzensizlik görülmez. Dolayısıyla mikrodolduruculu kompozitler diş hekimliğinde daha çok tercih edilmektedir [17].

Kompozitin sertliği, doldurucu miktarı arttıkça artmaktadır. Doldurucu içermeyen bir rezinin Vickers sertlik değeri 18, makrodolduruculu kompozitlerinki 100 civarındadır [26].

Polimerizasyon büzülmesi

Polimerizasyon reaksiyonu sırasında oluşan büzülmeye polimerizasyon büzülmesi denir. Tüm polimerlerde olduğu gibi rezin kompozitlerde de %1,5-3 arasında büzülme oluşmaktadır [26]. Mikrodoldurucu kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi kovansiyonel kompozitlerle çok farklı değildir [17]. Polimerizasyon sırasında rezinin plastik deformasyonu, akışkanlık özelliği ve higroskopik ekspansiyonu, büzülme streslerini bir ölçüde kompanse eder. Adezyon kuvvetlerinin büzülme streslerine karşı koymasıyla oluşan stres birikimi rezinin elastik limitini aşarsa; kompozit diş bağlantısında defektlerin

oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak kenar sızıntısı, post-operatif hassasiyet, renklenme ve rekürrent çürük gelişimi gibi bir takım sorunlar ortaya çıkabilir [115].

Termal özellik

Kompozitlerin termal genleşme katsayısı diş dokularından daha fazladır. Bu nedenle, ısısal değişimler nedeniyle restoratif materyalle diş dokusu arasında stres birikimine bağlı olarak adeziv bağlantı olumsuz etkilenmektedir [116]. Doldurucu miktarı arttıkça termal genleşme katsayısı azalmaktadır. Mikrodolduruculu rezin kompozitler yüksek oranda rezin ihtiva ettiği için termal genleşme katsayısı daha yüksektir [17].

Sıkışma ve çekme dayanıklılığı

Mikrodolduruculu kompozitlerin sıkışma dayanıklılığı geleneksel kompozitlerinkine benzer olmasına rağmen, çekme dayanıklılığı ve elastiklik modülü daha azdır [17].

Su emilimi

İçeriğindeki artan rezin miktarına bağlı olarak, mikrodolduruculu kompozitlerin su emilimi de artmaktadır. Aynı zamanda daha fazla renk değişimine uğramaktadır [17]. Su emilimiyle hidrolitik degradasyon oluşmaktadır. Bu sebeple monomerler ağız ortamına geçer ve doldurucu partiküller ile rezin matriks arasında bağlantının zayıflaması sonucu mekanik özellikler azalır [117].

Ayrıca, ağız ortamındaki nem ve enzimatik hidroliz, kompozit materyalin erozyonuna ve bozulmasına neden olabilir. Tükürükteki enzimler rezin matriksin kimyasal bozulmasına neden olmaktadır. Kompozit rezin materyallerin kimyasal bozulmaya karşı gösterdikleri direnç, rezin matriksi oluşturan farklı monomer yapısına ve çapraz bağlantı derecesine bağlıdır [115].

Mikrodolduruculu kompozitler geleneksel kompozitlerle hemen hemen aynı derecede pulpal irritasyon oluşturmaktadırlar [17].

Çözünürlük

Çözünürlük, materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Yetersiz polimerizasyon sonucu kompozitlerin çözünürlüğü artar, aşınma direnci azalır ve erken renk değişimi ortaya çıkar [116]

2.5.2. Kompozitlerin sınıflandırılması [17, 110]:

I. Polimerizasyon yöntemlerine göre:

Kimyasal yolla (kendi kendine) polimerize olan kompozitler,
Işıklı polimerize olan kompozitler,
Kimyasal ve ışıklı polimerize olan kompozitler.

II. Viskozitelerine göre:

Kondanse olabilen kompozitler,
Akışkan kompozitler (light-body, medium-body, heavy body kompozit rezinler).

III. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre:

Megafil kompozitler (50-100 μm),
Makrofil kompozitler (10-100 μm , %70-80 ağırlıklı),
Midifil kompozitler (1-10 μm , %70-80 ağırlıklı),
Minifil kompozitler (0,1-1 μm , %75-85 ağırlıklı),
Mikrofil kompozitler (0,01-0,1 μm , %35-60 ağırlıklı),
Hibrit kompozitler (0,04-1 μm , %75-80 ağırlıklı) (Mikrohibrit, Nanohibrit kompozitler),
Nanofil kompozitler (0,005-0,01 μm).

IV. Uygulama şekillerine göre:

Direkt kompozit rezinler,
İndirekt kompozit rezinler.

V. Güçlendirilmiş kompozit rezinler:

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler,
Seromerler.

VI. Doldurucu partikül türüne göre [110]:

Homojen dolduruculu kompozitler,
Hibrit dolduruculu kompozitler,
Heterojen dolduruculu kompozitler.

2.5.3. Direkt rezin kompozitler

Kimyasal, ışık, hem kimyasal hem ışıkla polimerize olabilen direkt rezin kompozitlerin polimerizasyon büzülmeleri nedeniyle geniş kavitelere kullanımları şüphelidir. Uygun optik ve mekanik özelliklere sahip olmakta ve genellikle restoratif amaçla kullanılmaktadırlar. Ancak marjinal uyum problemleri, dolayısıyla oluşan mikrosızıntı, interproksimal kontur ve kontakt sağlamadaki güçlükler, hasta başında geçirilen uzun zaman gibi dezavantajları bulunmaktadır [17].

2.5.4. İndirekt rezin kompozitler

Isı, ışık, basınç veya vakumla sertleşebilen indirekt rezin kompozitler genellikle protetik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Direkt kompozitlerin dezavantajlarının üstesinden gelmek için 1980'li yıllarda içeriği %50'den fazla oranda ve mikropartiküllü (0,04 μm) rezinden oluşan birinci nesil indirekt kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bükülme dirençleri 60-80 MPa ve elastisite modülü 2000-5000 MPa arasında değişmektedir. 1990'lı yıllarda yüksek yoğunlukta seramik mikrodoldurucular içeren ikinci nesil kompozit rezinler üretilmiştir. Daha düşük polimerizasyon büzülmesi, daha iyi renk stabilitesi, gerilme, bükülme, fraktür direnci gibi avantajlara sahiptir. Bükülme direnci 120-160 MPa, elastisite modülü 8500-12000 MPa arasında değişmektedir. Seramiğe yakın renk özelliğine sahip olduğu, ancak tam erişemedikleri gösterilmiştir. Ekstraoral polimerizasyon yapıldığı için, gerçekleşen büzülme dolayısıyla oluşan mikrosızıntı miktarının, sadece adeziv siman tabakası kalınlığıyla sınırlı kaldığı yani minimal miktarda olduğu gösterilmiştir [17].

2.5.5. Hibrit dolduruculu kompozitler

Ağırlıkca %75-80 olan farklı büyüklükteki inorganik doldurucuların karışımından oluşan kompozitler “hibrit kompozitler” adlandırılmaktadır [118]. Makrofil ve mikrofil kompozitlerin olumlu özelliklerini yapısında birleştiren hibrit kompozitler, 1980’li yılların sonunda geliştirilmiş olup, hem iyi oranda cilalanabilmekte hem de arka bölge restorasyonları için yeterli dayanıklılığı sağlamaktadırlar [119]. Bu üstün özellikleri sayesinde hibrit kompozitler sınıf III ve Sınıf IV kavitelere kullanımlarının yanı sıra Sınıf I ve II gibi fazla yük alan posterior bölgelerdeki kavitelere de kullanılmaktadır [113].

Mikrohibrit kompozitler

Submikron boyuttaki (0.04 μm) partiküller ve daha küçük partiküllerin (0.1 μm - 1 μm) bileşimi ile oluşturulmuştur. Mikrohibrit kompozitlere daha küçük partiküllerin ilave edilmesi, onları geleneksel hibrit kompozitlerden ayırmaktadır ve daha iyi cilalanabilme ve uygulama sağlamaktadır. Ancak mikrohibrit kompozitlerin fiziksel özellikleri geleneksel mikrofil kompozitlerden üstün olmasına rağmen cilalanabilirlikleri daha iyi değildir [120].

Nanohibrit kompozitler

Kompozitlerin en büyük sorunu olan polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek için üretici firmalar tarafından monomer miktarı daha az, doldurucu miktarı daha çok olan kompozit rezinler üretilmiştir. Günümüzde bu amaca nanoteknoloji sayesinde ulaşılmıştır [121]. Nanoteknoloji sayesinde çeşitli fiziksel veya kimyasal yöntemlerle yaklaşık 0.1-100 nanometre aralığında doldurucu partiküllere sahip nanohibrit kompozitler geliştirilmiştir [122]. Parçacıkların küçültülmüş boyutu ve geniş bir boyut dağılımı nedeniyle [122], nanohibrit kompozitlerin mikrofil kompozit rezinlere kıyasla, gerilme mukavemeti, sıkışma dayanımı ve kırılmaya karşı direnç gibi mekanik özelliklerinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir [123]. İnorganik doldurucu partiküllerin boyutunun ışığın dalga boyundan küçük olması sebebiyle optik özellikleri daha gelişmiştir [124]. Nanohibrit kompozitler hem anterior, hem posterior restorasyonlarda kullanılabilmektedir [122].

2.6. Simanlar

Dental restorasyonları dişlere mekanik, mikromekanik ve kimyasal olarak yapıştırmak ve pulpayı kimyasal ve ısısal etkenlerden korumak için [125] kaide materyali olarak kullanılan dental simanlar yapıştırma ajanı olarak da adlandırılmaktadır [126]. İlk kez 1850'de geçici simantasyon için kullanılan çinkooksit ojenöl simanı üretilmiştir. Bu simanların pulpa üzerindeki etkileri çok iyi bilinmekle birlikte rezin simanın polimerizasyonunu olumsuz yönde etkilemesi ve siman film kalınlığının fazla olması gibi temel dezavantajlarından dolayı günümüzde geçici siman olarak kullanımı kısıtlıdır [127]. Araştırmacılar, bu simanın düşük adezyon mukavemeti gösterdiğini bulmuşlardır [128, 129]. Bu nedenle, 1880'li yıllarda çinko fosfat siman [127], 1968' te Dennis Smith tarafında polikarboksilat bazlı simanlar geliştirilmiştir [130]. 1972'de cam iyonomer simanlar, 1992'de rezin bazlı cam iyonomer simanlar geliştirilmiştir [127].

İdeal bir siman:

- 1-İnce bir tabaka oluştururken, kesme kuvvetlerine karşı yüksek direnç göstermeli,
- 2-Farklı materyaller arasında kalıcı bir bağlantı sağlamalı,
- 3-Gerekli sıkışma ve gerilme direncine sahip olmalı,
- 4-Yeterli kırılma direnci göstermeli,
- 5-Diş ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
- 6-Uygun film tabakası ve viskoziteye sahip olmalı,
- 7-Ağız içinde çözünmemeli,
- 8-Doku uyumu iyi olmalı,
- 9- Çevresel faktörlerle yeterince dengeli bir uyum içerisinde olmalı (yorgunluk direnci, erozyon vb.)
- 10-Yeterli sertleşme ve çalışma süresi olmalıdır [131].

2.6.1. Simanların sınıflandırılması:

Craig simanları içeriğine göre:

- Çinko fosfat siman,
- Çinko silikofosfat siman,

- Çinko oksit öjenol siman,
- Çinko poliakrilat siman,
- Cam iyonomer siman,
- Rezin simanlar olarak sınıflandırmıştır [132].

O'Brien sınıflaması:

- Fosfat Bazlı Simanlar,
- Fenolat Bazlı Simanlar,
- Polikarboksilat Bazlı Simanlar,
- Cam iyonomer;
- Cam iyonomer siman,
- Rezin modifiye cam iyonomer siman,
- Poliasitle modifiye kompozit rezinler,
- Rezin simanlar;
- Akrilik rezin simanlar,
- Dimetakrilat simanlar [132].

Cam iyonomer simanlar iyi bağlanma, flor salımı, biyouyumluluk gibi avantajlara sahipken, kısa çalışma süresi, kuru koşullarda çatlak gelişimi, düşük elastiklik modülü, yüksek *in-vivo* çözünürlük gibi dezavantajlara sahiptir. Çinko fosfat simanların uzun çalışma süresi, uzun ömürlülük, universal yapıştırma ajanı olma gibi avantajları, pulpal irritasyon, düşük yapışkan özelliği, antikaryojenik içeriğinin olmaması gibi dezavantajları bulunmaktadır [133]. Cam iyonomer simanların restorasyonlara ve dişe kimyasal bağlanması düşükken, çinko fosfat simanlar için kimyasal bağlanma söz konusu değildir. Cam iyonomer simanlar sınıf V restorasyonlarda, metal destekli restorasyonların ve alümina, zirkon esaslı tam seramiklerin retansiyonu için kullanılırken, çinko fosfat simanlar geleneksel restorasyonlar ve uzun süreli geçici restorasyonların retansiyonu için kullanılmaktadır [133].

2.6.2. Rezin simanlar

Yüksek mukavemet, daha iyi estetik ve daha uzun klinik ömür için porselen ve cam-seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmak üzere rezin simanlar geliştirilmiştir [134].

Rezin simanlar ayrıca, metal destekli porselen restorasyonların, adeziv köprülerin, postların ve braketlerin, laminatelerin de simantasyonunda kullanılmaktadır [135].

Rezin simanlar kompozitler gibi resin matris ve inorganik doldurucular içermektedir. Resin matris büyük oranda Bis-GMA, renk değişimine daha dirençli olan ve iyi adezyon sağlayan UDMA ve viskoziteyi kontrol etmek için matris içinde TEGDMA içermektedir [131, 17]. İnorganik doldurucular kuartz, borosilikat cam, lityum, alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, itriyum cam ve baryum-alüminyum silikat gibi partiküllerden oluşur [136]. Bu partiküller sayesinde resin kompozitin dayanıklılığı artar, uygulama işlemi kolaylaşır, radyoopasite sağlanır, polimerizasyon büzülmesi ve termal genleşme katsayısı azalır [130, 132]. Resin matris ile doldurucular arasındaki bağ, fazlar arası ajan yoluyla oluşturulur. Bu fazlar arası ajan, organik silika bileşeni olan silanlardan oluşur [132]. Polimerizasyon reaksiyonu 3 aşamadan oluşur; başlangıç, ilerleme ve bitim. Reaksiyon, ısı, UV ışık ve peroksitler ile hızlandırılabilir [132]. Kimyasal olarak polimerize olan resin simanlarda polimerizasyonda başlatıcı ajan olarak organik peroksit, hızlandırıcı olarak ise tersiyer amin, ışıkla polimerize olan simanlarda ise başlatıcı ajan olarak kamforokinon molekülü, hızlandırıcı olarak alifatik amin rol oynamaktadır [136].

Rezin simanların avantajları:

- Baskı kuvvetlerine karşı dayanıklıdır,
- Restorasyonun retansiyonunu artırır,
- Farklı renk seçeneklerine sahiptir,
- Ağız ortamında düşük çözünürlük gösterir.

Rezin simanların dezavantajları:

- Film kalınlığı diğer simantasyon ajanlarının bazılarına göre kalındır,
- Önerilen yapıştırma aşamaları uzun ve hassas bir klinik çalışma gerektirir,
- Artık simanın temizlenmesi zordur ve ekstra bitirme işlemleri gerektirir,
- Pulpa hassasiyeti veya mikrosızıntı yapma olasılığı vardır,
- Periodontal dokularda lokal immünolojik etki yapabilir,
- Bazı resin simanlar oksijen varlığında polimerizasyon tam olarak gerçekleştiremez [137]

Rezin simanlar polimerizasyon mekanizmalarına göre:

- Kimyasal polimerize olan rezin simanlar,
- Işıklı polimerize olan rezin simanlar,
- Hem ışık, hem kimyasal polimerize olan rezin simanlar (dual) [131].

Işıklı polimerize olan rezin simanların renk stabilitesi kimyasal veya dual simanlara göre daha iyidir [138].

Rezin simanlar adeziv sistemlere göre:

- Total-etch rezin simanlar,
- Self-etch primer rezin simanlar,
- Self-adeziv rezin simanlar [139].

Total-etch sistemlerde, fosforik asit ve simanın dişe bağlanmasını sağlamak için adeziv kullanılmaktadır. Self-etch sistemlerde prepare edilmiş diş yüzeyine primer ve daha sonra primerin üzerine siman uygulanır [140].

Total-etch ve self-etch simanlar hem ışıklı, hem de dual yolla polimerize olurlar. Her iki siman tipi iyi estetik, yüksek dayanıklılık, diş yapılarına adezyon gibi avantajlara ve yüksek maliyet, dişte hassasiyet gibi dezavantajlara sahiptir. Ayrıca, restorasyonların dişe bağlanmasında birden fazla adım gerektirmektedir [131].

Self-adeziv rezin simanlar

Self-adeziv rezin simanlar ilk kez 2002 yılında piyasaya sunulmuştur. Self-adeziv rezin simanlar total-etch ve self-etch simanlardan farklı olarak asitleme ve adeziv ajan gerektirmeden tek aşamalı uygulanmaktadır. Çinko fosfat, polikarboksilat ve diğer rezin simanlardan farklı olarak, neme karşı dayanıklıdır ve flor iyonu salınımı yapabilirler. Ayrıca, daha iyi mekanik ve optik özellikler göstermesi, daha az mikrosızıntı oluşturması gibi avantajlara ek olarak, asitleme işlemi uygulanmadığı için smear tabakası kaldırılmaz ve dentin tübülleri tamamiyle açılmaz. Böylece düşük moleküler ağırlıktaki asitlerin dentin tübüllerinden sızması engellenmiş olur ve postoperatif hassasiyet ihtimali azalır [131, 140].

Self-adeziv rezin simanlar çoğunlukla dual-cure polimerizasyon yoluyla polimerize olurlar. Geleneksel rezin simanların aksine karboksilik asit grubuna sahip metakrilat monomerleri, (4-metakriloksietil trimellitik anhidrit (4-META)) ve fosforik asit grupları (10-metakriloksidetil dihidrojen fosfat (MDP)) içerir [141]. İçeriğinde bulunan fosforlanmış dimetakrilat monomerleri, mine ve dentini demineralize ederek dişe infiltre olur, fosforik asit grupları diş apatitleri ile reaksiyona girer [142]. Metakrilat monomerlerinin geniş çapraz bağları yoğun bir hidrofobik ağ yaratır. Silan uygulanması materyale yüksek mekanik dayanıklılık, minimal çözünürlük ve düşük su absorpsiyonu sağlar. Endikasyonları, seramik, kompozit, fiber postlar, metal inley, onley, kron, köprü restorasyonları olarak lanse edilmiştir. Ancak, adezyonunu mineden sağlayan rezin bağlı köprüler ve klinisyenlerin daha uzun çalışma süresine ihtiyaç duyduğu laminate veneer kronların simantasyonunda kullanımı tavsiye edilmemektedir. Laminate veneer restorasyonların simantasyonunda ışıkla polimerize olan simanlar önerilmiştir [131, 140].

Self-adeziv rezin simanların kullanımı sırasında uygulanacak kavitenin aşırı ıslak olmaması gerekmektedir [131].

2.7. Renk Kavramı

Renk, ışığın, sahip olduğu dalga boyları vasıtasıyla, insan gözündeki davranışı sonucu oluşan karmaşık bir psikobiyofizik fenomendir. Renk, nesnenin özelliği değil, gözlerimize nesneden giren ışığın bir özelliğidir. Bu nedenle, rengin görsel algısından sorumlu gerçek faktör ışıktır. Işık olmadan, sadece karanlık veya siyah görebiliriz [7].

Renk ile ilgili yapılan ve yaygın olarak kabul gören tanım 1940 yılında Amerika Optik Derneği Renkmetri Komitesi'nin yaptığı tanımdır. Renk, mekansal veya geçici ışık özelliklerini içerir. Işık, retinanın uyarılmasından kaynaklanan ve görsel algılamalar aracılığıyla bir gözlemcinin farkına vardığı enerjidir [143].

İnsanların ışık algısı 400 ve 700 nanometre arasındaki elektromanyetik dalga boylarında başlar. Ancak görünür ışık, farklı dalga boylarının bir karışımıdır ve beyaz ışık olarak adlandırılır. Bir nesnenin yüzeyi gelen ışığın belirli dalga boylarını emebildiğinde nesne kendini “renkli” olarak gösterir. Bir veya daha fazla dalga boyu yansıtıldığında, nesne belirli bir renk olarak tanınır [144].

2.7.1. Renk terimleri

Işık, diş veya estetik materyal gibi translusenst bir maddeyle karşılaştığında, ışığın bir kısmı absorbe edilir ve bir kısmı yansıtılır [144, 145]. Estetik bir materyalin ışıkla etkileşimi ile ilişkili dört olay tanımlanabilir: (1) ışığın materyalden speküler iletimi, (2) materyalin yüzeyindeki speküler yansıma, (3) materyalin yüzeyindeki dağınık ışık yansıması ve (4) materyalin içine absorbe edilmesi ve yansıtılması [146]. Materyallerin görünümü, ilettikleri veya yansıttıkları ışık miktarıyla değerlendirilir [81]. Dental materyaller diş yapılarını taklit etmek için opasite, translusensi, floresans, opalesans gibi optik özelliklere sahip olmalıdır [7].

Opaklık

Cisimlerin ışığı yansıtması, yani ışık geçişini engellemesi opaklık olarak tanımlanır. Eğer bir cisim ışığı yansıttığı yoğunlukta absorbe ediyorsa rengi beyaz, ışığın hepsini absorbe ediyorsa siyah görünür [147]. Opaklık doğrudan dentin ile ilişkilidir, çünkü ışık mineden geçer, ışığı tekrar yansıtan dentine ulaşır [7].

Translusensi

Translusensi, restoratif bir materyalin mine ve dentin doğal görünümünü taklit etme yeteneğine katkıda bulunan ana faktörlerden biri olarak kabul edilmiştir. Translusensi, ışığın materyalden geçişine izin veren saydamlık ve opaklık arasındaki durumdur [148]. Diş hekimliğinde translusensi, kontrast oranı (CR) ve translusensi parametresi ile (TP) ile belirlenir [149, 150]. TP, genellikle beyaz ve siyah arka zemin üzerinde belirli bir kalınlıktaki bir materyalin renk farkı olarak tanımlanır. Yüksek TP değeri malzemelerin yüksek ışık geçirgenliğine sahip olduğunu gösterir [151]. CR, bir örneğin siyah arka plan üzerindeki yansıma oranının, yansıma oranı bilinen beyaz bir arka plandaki yansımasına oranıdır ve göreceli translusensiyi belirlemek için kullanılmaktadır. Mutlak translüsensi ise, doğrudan ışık geçirgenliği ile belirlenir [149].

Floresans ve fosforesans

Floresans özelliği, ışığın nesneler tarafından ultraviyole aralığına yakın (300-400nm) dalga boyunda emilebilmesi ve daha uzun dalga boyunda (400-450nm) serbest bırakılabilmesidir

[7]. Yani, ışınlama kesildikten sonra maddenin ışın yayması kısa olur. Fosforesans ise, ışınlama kesildikten sonra da devam eden uyarılmış lüminesanstır [151]. Floresans özelliğindeki materyaller daha parlak ve canlı görünür. Bu nedenle, diş hekimliğinde porselenin yapısına floresans özelliğe sahip tozlar ilave edilmektedir [152].

Opalesans

Opal etki olarak bilinen opalesans, görülebilir ışığın daha kısa dalga boylarında yayılmasıdır [153]. Bu özellik yansıtılan ışıktaki mavimsi-beyaz bir görünüm, iletilen ışıktaki turuncu-kahverengi bir görünüm sağlar. Diş minesinin insizal kenarı opalesans nedeniyle mavimsi görünür [154].

Metamerizm

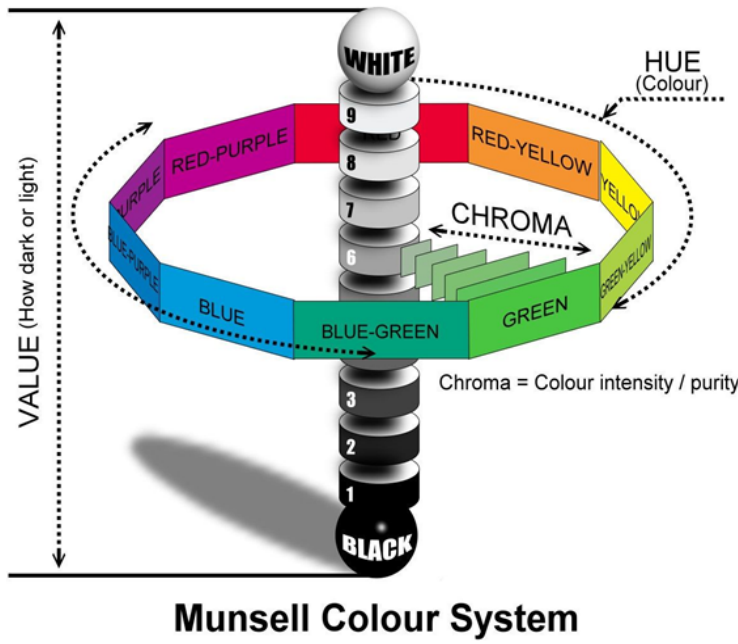
Bir ışık kaynağında belirlenmiş bir cisim renginin diğer bir ışık kaynağı altında farklı görünmesidir [152]. Metamerizm problemini çözmek için seçilen renk, gün ışığı ve floresan gibi değişik ışık kaynaklarında kontrol edilerek onaylanmalıdır [155].

2.7.2. Renk sistemleri

Rengi tanımlamak, rengin bileşenlerini bulmak için renk değişimlerinin düzenli biçimde sıralandığı renk sistemleri oluşturulmuştur [17].

Munsell renk sistemi

1936'da Albert Munsell tarafından bu renk sistemi tanıtılmıştır [7]. Munsell renk sisteminde renkler silindrsel koordinatlarda gösterilen 3 değişkenden oluşmaktadır: Hue, Value, Chroma (H/V/C) [156] (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Munsell renk sistemi

Hue (ana renk, renk tonu)

Hue bir rengi diğerinden ayırt eden özelliktir [152]. Munsell sisteminde 5 ana renk vardır (kırmızı, mavi, yeşil, sarı, mor) [17]. Dental terimlerle, hue, yaygın olarak kullanılan Vita™ Renk Skalası üzerindeki A, B, C veya D harfi ile temsil edilir [152].

Value (parlaklık)

Value açık rengi koyu renkten ayırt eden özelliktir [17]. Munsell renk sisteminde value siyah-beyaz skala olarak tanımlanmıştır. Parlak cisimler daha az miktarda griye sahipken, düşük oranda parlaklığa sahip cisimler ise fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünür [152]. Yoğunluk skalasındaki maksimum value (100) beyaz rengi, en düşük value (0) siyah rengi temsil eder [7]. Bir kronun parlaklığı genellikle daha parlak porselen (kroma düşürücü) kullanılarak veya yüzeyin yansıtıcılığı artırılarak iki şekilde artırılır. Dişlerin kolesinin parlaklık değerinin düşük olması sebebiyle bu bölgelerde ana rengin değerlendirilmesi de oldukça güçtür [152].

Chroma (yoğunluk)

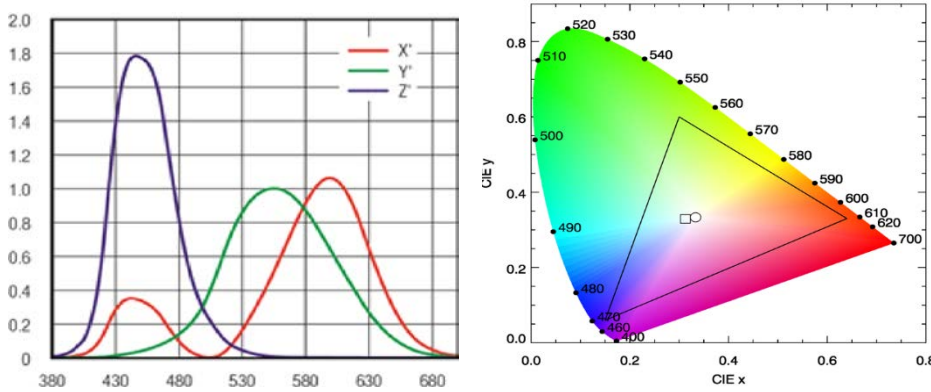
Ana rengin gücünü, pigment yoğunluğunu ifade eder. Bir renk ne kadar açıksa chroma o kadar düşük olur, cisim koyulaştıkça chroma artar. Chroma ve value ters ilişkilidir, chroma arttıkça value azalır. Chroma, Vita™ Renk Skalası'ndaki sayılarla temsil edilir [7, 152].

Rengin belirlenmesinde ilk olarak value, daha sonra chroma ve en son hue belirlenir.

CIE XYZ renk sistemi

1931'de Commission Internationale de l'Éclairage/International commission on illumination (CIE) (Uluslararası Işık Komitesi), standart bir gözlemci eğrisi geliştirmiştir [26]. X kırmızıya, Y yeşile, Z maviye eşdeğer olmaktadır [143]. Her üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi verir [152].

Bu sisteme göre algılanan, at nalına benzeyen şekil “gamut” olarak adlandırılır. CIE XYZ renk sistemi algısal olmadığı için, XYZ renk yoğunluğu tablosundaki renklerin farkı eşit olarak algılanmamaktadır [152] (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. CIE XYZ renk sistemi ve tristimulus değerler eğrisi

CIELab renk sistemi

En popüler renk sistemlerinden olan CIELab sistemi 1976'da tanınmıştır ve Munsell renk sistemi üzerine kuruludur. Rengin algılanması, 3 ayrı renk reseptörüne bağlıdır (kırmızı, yeşil, mavi). Bu üç boyutlu renk uzayında L^* , a^* ve b^* eksenleri bulunmaktadır.

L^* (lightness): dikey eksen, bir cismin açıklık koordinatlarını gösterir. Bu koordinatta siyah renk (-) 0, beyaz renk (+) 100 olarak değerlendirilir.

a^* : (renk) yatay eksen, kırmızı (+) ve yeşil (-) arasındaki chroma koordinatlarını,

b^* : (renk) yatay eksen, sarı (+) ve mavi (-) arasındaki chroma koordinatlarını gösterir.

a^* yatay ekseninde değer pozitifse kırmızılığı, negatifse yeşilliği, b^* yatay ekseninde değer pozitifse sarı rengi, negatifse mavi rengi gösterir.

a^* ve b^* koordinatları nötr renkler (beyaz, griler) için sıfıra yaklaşır ve daha doygun veya yoğun renkler için artar.

CIELab sisteminin avantajı, renk farklılıklarının görsel algı ve klinik önem ile ilişkili olabilecek birimlerde ifade edilebilmesidir [157].

İki cisim arasındaki renk farklılığının sayısal değeri ΔE olarak tanımlanır.

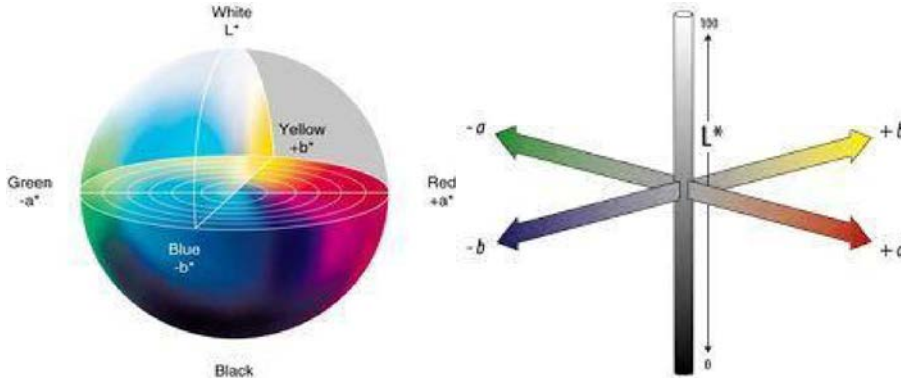
CIELab renk farkı aşağıdaki formüle göre hesaplanır [7, 158]:

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

Formüldeki, ΔL^* , Δa^* , Δb^* değerleri iki örneğin CIE $L^*a^*b^*$ renk değişkenleri arasındaki farkı gösterir.

$$\Delta L^* = \Delta L_1^* - \Delta L_0^*; \quad \Delta a^* = \Delta a_1^* - \Delta a_0^*; \quad \Delta b^* = \Delta b_1^* - \Delta b_0^*$$

ΔL_0^* , Δa_0^* , Δb_0^* ilk ölçüm değerleri iken, ΔL_1^* , Δa_1^* , Δb_1^* ikinci ölçüm değerleridir. (Şekil 2.4)



Şekil 2.4. CIELab renk sistemi

Formüldeki ΔE simgesindeki Δ , farkı gösterirken E simgesi Almanca algılama anlamındaki “empfindang” kelimesinden gelir. ΔE değeri sıfır olduğu zaman renk değişimi olmaz, arttıkça renk değişimi görsel olarak algılanır. Diş hekimliği alanında renk uyumu açısından göz tarafından algılanamayan farklar kabul edilebilir. Algılanabilir renk farkı, gözlemci tarafından anlaşılabilir en küçük renk farkını ifade eder. Gözlemcilerin %50’si tarafından fark edilen renk farkı, %50:50 algılanabilirlik eşiğine denk gelmektedir. Benzer olarak, gözlemcilerin %50’si için kabul edilebilir renk farklılığı %50:50 kabul edilebilirlik eşiğine karşılık gelir [158]. Renk farklarının klinik olarak yorumlanabilmesi amacıyla pek çok araştırma yapılmış, ΔE değerlerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabildiği ve yorumlanabilmesi için kabul edilebilir değerlerin ne olduğu da araştırmacılar tarafından tartışılmıştır [159].

O’Brien’in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı tablo Çizelge 2.1’ de gösterilmektedir [157].

Çizelge 2.1. O’Brien’in klinik olarak renk eşlemesi

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

Ulusal Standartlar Bürosu (National Bureau of Standards) tarafından belirlenmiş olan NBS kriterleri ve renk değişim miktarının klinik eşleşmesi Çizelge 2.2’ de gösterilmektedir [160].

Çizelge 2.2. NBS kriterleri

ΔE	NBS Birim Renk değişiminin belirtisi
0-0,5	Çok az: oldukça az değişim
0,5-1,5	Az: az değişim
1,5-3	Belirlenebilir: algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: oldukça belirgin
12 ve üzeri	Çok fazla değişim: başka bir renk

CIEΔE 2000 renk sistemi

Yapılan araştırmalar, renk farkının değerlendirilmesinde CIEΔE 2000 (CIEΔE₀₀) renk farkı formülünün CIELab formülünden daha iyi bir uyum gösterdiğini, bu nedenle dış renkleri arasında insan gözünün algılanabilir ve kabul edilebilir renk farklılıkları için daha iyi göstergeler sağladığını göstermiştir. Bununla birlikte, görsel kararlara daha iyi uyum sağlayabilecek CIEΔE₀₀ ağırlıklandırma fonksiyonlarını (S_L , S_C , S_H) ve parametrik faktörleri (k_L , k_C , k_H) incelemeye almak daha uygundur. Bu renk sisteminin kullanımı daha karmaşıktır [161].

CIEΔE renk formülü şu denkleme göre hesaplanmaktadır [89]:

$$\Delta E_{00} = \left(\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C} \right) + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H} \right) \right)^{1/2}$$

$\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ örneklerle eşleşen renk açıklığı, parlaklığı ve renk tonunu gösterir. R_T rotasyon fonksiyonu, mavi bölgede renk ve renk tonu arasındaki farklılıkları hesaplar. Ağırlıklandırma fonksiyonu (S_L , S_C , S_H) L^* , a^* , b^* koordinatındaki çiftlerin total renk farkları arasındaki varyasyonlarını ve parametrik faktörleri (k_L , k_C , k_H) düzenlemektedir.

Algılanabilir eşik değeri 0,80; kabul edilebilir eşik değeri 1,80 olarak ifade edilmiştir [162].

2.7.2. Renk ölçümü

Renk ölçümü görsel olarak ve cihazlarla yapılmaktadır [155].

Görsel ölçüm

Rengin görsel olarak belirlenmesi için popüler bir sistem, parametreleri üç boyutta temsil edilen Munsell renk sistemidir. İlk olarak value değeri rengin açıklığına veya koyuluğuna en yakın olan sekmenin seçilmesiyle belirlenir. Değer, beyaz (10) ile siyah (0) arasında değişir. İkinci olarak chroma değeri akromatik veya gri renkten (0) yüksek oranda doymuş renge (18) kadar değişerek, rengin doygunluğuna göre belirlenir. En son ise hue değeri standart skala yardımıyla 10 çeşit renk içinden seçilerek ölçülür. (kırmızı=R, sarı-kırmızı=YR, sarı=Y, yeşil-sarı=GY, yeşil=G, mavi-yeşil=BG, mavi=B, mor-mavi=PB, mor=P, kırmızı-mor=RP) [155].

Görsel olarak en çok uygulanan yöntem renk skalalarına göre rengin belirlenmesidir [157, 163]. Görsel yöntemde, genel olarak, bir dişin temel rengi dişin sadece orta üçte birinde temsil edilir, çünkü renk aralığı insizal kenardan dişeti alanlarına doğru değişir ve deneyimli gözlemci bu alana odaklanmak için kendini eğitmelidir [157]. Görsel renk tanımlama subjektiftir ve gözlemcinin renk algılaması, aydınlatma koşulları, translusensi, yüzey yapısı, kullanılan malzemelerin optik özellikleri gibi birçok faktöre bağlıdır [164]. Dış aydınlatma koşulları, göz yorgunluğu, renk körlüğü, metamerizm gibi etkenler hatalı renk seçimine sebep olabilir [157].

Görsel renk karşılaştırması, renk ölçüm cihazlarıyla yapılan renk farkı ölçümünün tersine, algılanabilir renk değişimi ve kabul edilebilir renk değişimi farkını belirlemede sınırlıdır [165]. Görsel renk tespitinin, renk skalalarındaki mevcut renklerin yetersiz olması, diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün farklı saatlerinde seçilen renkte tutarsızlıklar bulunması, standardizasyon sağlanamaması, elde edilen sonuçları CIE renk sisteminde göstermenin olanaksız olması gibi dezavantajları vardır [156].

Cihazla ölçüm

1970 'li yılların başında elektronik cihazlar renk ölçümü için kullanılmaya başlamıştır [166].

İlk renk ölçümü cihazı 1980'li yılların başında "Chromascan" isimli filtreli kolorimetre olmuştur. Ancak bu cihaz kullanım zorluğu nedeniyle başarılı bulunmamıştır [167].

Cihazla ölçüm, objektifliği, değerlerin daha hızlı elde edilmesi, sayısallaştırılması gibi avantajları nedeniyle görsel ölçümden daha avantajlıdır. Renk ölçüm cihazları genellikle, sinyali, diş hekimi muayenehanesinde veya laboratuvarında kullanılabilir hale getirecek şekilde işleyen bir dedektör, sinyal koşullandırıcı ve yazılımdan oluşur [155]. Renk ölçüm cihazları doğruluk, hassasiyet, tekrarlanabilirlik, yeniden üretilebilirlik ve güvenilirlik gibi kriterlerle değerlendirilmektedir [168].

Kolorimetre

Kolorimetre L^* , a^* , b^* koordinatlarına dayanan CIELab sistemine göre renk ölçümü sağlar. Gelişmiş kolorimetrik cihazlar hassas, tekrarlanabilir ve görsel olarak anlamlı şekilde kolayca değerlendirilebilir. Sayısal değerlendirmeler için kullanılan en yaygın sistemdir [169].

Kolorimetreler belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların örnek üzerinden yansıma değerlerine göre örneğin renginin ölçülmesine dayanan çalışma prensibine sahiptirler. Cihaz içerisinde insan gözündeki koni tipi hücrelere benzer olarak CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ düzenine yakın sonuç verebilmesi için yerleştirilen üç değişik sensör bulunmaktadır [170].

Bu cihaz probu vasıtasıyla yüzeye temas ederek çalışır. Aydınlatma, titreşimli xenon flaş ile yapılır. Ortalama renk değeri için 3-5 kez ölçüm yapılır [26].

Kolorimetrelerin küçük cihazlar olması nedeniyle daha kolay kullanım sağlamalarının yanı sıra, ekonomik olması gibi avantajlara sahip oldukları bildirilmektedir [115, 171].

Diş hekimliğinde, kolorimetre cihazının sonuçları güvenilir değildir. Çünkü cihazdan yayılan standart aydınlatıcı ışık, dişlerin ve seramiklerin translusensi gibi optik özelliklerinin bir sonucu olarak saçılabilir, emilebilir, iletilebilir, yansıtılabilir ve hatta yanlamasına yer değiştirebilir [169].

Bu cihazlar, düz yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmıştır. Diş yüzeyleri ise düz değildir. Dar açıklığa sahip olan cihazlarda “edge-loss” diye tabir edilen, renk ölçümü yapılan cisimden yansıyan ışığın cihaza tam olarak dönememesi gibi problemler yaşanmakta ve bundan dolayı yanlış ölçüm sonuçlarına sebep olmaktadır. Diğer dezavantajı ise, üstesinden

gelinmesi zor olan sistematik hataları ve bu hatalar sonucu hassasiyet derecesinden veya çevresel kontrolden bağımsız olarak olumsuz yönde etkilenen cihaz doğruluğudur [157]. Maliyeti fazladır [171] (Resim 2.1).



Resim 2.1. Kolorimetre renk ölçüm cihazı

Spektrofotometre

Kolorimetrenin kırmızı, yeşil ve mavi filtrelerle filtrelenen yansıyan ışığın yoğunluğunu ölçmesinin aksine, spektrofotometreler görünür dalga boylarında yansıyan ışığın yoğunluğunu ölçerler [163]. Bu cihazlar görünür spektrum boyunca 1–25 nm aralıklarla bir nesneden yansıyan ışık enerjisi miktarını ölçer. Bir spektrofotometre, bir optik radyasyon kaynağı, ışığı dağıtma aracı, ölçüm için bir optik sistem, bir dedektör ve elde edilen ışığı analiz edilebilen bir sinyale dönüştürme aracı içerir [172] (Resim 2.2.).



Resim 2.2. Spektrofotometre renk ölçüm cihazı

Örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranıyla değerler elde edilir [173]. Spektrofotometreler çoklu sensör prensibiyle çalışmakta olup, diş hekimliğinde spektrofotometreler tam protezlerin, porselen restorasyonların, yapay dişlerin dental materyallerin renklerinin ve renk değişimlerinin tespitinde kullanılmaktadır [174].

Spektrofotometrenin avantajları:

- Kolorimetreden farklı olarak metamerizmi ayırtdebilmektedir,
- İnsan gözüyle algılanamayan (380-720 nm) renkler algılanabilir,
- Tutarlı ve güvenilir sonuçlar verir,
- Objektiftir,
- Uzun süre doğru ve standartlara uygun sonuçlar verir.

Dezavantajları:

- Klinik olarak uygulamaları kısıtlıdır,
- Pahalıdır,
- Standardizasyonu güçtür [26].

Spektrofotometrelerin diş hekimliğinde restoratif rezinlerin, tam protez dişlerin, porselen restorasyonların, renk anahtarlarının, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini bulmak ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek amacıyla kullanılmakta olduğu bildirilmiştir [167].

Diş hekimliği kliniklerinde kullanılan Vita Easy Shade spektrofotometrenin klasik spektrofotometrelerden en önemli farkı renk ölçümelerini CIELab değerleri üzerinden ve bu değerleri Vita renk skalası değerlerine çevirerek vermesidir [175].

Spektroradyometre

Edge loss etkisinin kaldırıldığı bu cihazlar yansıtma/parlaklık değerlerinin ölçümü için tasarlanmıştır [174]. Görünür spektrumun 5, 10, 20 nm aralıklarında ışık enerji miktarı ölçülmekte olup [174], dişlerin, seramiklerin, estetik braketlerin renginin, rezin kompozitlerin translusensi değerlerinin belirlenmesinde kullanılır [176, 177]. Ölçüm pozisyonunda olan küçük değişiklik spetroradyometre ile ölçümde büyük farklılığa neden olabilir [178] (Resim 2.3).



Resim 2.3. Spektroradyometre renk ölçüm cihazı

Dijital kameralar

Son zamanlarda, renk görünümünün imaj halinde elde edilebilmesinden dolayı dijital kameralar popülerite kazanmıştır [178]. En önemli avantajı bir tek alanı değil tüm cismin renk görünümünün elde edilmesidir [171].

Dijital kameralar kimyasal bir reaksiyon oluşturmak için ışığa odaklanmak yerine, milyonlarca mikroskopik olarak ışığa hassas eleman içeren şarjlı cihazlar (CCD) kullanarak görüntüleri yakalar. Fotodiyotlar gibi, her bir fotosit sadece yüzeyine çarpan toplam ışık yoğunluğuna yanıt verir. Tüm renkli bir görüntü elde etmek için, çoğu sensör filtreli kolorimetrlere benzer şekilde üç ana renge bakmak için filtreler kullanır. En yüksek kalitede kameralar, her biri üzerinde farklı bir filtreye sahip üç ayrı sensör kullanır. Işık, kameraya bir ışın ayırıcı yerleştirilerek farklı filtre/sensör kombinasyonlarına yönlendirilir. Işın ayırıcı, her dedektörün görüntüyü aynı anda görmesini sağlar. Bu yöntemin avantajı, kameranın her bir piksel konumundaki üç rengin her birini kaydetmesidir [155]. Fotoğraf alınırken kullanılan açı, rengin kamera tarafından algılanmasını etkileyebildiğinden tek başına kullanımı renk analizi için güvenilir bir yöntem değildir [167].

CIE' nin standart gözlemcisi ile aynı spektral hassasiyete sahip olmayan dijital kameralarda R, G, B (Red, Green, Blue) ve X, Y, Z değerleri bir formül ile hesaplanır. RGB değerleri XYZ değerleri ile eşleşmediğinden, ölçüm yapılırken kameranın RGB değeri kameranın XYZ değeri ile uyumlu hale getirilmelidir. Bu işleme kamera kalibrasyonu denilir [37].

Renk skalaları

Görsel renk seçiminde kullanılan renk skalaları ilk kez 1933 yılında Clark tarafından geliştirilmiştir. "Tooth Color Indicator" olarak adlandırılan bu renk skalası 60 seramik örnek içermektedir [179]. 1950 yılında ise daha çok popülerite kazanan Vitapan Klassik geliştirilmiştir [180].

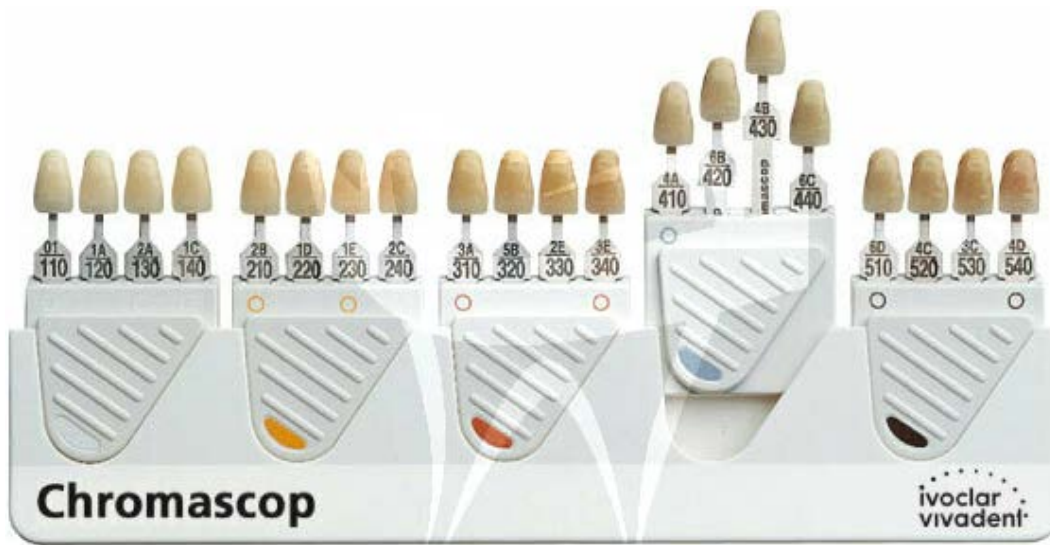
Renk seçimi sırasında doğal dişler seramik, plastik veya rezinden yapılmış skalalarla karşılaştırılır [181]. Klinisyenin yaşı, deneyimi, renk körlüğü, gözdeki yorgunluk gibi koşullar hatalı sonuçlara neden olduğundan objektif yöntem değildir [182].

Vita Klasik renk skalasında hue harfler ile belirtilerek gruplar halinde sıralanmıştır. (A: kırmızımsı kahverengi, B: kırmızımsı sarı; C: Gri, D: kırmızımsı gri) [180]. Gruplardaki renkler yoğunluk artışına göre sıralanmış olup A grubu beş renkten (A1, A2, A3, A3.5, A4); B grubu dört renkten (B1, B2, B3, B4); C grubu dört renkten (C1, C2, C3, C4) ve D grubu üç renkten (D2, D3 ve D4) oluşmaktadır [178] (Resim 2.4).



Resim 2.4. Vita Klasik renk skalası

Ivoclar Chromascop'ta ise renkleri tanımlamak için numaralar kullanılmıştır (100-beyaz, 200-sarı, 300-turuncu, 400-gri, 500-kahverengi) [26] (Resim 2.5).



Resim 2.5. Ivoclar Chromascop renk skalası

1990'da *Vita Toothguide 3D-Master* skalası tanıtılmıştır. Bu skala daha ilkel bir tasarıma sahip olan Vita Klasik renk skalasının aksine, hue, value ve chromayı içeren kabul edilmiş renk algı konseptine daha yakındır. Bu skala 26 renkten oluşmuştur. Skaladaki birinci rakam value'yu, harf hue'yu, ikinci rakam chroma'yı göstermektedir. Value, 0 en açık, 5 en koyu olmak üzere 6 farklı seviyede gruplandırılmaktadır. Chroma, 1 en az kromatik, 3 en çok kromatik olmak üzere her grupta 3 seviyeye sahiptir. Ancak birinci grupta 2 chroma seviyesi bulunmaktadır. Grup 2, 3 ve 4'teki ara chroma seviyeleri (1,5 ve 2,5) L (daha az kırmızı) ve R (daha çok kırmızı) olmak üzere hue varyasyonları ile ilişkilidir [180, 181] (Resim 2.6).

Vita Klassik ile kıyaslandığı zaman Toothguide 3D-Master skalasının doğal dişlere daha uyumlu olduğu, daha geniş renk aralığını kapsadığı ve daha düzgün renk dağılımına sahip olduğu bildirilmiştir [180].



Resim 2.6. Vita Toothguide 3D-Master renk skalası

Güncel literatür incelendiğinde seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyallerinin renk karakteristikleri ile ilgili çok sayıda çalışma yapıldığı görülmekle birlikte, materyal tipi, dayanak diş rengi, materyal kalınlığı ve siman rengi gibi klinik faktörlerin restorasyonun final rengine etkisinin değerlendirildiği az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, 2 farklı estetik seramik/cam-polimer yapılı CAD/CAM materyali ile hazırlanan restorasyon kombinasyonlarının sonuç rengine materyal tipi, materyal kalınlığı, siman ve dayanak diş rengi gibi klinik faktörlerin etkisini *in-vitro* olarak incelemektir. Hipotezimiz, materyal tipi, materyal kalınlığı ve siman renginin farklı renkteki dayanaklar

zerine simante edilen seramik/cam-polimer yapılı CAD/CAM materyallerin renk değişimi üzerine etkisi olmayacağı şeklindedir.



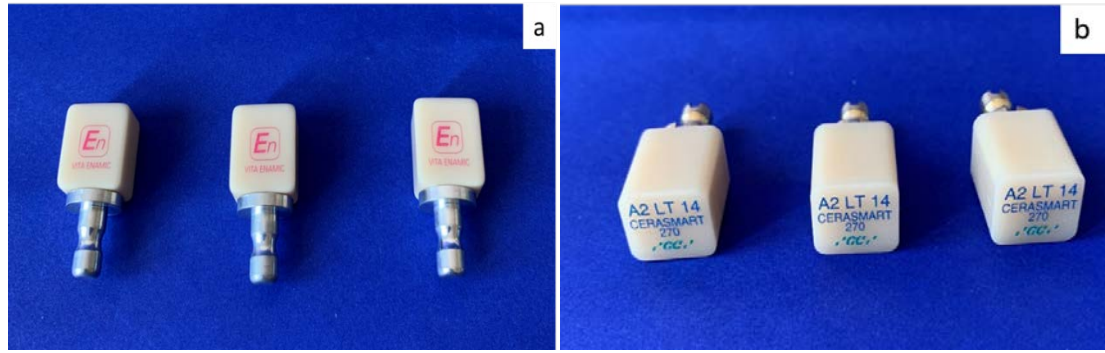
3. MATERİYAL VE METOD

Bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı. Çalışmamızda, restorasyonların son renginin A2 ve 2M2 olması gerektiği senaryosu planlandı. Bu amaçla restoratif materyal olarak 2M2-T rengine bir adet polimer infiltre seramik materyali (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve A2-LT rengine bir adet rezin nano seramik (GC Cerasmart, Gc Dental Products, Leuven, Belçika) seçildi. Farklı kalınlıklarda (2 mm, 1,5 mm ve 1 mm) hazırlanan seramik/cam-polimer yapılı CAD/CAM materyaller, farklı renklerde (A2 (Universal), White ve Translulent) dual polimerize olan self adeziv rezin siman (Panavia SA Cement Automix, Kuraray Dental, Okayama, Japonya) kullanılarak, dayanak dişi taklit etmek amacıyla seçilen bir açık renk (B1) bir de koyu renkli (C3) mikrohibrit kompozit rezin (G-aenial ® anterior, GC Dental Products, Tokyo, Japonya) dayanaklara yapıştırıldı. Çalışmamızda renk ölçümleri spektrofotometre ile siyah zemin üzerinde yapıldı. İlk önce, kontrol grubu olarak herhangi bir dayanağa yapıştırılmamış 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlığındaki A2 ve 2M2 örneklerin ölçümü yapıldı. Daha sonra dayanaklara simante edilen örneklerin renkleri ölçülerek renk değişimi CIEΔE 2000 renk ölçüm sistemi ile hesaplanarak kaydedildi.

3.1. Kullanılan Materyaller

3.1.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri

Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM blokları Resim 3.1'de ve ürün bilgileri Çizelge 3.1'de verilmiştir.



Resim 3.1. Çalışmada kullanılan seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM blokları: a. Vita Enamic, b. Cerasmart

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklara ait ürün bilgileri

Materyal	Ticari isim	Renk	Lot no	Üretici firma	İçerik
Nano hibrit seramik	GC Cerasmart™	A2-LT	1904056	GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika	%29 Bis-MEPP, UDMA, DMA, %71 silika (20 nm), baryum cam (300 nm)nanopartikülleri
Polimer infiltre seramik	Vita Enamic®	2M2-T	81580	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	%14 UDMA, TEGDMA, %86 yarı sinterize edilmiş feldspatik seramik ağ

TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat; UDMA: üretan dimetakrilat; DMA: dimetakrilat; Bis-MEPP: 2,2-Bis (4-metakriloksipolietoksifenil) propan

3.1.2. Çalışmada kullanılan kompozit materyalleri

Çalışmada kullanılan kompozit materyalleri Resim 3.2’de ve ürün bilgileri Çizelge 3.2’de verilmiştir.



Resim 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezin: G-aenial® -anterior

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan universal ışıkla sertleşen kompozit rezine ait ürün bilgileri

Materyal	Ticari isim	Renk	Lot no	Üretici firma	İçerik
Mikrohibrit kompozit	G-aenial® -anterior	B1	190828A	GC, Dental Products, Tokyo, Japonya	%70-80 yarı polimerize edilmiş rezin doldurucular (16-17µm silika, stronsiyum ve lantanoid flor içeren doldurucu partiküller), UDMA, DMA, pigmentler, katalizörler.
		C3	91128B		

UDMA: üretan dimetakrilat; DMA: dimetakrilat.

3.1.3. Çalışmada kullanılan siman materyalleri

Çalışmada kullanılan siman materyalleri Resim 3.3'te ve ürün bilgileri Çizelge 3.3'te gösterilmiştir.



Resim 3.3. Çalışmada kullanılan kendinden adeziv rezin siman: Panavia™ SA Cement Universal Automix

Çizelge 3.3. Çalışmada kullanılan kendinden adeziv rezin simana ait ürün bilgileri

Materyal	Ticari isim	Renk	Lot no	Üretici firma	İçerik
Panavia SA Cement Automix	Panavia™ SA	A2 (Universal)	480008	Kuraray Noritake Dental, Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japonya	MDP, Bis-GMA, TEDMA, HEMA, silanlanmış baryum cam, silanlanmış kollolidal silika, kamforokinon, peroksit, katalizörler, pigmentler, sodyum flüorit
		White	BT0006		
		Transparent	8V0008		

MDP:10 metakrililoksidesil dihidrojen fosfat; bis-GMA: bis-fenol A diglisidil metakrilat; TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat; HEMA: hidroksimetakrilat

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılan seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM bloklar, kesme makinesinde (Metkon Microcut 201, Bursa, Türkiye) 3 farklı kalınlıkta (1 mm, 1,5 mm ve 2 mm), kare ($12 \times 12 \text{ mm}^2$) prizma şeklinde kesildi (Resim 3.4).



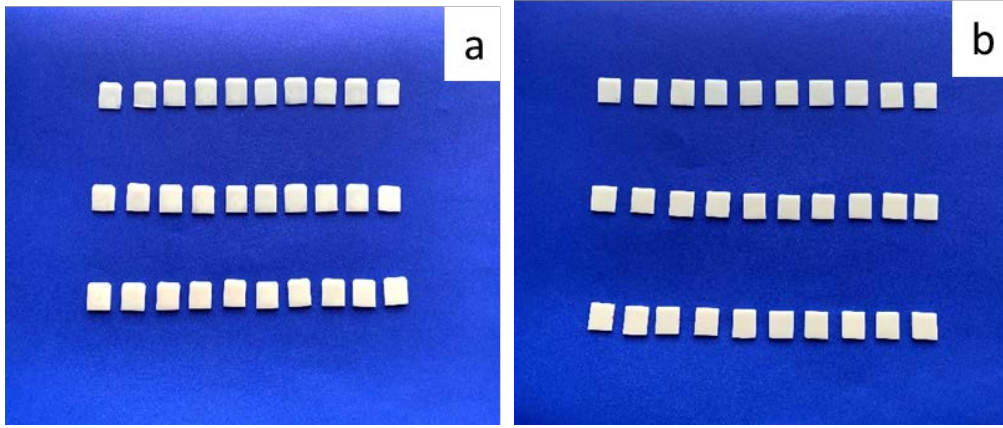
Resim 3.4. Kesit alma cihazı (Metkon Microcut 201, Bursa, Türkiye)

Örneklerin kalınlıkları $\pm 0,1$ mm hassasiyetle, dijital kumpas (Absolute Digimatic Caliper; Mitutoyo Corporation, Auropa, IL, USA) ile kontrol edildi (Resim3.5).



Resim 3.5. Dijital kumpas ile örnek kalınlıklarının ölçülmesi

Her bir CAD/CAM bloğundan 185'er adet örnek elde edildi (Resim 3.6).



Resim 3.6. Çalışmada kullanılan CAD/CAM örnekler a) Cerasmart b) Vita Enamic

Çalışmada kullanılan CAD/CAM örneklerin bir yüzeyine 1200 ve 4000 gritlik SiC zımpara kağıdı ile su soğutması altında otomatik polisaj makinesi (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye) kullanılarak zımparalama işlemi yapıldı (Resim 3.7).



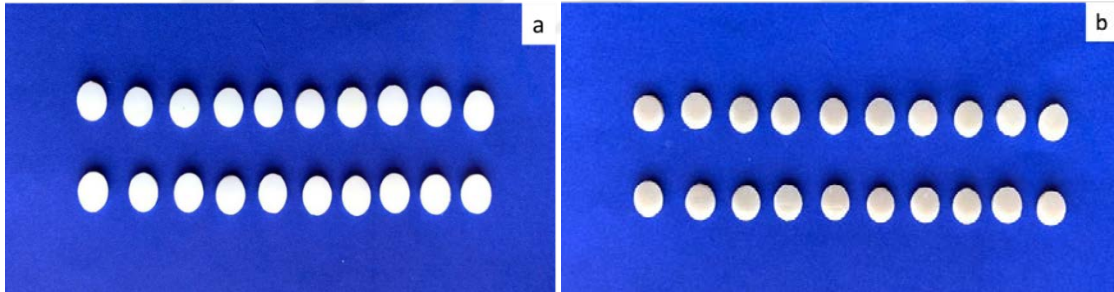
Resim 3.7. Zımparalama ve parlatma cihazı (Metkon Gripo 2V, Bursa, Türkiye)

CAD/CAM örnekler 10 dakika distille suda ultrasonik temizleme makinesinde (Elmasonic S 300 H, Singen, Almanya) temizlendi ve hava ile kurutuldu (Resim 3.8).



Resim 3.8. Ultrasonik temizleme makinesi (Elmasonic S 300 H, Singen, Almanya)

Dayanak dişi temsil etmesi için B1 ve C3 rengine 10 mm çaplı, 3 mm kalınlığında delikli politetrafloroetilen kalıp kullanılarak disk şeklinde 360 adet kompozit rezin örnek elde edildi (Resim 3.9).



Resim 3.9. Disk şeklinde hazırlanmış kompozit örnekler a) B1 rengine b) C3 rengine

Çalışmamızda farklı estetik seramik/cam-polimer yapıllı CAD/CAM materyali ile hazırlanan restorasyon kombinasyonlarının sonuç rengine materyal tipi, materyal kalınlığı, siman ve dayanak dişi rengine gibi klinik faktörlerin etkisini değerlendirebilmek amacıyla seramik/cam polimer yapıllı örnekler kompozit rezin disklerin üzerine 10 N kuvvet altında 100 µm kalınlıkta siman film kalınlığı oluşturulacak şekilde (Resim 3.10) dual-cure self adeziv rezin siman kullanılarak simante edildi (Resim 3.11).



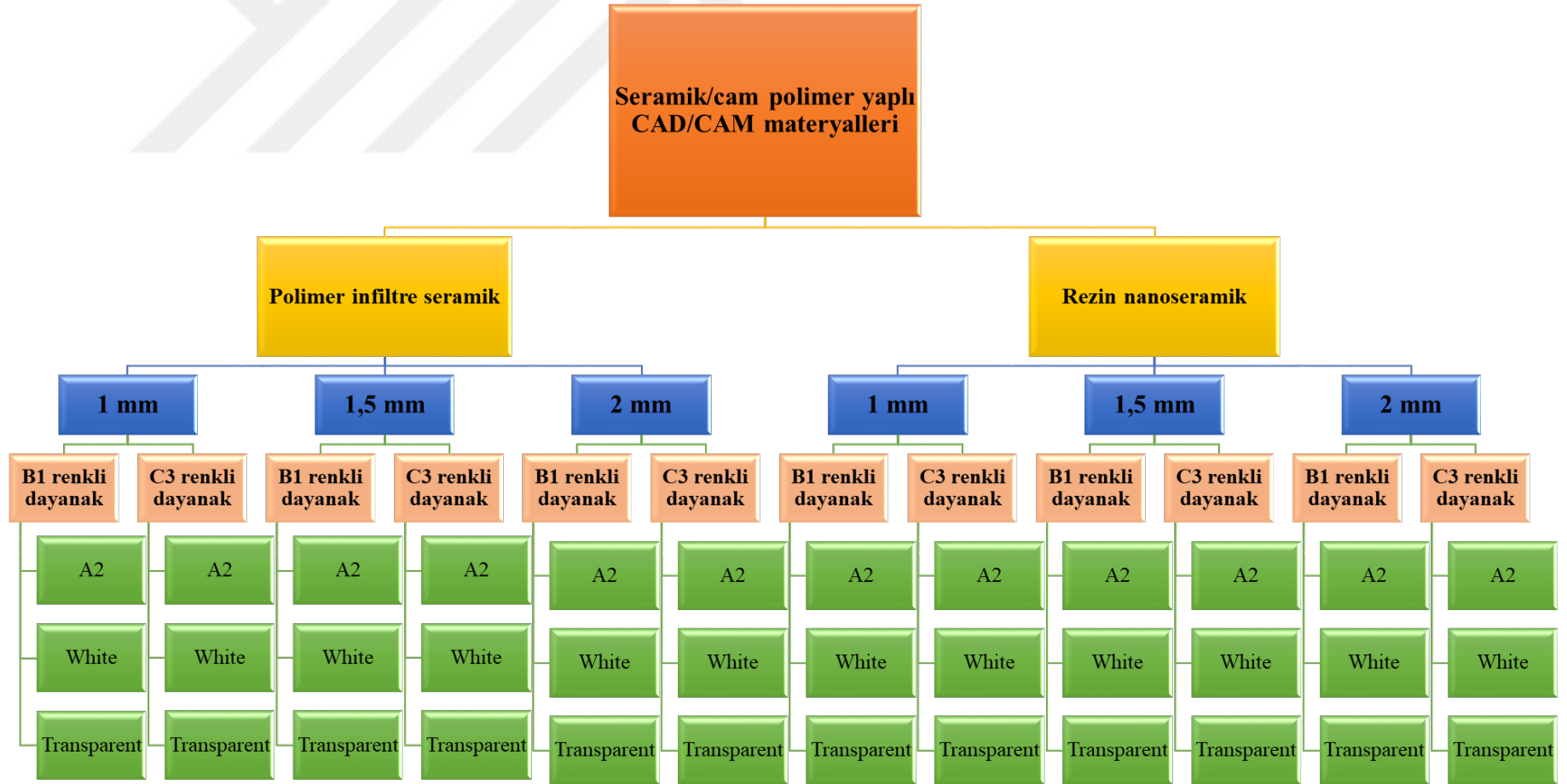
Resim 3.10. Simante edilmiş örnekler



Resim 3.11. Örneklerin simantasyonu

Çalışmaya ait şematik test grupları Şekil 3.1’de verildi.





Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan CAD/CAM materyalleri, rezin simanları, kompozit rezinleri ve çalışma planını gösteren şema

Bu doğrultuda materyal tipine göre 2 ana grup ve dayanak diş rengi, siman rengi ve siman kalınlığı esas alınarak 36 alt grup oluşturuldu ($n=10$). Kalan 10 seramik/cam polimer yapılı örnek kontrol grubu olarak kullanılmak üzere herhangi bir simantasyon işlemi olmaksızın sadece renk ölçümü in ayrıldı.

Örneklerin renk ölçümünde spektrofotometre (Minolta CR-321, Osaka, Japonya) kullanıldı. Minolta-321 cihazı 3 mm'lik ölçüm alanı içermekte olup cihazın 45° çevresel aydınlatma ve 0° görüş açısı vardır. Cihaz büyük hataları otomatik olarak telafi edebilmekte ve lmleri XYZ tristimulus şeklinde verebilmektedir.

Cihaz, her lmden önce üretici firma tarafından sağlanan siyah ve beyaz bir seramik karo ile kalibre edildi. Ölçümler sırasında cihazın ucu (u boyutu 3 mm, sensör boyutu 2 mm çap), yüzeye dik ve numunenin ortasına gelecek şekilde yerleştirildi. Daha sonra, her numunenin L^* , a^* ve b^* değerleri elde edildi. Ölçümler üç kez tekrarlandı.

Kontrol ve test gruplarında yer alan CAD/CAM materyallerin renk değişimi siyah zemin üzerinde CIE L^* , a^* ve b^* renk koordinatlarına dayanarak CIE ΔE 2000 renk farkı formülüne göre (ΔE_{00}) hesaplandı (Resim 3.12).



Resim 3.12. Renk lm cihazı (Minolta CR-321, Osaka, Japonya)

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel değerlendirme SPSS 15.0 paketi (IBM Corp., Chicago, Illinois, ABD) kullanılarak yapıldı. Sürekli sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testiyle, varyansların homojenliği ise Levene Testi ile araştırıldı.

Sürekli sayısal değişkenler yönünden test grupları arasındaki farkın önemi Kruskal-Wallis testi ile incelendi. Bağımsız grup sayısı iki olduğunda ve ikiden fazla grup arasındaki farkın önemliliğini tespit etmek için Mann-Whitney U parametrik olmayan karşılaştırma testi kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler medyan $\pm$ çeyreklikler arası dağılım genişliği biçiminde ifade edildi. $p < 0,05$ önem seviyesinde sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olduğu kabul edildi. Olası tüm çoklu karşılaştırmalarda, Tip 1 hatanın kontrol edilebilmesi amacıyla Bonferroni Düzeltmesi uygulandı.



4. BULGULAR

4.1. B1 Dayanak

Kolmogorov-Smirnov test sonuçlarına göre B1 dayanak kullanıldığında bağımsız değişkenlerin bir kısmının (estetik dental restoratif CAD/CAM materyalleri, materyal kalınlığı, white ve transparent siman rengi) renk değişim (ΔE_{00}) değerleri açısından normal dağılım göstermediği saptandı ($p < 0,05$). Estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait ΔE_{00} medyan ve çeyreklikler arası dağılım genişliği değerleri çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1. CAD/CAM materyallerine ait ΔE_{00} değerleri

Materyal	Medyan	Çeyreklikler arası dağılım genişliği	
		25	75
Vita Enamic	0,67	0,39	1,01
Cerasmart	0,84	0,56	1,08

Estetik dental restoratif CAD/CAM materyal kalınlıklarına ait ΔE_{00} medyan ve çeyreklikler arası dağılım genişliği değerleri çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.2. CAD/CAM materyal kalınlıklarına ait ΔE_{00} değerleri

Materyal kalınlığı	Medyan	Çeyreklikler arası dağılım genişliği	
		25	75
2 mm	0,71	0,46	0,90
1,5 mm	0,63	0,34	0,95
1 mm	0,99	0,65	1,64

Test edilen siman renklerine ait ΔE_{00} medyan ve çeyreklikler arası dağılım genişliği değerleri çizelge 4.3’te verilmiştir.

Çizelge 4.3. Siman renklerine ait renk değişim değerlerine ait ΔE_{00} değerleri

Siman renkleri	Medyan	Çeyreklikler arası dağılım genişliği	
		25	75
A2	0,56	0,39	0,76
White	1,15	0,92	1,65
Transparent	0,56	0,4	0,86

Kruskal-Wallis test sonuçlarına göre dental CAD/CAM restoratif materyaller arasında ΔE_{00} değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p<0,05$). Aynı zamanda siman rengi ve materyal kalınlığı açısından da ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık gözlemlendi ($p<0,05$). Polimer infiltre seramik ağ yapılı Vita Enamic (VE) materyali rezin nanoseramik yapılı Cerasmart (Cs) materyaline göre daha az ΔE_{00} değeri sergiledi.

Mann-Whitney U parametrik olmayan gruplararası karşılaştırma test sonuçlarına göre materyal kalınlıkları göz önüne alındığında ΔE_{00} değerleri açısından; 2 mm ve 1,5 mm kalınlığındaki gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık gözlenmezken ($Z=-0,831$; $p=0,406$), 2 mm ve 1 mm kalınlığındaki gruplar ve 1,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edildi (sırasıyla, $Z=-7,231$; $p<0,05$ ve $Z=-7,404$ ve $p<0,05$).

Siman renkleri göz önüne alındığında ΔE_{00} değerleri açısından; A2 ve Transparent grupları arasında istatistiksel olarak farklılık gözlenmezken ($Z=-1,182$; $p=0,237$) A2 ve White renkli siman grupları ve White ve Transparent renkli siman grupları arasında anlamlı farklılık tespit edildi (sırasıyla, $Z=-12,782$; $p<0,05$ ve $Z=-12,175$; $p<0,05$).

İkili karşılaştırma sonuçlarına göre; materyal kalınlıkları göz önüne alındığında ΔE_{00} değerleri açısından VE ve Cs materyallerinin 2 mm ve 1,5 mm kalınlıklı grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken (sırasıyla, $Z=-0,575$; $p=0,565$ ve $Z=-0,786$; $p=0,432$), VE ve Cs materyallerinin 2 mm ve 1 mm; 1,5 mm ve 1 mm grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (VE için sırasıyla $Z=-6,373$; $p<0,05$ ve $Z=-6,343$; $p<0,05$) (Cs için sırasıyla $Z=-3,994$; $p<0,05$ ve $Z=-4,243$; $p<0,05$).

Buna ilaveten, siman renkleri göz önüne alındığında ΔE_{00} değerleri açısından VE ve Cs materyallerinin A2 ve White siman renk grupları arasında (VE için $Z=-9,594$; $p<0,05$ ve Cs için $Z=-9,287$; $p<0,05$), A2 ve Transparent grupları arasında (VE için $Z=-4,220$; $p<0,05$ ve Cs için $Z=-2,983$; $p<0,05$) ve White ve Transparent grupları arasında (VE için $Z=-7,483$; $p<0,05$ ve Cs için $Z=-9,815$; $p<0,05$) anlamlı farklılık bulundu.

Gruplar arasında üçlü etkileşimler incelendiğinde 2 mm, 1,5 mm ve 1 mm kalınlıktaki VE ve Cs örneklerinde siman renklerine ait ΔE_{00} değerleri istatistiksel olarak önemli farklılık gösterdi ($p<0,05$). Buna göre gruplar arasındaki farklılıklara ilişkin istatistik çizelgesi, Çizelge 4.4'te verilmiştir.



Çizelge 4.4. Gruplar arası üçlü etkileşimlere göre renk değişim değerleri

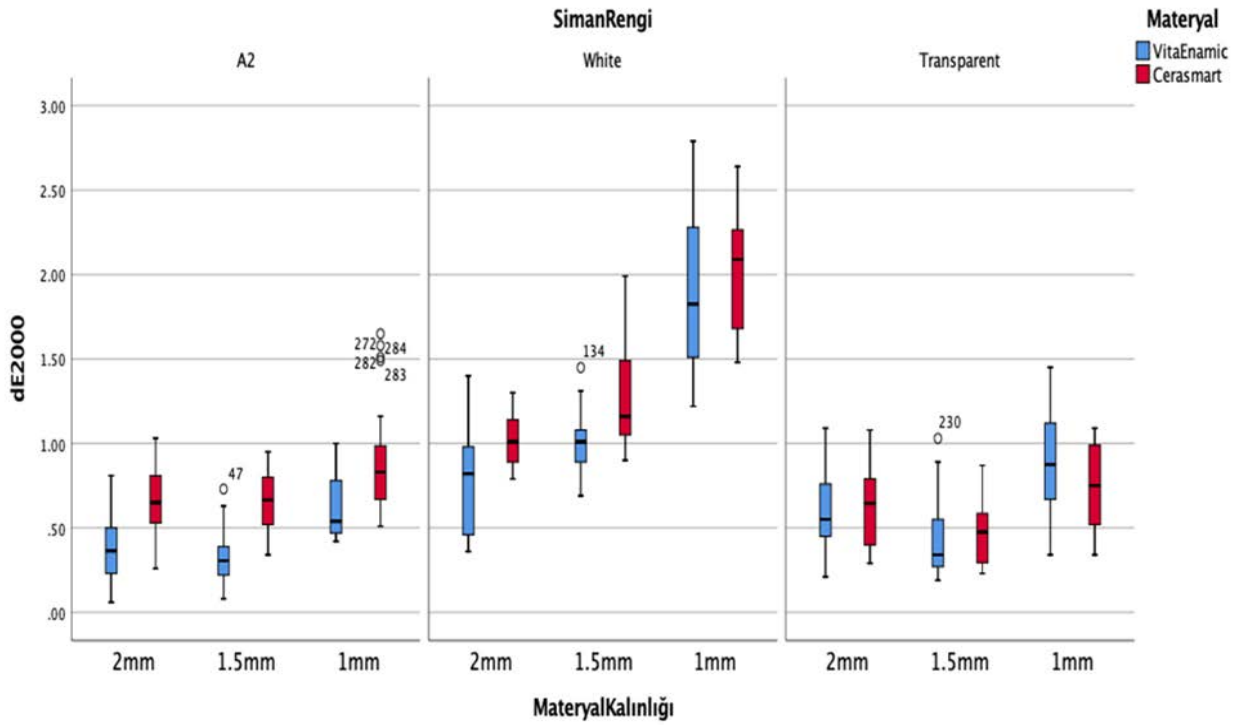
	VE						Cs					
	A2-White		White-Transparent		A2-Transparent		A2-White		White-Transparent		A2-Transparent	
	Z Değeri	p değeri	Z değeri	p değeri	Zdeğeri	P değeri	Z değeri	p değeri	Z değeri	p değeri	Z değeri	p değeri
2 mm	-4,666	<0,05	-2,285	<0,05	-3,666	<0,05	-5,548	<0,05	-5,045	<0,05	-0,819	0, 413
1,5 mm	-6,625	<0,05	-6,122	<0,05	-1,457	0,145	-5,952	<0,05	-6,238	<0,05	-3,545	<0,05
1 mm	-6,408	<0,05	-6,476	<0,05	-3,517	<0,05	-5,860	<0,05	-6,246	<0,05	-1,253	0, 210

2 mm kalınlıktaki VE materyali için siman renklerine ait ΔE_{00} değerleri arasındaki sıralamanın aşağıdaki gibi olduğu tespit edildi: White>Transparent>A2.

1,5 mm kalınlıktaki VE materyali için siman renklerine ait ΔE_{00} değerleri arasındaki sıralama White>Transparent $\geq$ A2 şeklindeyken, 1 mm kalınlıktaki VE materyali için bu sıralamanın renk White>Transparent>A2 şeklinde olduğu tespit edildi.

2 mm ve 1 mm kalınlıktaki Cs materyali için siman renklerine ait ΔE_{00} değerleri arasındaki sıralama White>A2 $\geq$ Transparent şeklindeyken, 1,5 mm kalınlıktaki Cs materyali için bu sıralamanın White>A2>Transparent şeklinde olduğu tespit edildi.

Materyal tiplerine göre materyal kalınlıkları ve siman renklerine ait ΔE_{00} değerlerinin dağılımı Şekil 4.1'te kutu-çizgi grafiğinde gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Kutulardaki yatay çizgiler medyan değerlerini, kutular, %50'lik dağılım genişliğinde yer alan verileri göstermektedir. İçi boş yuvarlakla gösterilen veriler aşırı değerlere aittir

4.2. C3 Dayanak

Kolmogorov-Smirnov test sonuçlarına göre C3 dayanak kullanıldığında bağımsız değişkenler ΔE_{00} değerleri açısından normal dağılım sergilemedi ($p < 0,05$). Estetik dental restoratif CAD/CAM materyallerine ait ΔE_{00} medyan ve çeyreklikler arası dağılım genişliği değerleri çizelge 4.5'te verilmiştir.

Çizelge 4.5. CAD/CAM materyallerine ait ΔE_{00} değerleri

Materyal	Medyan	Çeyreklikler arası dağılım genişliği	
		25	75
Vita Enamic	0,49	0,32	0,68
Cerasmart	0,72	0,55	1,1

Estetik dental restoratif CAD/CAM materyal kalınlıklarına ait ΔE_{00} medyan ve çeyreklikler arası dağılım genişliği değerleri çizelge 4.6'da verilmiştir.

Çizelge 4.6. CAD/CAM materyal kalınlıklarına ait ΔE_{00} değerleri

Materyal kalınlığı	Medyan	Çeyreklikler arası dağılım genişliği	
		25	75
2 mm	0,57	0,35	0,68
1,5 mm	0,53	0,34	0,72
1 mm	0,82	0,57	1,26

Test edilen siman renklerine ait ΔE_{00} medyan ve çeyreklikler arası dağılım genişliği değerleri çizelge 4.7'de verilmiştir.

Çizelge 4.7. Siman renklerine ait ΔE_{00} değerleri

Siman rengi	Medyan	Çeyreklikler arası dağılım genişliği	
		25	75
A2	0,55	0,36	0,72
White	0,78	0,58	1,11
Transparent	0,51	0,32	0,67

Kruskal-Wallis test sonuçlarına göre dental CAD/CAM restoratif materyalleri arasında ΔE_{00} değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,05$). Polimer infiltre seramik ağ yapılı VE materyali rezin nanoseramik yapılı Cs materyaline göre daha az ΔE_{00} değerleri sergiledi. Aynı zamanda siman rengi ve materyal kalınlığı açısından da ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık gözlemlendi ($p < 0,05$).

Mann-Witney U parametrik olmayan gruplararası karşılaştırma test sonuçlarına göre materyal kalınlıkları göz önüne alındığında ΔE_{00} değerleri açısından; 2 mm ve 1,5 mm kalınlığındaki gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık gözlenmezken ($Z = -0,182$; $p = 0,856$), 2 mm ve 1 mm kalınlığındaki gruplar ve 1,5 mm ve 1 mm kalınlığındaki gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edildi (sırasıyla, $Z = -7,663$; $p < 0,05$ ve $Z = -7,022$ ve $p < 0,05$).

Siman renkleri göz önüne alındığında ΔE_{00} değerleri açısından; A2 ve Transparent grupları arasında istatistiksel olarak farklılık gözlenmezken ($Z = -1,630$; $p = 0,103$) A2 ve White renkli siman grupları ve White ve Transparent renkli siman grupları arasında anlamlı farklılık tespit edildi (sırasıyla, $Z = -6,187$; $p < 0,05$ ve $Z = -7,080$; $p < 0,05$).

İkili karşılaştırma sonuçlarına göre; materyal kalınlıkları göz önüne alındığında ΔE_{00} değerleri açısından VE ve Cs materyallerinin 2 mm-1,5 mm kalınlıklı grupları arasında (VE için $Z = -2,929$; $p < 0,05$ ve Cs için $Z = -4,149$; $p < 0,05$), 2 mm-1 mm grupları arasında (VE için $Z = -3,687$; $p < 0,05$ ve Cs için $Z = -7,805$; $p < 0,05$) ve 1,5 mm-1 mm grupları arasında (VE için $Z = -6,740$; $p < 0,05$ ve Cs için $Z = -5,688$; $p < 0,05$) anlamlı fark bulundu.

Buna ilaveten, siman renkleri göz önüne alındığında ΔE_{00} değerleri açısından VE materyalinin A2 ve Transparent siman renk grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken ($Z=-0,223$; $p=0,823$), VE materyalinin A2 ve White ($Z=-3,362$; $p<0,05$) ve White ve Transparent grupları ($Z=-3,007$; $p<0,05$) arasında, Cs materyalinin A2 ve White siman renk grupları arasında ($Z=-5,781$; $p<0,05$), A2 ve Transparent grupları arasında ($Z=-2,024$; $p<0,05$) ve White ve Transparent grupları arasında ($Z=-6,488$; $p<0,05$) anlamlı fark bulundu.

Gruplar arasında üçlü etkileşimler incelendiğinde 2 mm, 1,5 mm ve 1 mm kalınlıktaki VE ve Cs örneklerinde siman renklerine göre ΔE_{00} değerleri istatistiksel olarak önemli farklılık gösterdi ($p<0,05$). Buna göre gruplar arasındaki farklılıklara ilişkin istatistik çizelgesi, Çizelge 4.8’te verilmiştir.

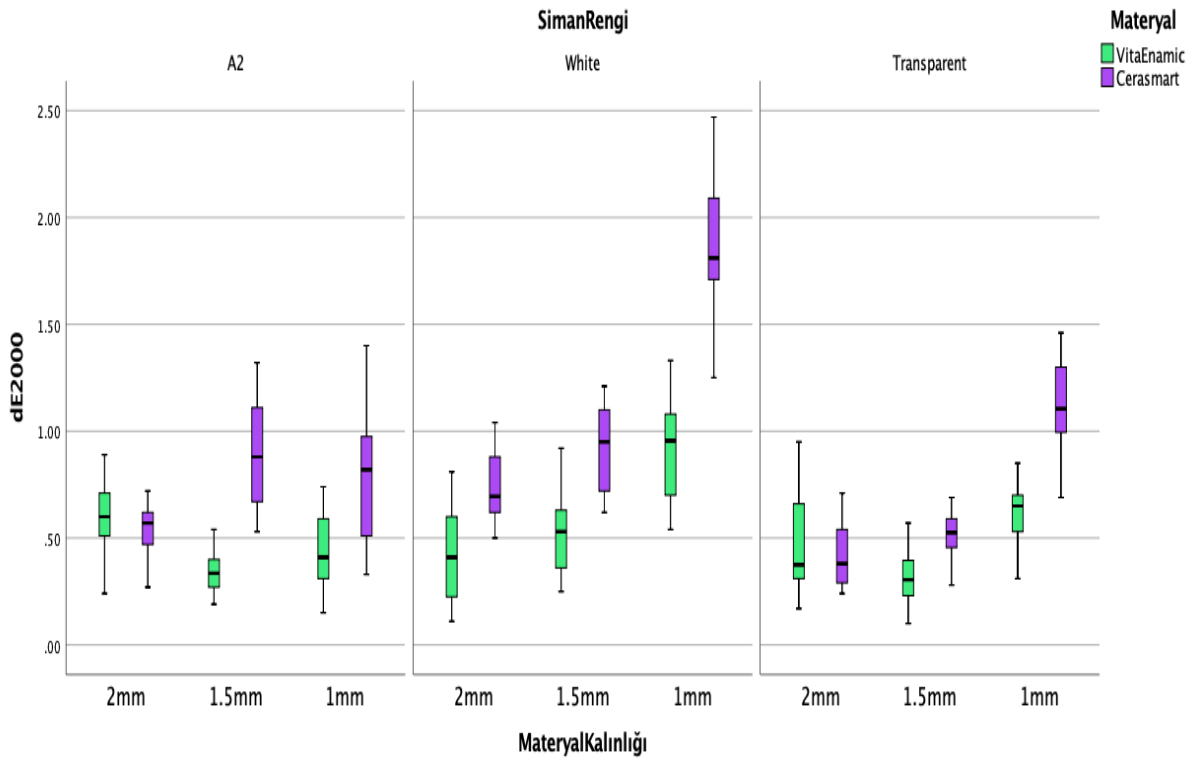
Çizelge 4.8. Gruplarası üçlü etkileşimlere göre renk değişim değerleri

	VE						Cs					
	A2-White		White-Transparent		A2-Transparent		A2-White		White-Transparent		A2-Transparent	
	Z Değeri	p değeri	Z değeri	p değeri	Z değeri	p değeri	Z değeri	p değeri	Z değeri	p değeri	Z değeri	p değeri
2 mm	-2,830	<0,05	-1,077	0,282	-1,819	0,069	-4,585	<0,05	-5,010	<0,05	-2,562	<0,05
1,5 mm	-3,527	<0,05	-3,967	<0,05	-1,092	0,275	-0,305	0,760	-5,927	<0,05	-4,769	<0,05
1 mm	-5,645	<0,05	-4,708	<0,05	-3,574	<0,05	-6,371	<0,05	-5,348	<0,05	-3,343	<0,05

2 mm kalınlıktaki VE materyali için ΔE_{00} değerleri arasındaki sıralama $A2 \geq \text{Transparent} \geq \text{White}$ şeklinde, 1,5 mm kalınlıktaki VE materyali için bu sıralama $\text{White} > A2 \geq \text{Transparent}$ şeklindeyken, 1 mm kalınlıktaki VE materyali için bu sıralamanın $\text{White} > \text{Transparent} > A2$ şeklinde olduğu tespit edildi.

2 mm kalınlıktaki Cs materyali için ΔE_{00} değerleri arasındaki sıralama $\text{White} > A2 > \text{Transparent}$ şeklindeyken, 1,5 mm kalınlıktaki Cs materyali için bu sıralamanın $\text{White} \geq A2 > \text{Transparent}$ şeklinde ve 1 mm kalınlıktaki Cs materyali için ise bu sıralamanın $\text{White} > \text{Transparent} > A2$ şeklinde olduğu tespit edildi.

Materyal tiplerine göre materyal kalınlıkları ve siman renklerine ait ΔE_{00} değerlerinin dağılımı Şekil 4.2’de kutu-çizgi grafiğinde gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Materyal tiplerine göre materyal kalınlıkları ve siman renklerine ait ΔE_{00} değerleri. Kutulardaki yatay çizgiler medyan değerlerini, kutular, %50’lik dağılım genişliğinde yer alan verileri göstermektedir

5. TARTIŞMA

Materyal tipi, materyal kalınlığı, rezin siman rengi ve dayanak diş rengi gibi klinik faktörlerin seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyalleri ile yapılan restorasyonların sonuç rengi üzerine etkisinin incelenmiş olduğu çalışmamızda “Materyal tipi, materyal kalınlığı ve siman renginin farklı renkteki dayanaklar üzerine simante edilen seramik/cam-polimer yapılı CAD/CAM materyallerin renk değişimi üzerine etkisi yoktur” hipotezi siman renkleri, materyal kalınlıkları ve materyal tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu için reddedilmiştir.

Protetik tedavide en önemli amaçlardan biri protetik materyallerle oral yapıların doğal renklerini taklit etmektir [183]. Ancak doğal dişlerin optik özellikleriyle ilgili birebir uyumlu restorasyonlar yapabilmek estetik açıdan önemli bir zorluktur. Estetik dental materyallerin opalesans, floresans ve translusensi özelliği, yüzey dokusu ve şekli, fırınlama sayısı gibi faktörler restorasyonun son rengini etkileyebilir. Ayrıca restorasyonun son rengi, materyal tipi, materyal rengi, siman ve alttaki diş dokusunun rengi gibi klinik faktörlerden de etkilenmektedir [14].

Son zamanlarda, hastaların estetik açıdan doğal dişlere benzer restorasyonları talep etmesine bağlı olarak tam seramik restorasyonların üretimi artmıştır. Tam seramik restorasyonlar metal içermediğinden korozyon, alerjik reaksiyon, diş etinde renk değişikliğine sebep olmaması, plak oluşumunu engellemesi, renk, yüzey dokusu, ışık geçirgenliği ve biyouyumluluk açısından estetik olması gibi avantajlara sahiptir [184].

Tam seramik restorasyonlar geleneksel yöntemlerle veya son zamanlarda popüler hale gelmiş CAD/CAM teknolojisiyle üretilmektedir [184]. CAD/CAM teknolojisi estetik dental restorasyonların hazırlanması için gereken klinik randevu sayısı ve üretim süresini azalttığı için yaygın olarak kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisi aynı gün içerisinde dental restorasyon yapma olanağı tanımanın yanı sıra, posterior dişler için daha dayanıklı, anterior ve posterior dişler için daha güvenilir, daha kolay, doğal görünümlü ve başarılı tam seramik restorasyonların üretimini sağlamak gibi avantajlara sahiptir [185].

Seramik restorasyonların düşük kırılma tokluğuna sahip olması nedeniyle, yüksek temaslı yükler karşısında dirençleri düşüktür. Aynı zamanda, karşıt dentisyonda aşındırıcı etkiye de

sahiptir. Kompozit rezin restorasyonlar ise aşınma, marjinal kırılma, plak birikimine karşı zayıf direnç ve renk değişikliği sergilerler [162].

Cam seramik ve kompozit rezinlerin avantajlarını kendinde birleştiren seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM blokları geliştirilmiştir [80]. Seramik/cam polimer yapılı materyaller sinterlenmez veya kristalleştirilmezler. Restorasyon bitim işlemleri, glaze işlemine ihtiyaç duymaksızın el aletleri ile bitirme ve polisaj işlemleri uygulanarak yapılır [186]. Aynı zamanda, rezin içerikleri nedeniyle daha düşük aşındırıcı etki göstermesi, düşük pörözite, daha iyi renk stabilitesi, daha iyi işlenebilirlik, cilalanabilirlik ve ağız içi onarılabilirlik kolaylığı gibi avantajlara sahiptir [80]. Çalışmalarda, polimer infiltre seramiğin dentin ve mine yapısıyla mekanik açıdan benzer olduğu gösterilmiştir [187, 188]. Bu bilgilere ilaveten, endüstriyel polimerizasyon sonucu geleneksel ışıkla polimerize olan kompozit rezinlere göre sertlik, densite ve kırılma direncinin arttığı rapor edilmiştir [71]. CAD/CAM feldspatik seramik, lityum disilikat ve rezin nanoseramik materyallerin kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada rezin nanoseramik materyalleri daha yüksek kırılma direnci göstermiştir [189]. Bu materyallerden marjinal bölgelerde çok ince restorasyonlar yapılabilmektedir. Bu sayede, inflame gingival yapılar veya uzamış gingival iyileşme periyodlarının mevcut olduğu durumlarda geçici restorasyonlar üretilabilmektedir [190]. Lauvahutanon ve diğerleri [191], kompozit rezin (Block HC, Cerasmart, Gradia Block, Lava Ultimate), hibrit seramik (Vita Enamic), feldspatik seramik (Vita Blocks Mark II) materyallerin mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar, Cerasmart ve Lava Ultimate'in diğer seramik ve polimer içerikli CAD/CAM restoratif materyallerden daha yüksek bükülme dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yapılan bir çalışmada, seramik/cam polimer yapılı materyallerin diş dokusuna yakın bükülme dayanımı ve elastik modülüs gösterdiği, buna ilaveten seramikten daha az sertliğe sahip olduğu bildirilmiştir. Dolayısıyla, bu materyallerin restoratif materyal olarak düşünülmesi gereken bir seçenek olduğu belirtilmiştir [192]. Non-invaziv tedavi yaklaşımları için kullanılan polimer infiltre seramik (Vita Enamic) materyalinin klinik performansını değerlendiren bir çalışmada materyalin 1 yıl içerisindeki klinik takip sonuçlarının başarılı olduğu ve yumuşak dokuların da sağlıklı olduğu rapor edilmiştir [102]. Lawson ve diğerlerinin [193] yaptıkları bir çalışmada araştırmacılar seramik/cam polimer yapılı materyallerin yeterli aşınma direnci ve dayanıklılığa sahip olduğunu, bu nedenle lityum disilikat restorasyonlarla benzer kalınlıkta hazırlanabileceklerini ifade etmişlerdir.

Nanokompozit teknolojisindeki gelişmelerle birlikte monolitik restorasyonlarda kullanılan seramiklerin olumsuz özelliklerinden kaçınmak amacıyla üretilen seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyallerinin sadece mekanik ve fiziksel özellikleri değil, renk karakteristikleri de geliştirilmiştir [81].

Polimer infiltre seramik, kompozit ve lityum disilikat seramiklerin renk stabilitesinin değerlendirildiği bir çalışmada araştırmacılar hibrit seramiklerin renk değişiminin lityum disilikat seramikle kompozit arasında değiştiğini göstermişlerdir [194].

Alharbi ve diğerlerinin [195] renk stabilitesini değerlendirdikleri bir çalışmada CAD/CAM blokların (Vita Enamic, Lava Ultimate), kompozit rezin bloğa (MZ 100 Paradigm) göre daha yüksek lekelenme direnci gösterdiği saptanmıştır. Değişik sıvılarda renk ve translusensi özelliklerinin incelendiği bir çalışmada, polimer yapılı materyallerin direk ve indirek kompozitlere kıyasla daha az renk değişimi sergilediği gösterilmiştir [196].

CAD/CAM materyalleri ve nanokompozit rezinin lekelenme direncinin incelendiği başka bir çalışmada, test edilen seramik/cam polimer yapılı materyalin (VE) minimal invaziv preparasyon teknikleri kullanıldığında CAD/CAM teknolojisi ile üretilen lityum disilikat seramik restorasyonlara bir alternatif olabildiği gösterilmiştir [197]. Polimer yapılı CAD/CAM bloklar (Lava Ultimate, Cerasmart, Shofu Block), polimer infiltre seramik blok (Vita Enamic), lösit içerikli seramik (IPS Empress CAD), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD) materyallerin optik özelliklerinin değerlendirildiği bir çalışmada, Cresmart, Lava Ultimate ve Shofu materyallerinin yüksek translusensiye, Vita Enamic'in ise en düşük translusensiye sahip olduğu bildirilmiştir [198].

Tüm bu bilgiler ışığında, çalışmamızda her geçen gün popüleritesi artan, üstün mekanik ve optik özelliklere sahip seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyaller (VE; Cs) kullanılmıştır.

Tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin simanlar kullanılmaktadır. Resin simanlar düşük çözünürlük, yüksek bağlantı dayanımı, sıkışma ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmaları, azalmış post-operatif hassasiyet, fonksiyon sırasında desimante olmayı engelleyen yüksek elastik modülüne sahip olmaları gibi avantajlara sahiptir [199, 200]. Resin simanların en önemli dezavantajı simantasyon öncesi asitleme, primer ve adeziv

uygulama gibi zaman alıcı ön işlemlerin yapılması gereğidir. Bu işlemler zaman alıcı olmalarının yanı sıra teknik hassasiyet de gerektirmektedir [201-203]. Self adeziv rezin simanlar herhangi bir asit ve adeziv sistemle muamele edilmeyen diş yüzeyine kendiliğinden yapışabilir ve böylelikle simantasyon tek bir adımda gerçekleşir [199]. Bu simanların dentine daha iyi bağlanması ve kullanım kolaylığı nedeniyle diş hekimliği pratiği üzerinde büyük etkisi olmuştur [140]. Rezin simanlar sadece restorasyonların yapıştırılması için değil, aynı zamanda restorasyonların optimum estetiğinin elde edilmesi amacıyla da kullanılmaktadır [204]. Rezin simanların ve deneme patlarının estetik etkisini değerlendirmek için yapılan bir çalışmada rezin simanların, kullanılan seramiğin kalınlığına bağlı olarak restorasyonun final rengini etkilediği gösterilmiştir [205].

Çalışmalarda zamanla renk değişimi oluşmaması için ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanılması gerektiği bildirilmiştir [206, 207]. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar kalınlığı 2 mm'den fazla olan tam seramik ve onley restorasyonların simantasyonunda, görünür ışıkla polimerize olan rezin simanlar ise genellikle ince porselen ve kompozit laminate veneerler gibi ışık geçişine izin verebilen restorasyonların simantasyonunda kullanılır. Kullanılan porselenin kalınlığı arttıkça (0,7 mm'den fazla) polimerizasyon sırasındaki ışık geçişi azalacağından, rezin simanın yeteri kadar polimerize olması engellenmektedir [208]. Dual-polimerize olan rezin simanlar 1,5 mm–2,5 mm kalınlığındaki tam seramik restorasyonların simantasyonunda ve porselen ve ışık geçişine limitli olarak izin verebilen rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır [22, 209, 210]. Koishi ve diğerleri [207] rezin simanların sertleşme mekanizmalarına göre renk stabilitesini inceledikleri bir çalışmada, dual-polimerize simanların sadece kimyasal olarak polimerize olan simanlara göre daha iyi renk stabilitesi gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda dual-polimerize self adeziv rezin siman kullanılmıştır.

Rezin simanların Transparent ve Universal (A2) renkleri, optimum koşullarda translusent tam seramik restorasyonları yapıştırmak için klinikte en çok tercih edilen materyallerdir [211]. Bazı çalışmalarda, rezin simanın White veya Opak renginin kullanılmasının veya siman tabakasının kalınlığının artırılmasının, alttaki dayanak diş rengini maskelemek veya restorasyonun son rengini değiştirmek için yardımcı olacağı da öne sürülmüştür

[212-214]. Bu yüzden çalışmamızda A2 (Universal), Transparent ve White siman renkleri kullanılmıştır.

Farklı CAD/CAM materyallerin renk stabilitesinin incelendiği çalışmalara bakıldığında, dişi temsil etmesi amacıyla kompozit rezin materyallerin kullanıldığı görülmektedir [215-217]. Restoratif CAD/CAM materyalleri ve direk kompozit rezinlerin materyal kalınlığı ve yüzey pürüzlülüğüne göre translusensi özelliklerinin incelediği bir çalışmada, alt yapı olarak A1 renkli kompozit kullanılmıştır [81]. Materyal kalınlığı ve alt yapının dental CAD/CAM materyallerin renk değişikliği üzerine etkisinin değerlendirildiği başka bir çalışmada araştırmacılar, A2 ve A4 renkli alt yapı örneklerini hazırlamak için rezin kompozit kullanmışlardır [218]. Hassan ve diğerleri [219] farklı yapıdaki polimer yapıli materyal kalınlığı ve siman renginin restorasyonun nihai rengi üzerindeki etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada dayanak dişi temsilen 10 mm çaplı, 2 mm kalınlıklı A4 renginde rezin kompozit örnekler hazırlamışlardır. Xing ve diğerlerinin [213] rezin simanları ve deneme rezin siman patlarının seromer veneerler üzerindeki estetik etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, dayanak dişi temsilen kompozit rezin materyali kullanılarak 3 mm kalınlığında uniform alt yapılar oluşturulmuştur

Çalışmamızda, alt yapıların uniform bir şekilde hazırlanabilmesi için dayanak dişi temsilen 10 mm çaplı, 3 mm kalınlığında delikli politetrafloroetilen kalıp kullanılarak mikrohibrit kompozit örnekler hazırlanmıştır.

Renk ölçümü için spektrofotometre ve kolorimetre cihazları kullanılmaktadır. Spektrofotometre ve görsel metod kullanılarak renk karşılaştırılması yapılan bir çalışmada spektrofotometrenin görsel yöntemle kıyasla önemli ölçüde daha iyi sonuçlar sergilediği tespit edilmiştir [220]. Spektrofotometre, farklı aydınlatma koşulları altında ve farklı açılarda renk değişikliklerini otomatik olarak algılar ve renk değerlerini hesaplamak için yeterli bilgi sağlar [221]. İnsan gözüyle yapılan gözlemlerle karşılaştırıldığında, spektrofotometrelerin, test edilen örneklerin %93,3'ünde, doğruluk ve daha objektif ölçüm yapabilmesi açısından %33 oranında artış sağladığı bulunmuştur [172].

Ölçüm yaparken insan gözünün algılayabildiği tüm dalga boyu aralıklarında (380-720 nm) yansıyan ışık enerjisinin tamamını toplayarak net bir sonuç verir. Spektrofotometreler genellikle doğal dişlerin renk ölçümlerinde *in-vivo* ve *in-vitro* olarak, kolay ve tekrarlanabilir

ölçümler sağlamaktadır. Fakat düz yüzeyler için üretilmiş olan kolorimetreler diş minesinin translusent yapısından dolayısıyla enstrümana geri yansıyan ışık sebebiyle yanlış sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir [222].

Gonuldas ve diğerleri [223] yaptıkları bir çalışmada, translusent materyallerin renk değerlerinin belirlenmesinde kullanılan spektrofotometre ve kolorimetre gibi çeşitli renk ölçüm cihazlarıyla doğru sonuçlar elde edilebilmesi için çok sayıda ölçüm yapılması gerektirdiğini vurgulamışlardır. Bu nedenle çalışmamızda, spektrofotometre cihazı ile yapılan ölçüm sonuçlarının güvenilirliğinin artırılması amacıyla örnek sayısı arttırılmış ve ölçümler her örnek yüzeyinden üçer kez yapılarak renk ölçüm hataları azaltılmaya çalışılmıştır.

Çalışmamızda elde edilen veriler arası farklılıklar son yıllarda tercih edilen CIEΔE 2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülü ile hesaplanmıştır. Yapılan bir çalışmada insan gözünün algıladığı renk farklılıklarını CIEΔE 2000 formülünün CIELab formülünden daha iyi yansıttığı gösterilmiştir [224].

Miotti ve diğerleri [225] dental materyallerin maskeleme yeteneklerinin değerlendirilmesi için renk farklılıklarının hesaplanmasında CIEΔE 2000 renk farkı formülünü önermişlerdir. Yapılan çalışmalarda CIEΔE 2000 renk farkı formülünün, renk farkının değerlendirilmesinde CIELab formülünden daha iyi bir uyum sağladığı ve diş hekimliğinde kullanımının desteklendiği bildirilmiştir [159, 226, 227]. Ayrıca, Ghinea ve diğerleri [158] CIEΔE 2000 renk farkı formülünün, dental seramiklerin renk farkı algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşiklerini değerlendirmede CIELab renk formülünden daha uyumlu olduğunu göstermişlerdir.

Yapılan çalışmalarda renk değişikliğinin materyal tipi, kalınlığı, siman rengi, dayanak diş rengi gibi klinik faktörlerden etkilendiği gösterilmiştir [162, 218, 228-230]. Bu nedenle çalışmamızda materyal tipi, kalınlığı, siman rengi, dayanak diş rengi gibi klinik faktörlerin restorasyon nihai rengine etkisi CIEΔE 2000 renk farkı formülü kullanılarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada test edilen seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyalleri ΔE_{00} değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiştir. Çalışma sonuçlarımıza göre;

polimer infiltre seramik ağ yapılı VE materyali rezin nanoseramik yapılı Cs materyaline göre daha az ΔE_{00} değeri sergilemiştir.

Farklı yapılara sahip dental restoratif materyaller içeriğindeki kristal içeriğine, kristal büyüklüğüne bağlı olarak farklı optik davranışlar göstermektedir [22]. Kristal fazın restoratif materyaller için opaklaştırıcı etkiye sahip olduğu [231], kristal içerik arttıkça kırılma dayanımının artmasının yanı sıra, ışık geçirgenliğinin azaldığı bildirilmektedir [22]. Literatürde materyalin opasitesinin arttıkça translusent özelliğinin azaldığı ve yeterli opasiteye sahip olmayan translusent bir restorasyonun renklenmiş diş dokusunu maskeleyişinin oldukça zor olduğu bildirilmiştir [232]. Ayrıca, yüksek translusent özelliğe sahip restoratif materyaller daha çok ışık geçirgenliğine sahip olmaktadır [233].

Farklı yüzey işlemlerinin nano-hibrit (Lava Ultimate, Cerasmart) ve polimer infiltre seramik (Vita Enamic) materyallerinin ışık geçirgenliği üzerine etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada araştırmacılar, Cerasmart materyalinin en yüksek ışık geçirgenliğine sahip olduğunu bulmuşlardır [234].

Benzer şekilde, Eğilmez ve diğerleri [235] tarafından yapılan bir çalışmada, rezin nano-seramik (Lava Ultimate, Cerasmart) ve polimer infiltre seramik ağ yapılı CAD/CAM materyallerin (Vita Enamic) renk parametreleri (hue açısı ve kroma) değerlendirilmiş, ayrıca materyallere ait translusensi parametreleri, speküler moddaki renk değişimine bağlı oluşan yüzey parlaklığı ve yüzey pürüzlülüğü verileri karşılaştırılmıştır. Test edilen materyallerin translusensi değerleri, materyal renginden bağımsız olarak farklılık göstermiş ve nano-rezin seramiklerin translusensi verileri hemen hemen benzer şekilde ve polimer infiltre seramik ağ yapılı CAD/CAM materyalinden daha yüksek bulunmuştur.

0,5 mm ve 1 mm kalınlıklarında rezin nano seramik (Cerasmart, Lava Ultimate) ve hibrit seramik (Vita Enamic) materyallerin translusensi ve opalesanlık özelliklerinin incelendiği başka bir çalışmada, Cerasmart'ın en yüksek translusensi parametresine sahip olduğu, ayrıca kalınlık arttıkça opalesan özelliğın artıp, translusent özelliğın azaldığı bulunmuştur. Ayrıca araştırmacılar bu avantajından dolayı Cerasmart'ın ön estetik restorasyonlarda kullanıma uygun olduğunu ifade etmişlerdir [236].

Awad ve diğerlerinin [81] restoratif CAD/CAM materyalleri ve direk kompozit rezinlerin materyal kalınlığı ve yüzey pürüzlülüğüne göre translusensi özelliklerini inceledikleri bir çalışmada, CAD/CAM cam seramik materyaller (CELTRA Duo, IPS e.max CAD, IPS Empress CAD), ince grenli feldspatik seramik (Vita Mark II), polimer infiltre seramik ağ yapılı CAD/CAM materyali (Vita Enamic), rezin nano-seramik kompozit rezin (Lava Ultimate), deneysel CAD/CAM nano-hibrit kompozit rezin, geçici restorasyon amacıyla kullanılan PMMA yapılı CAD/CAM materyalleri (Telio CAD; Vita CAD-Temp), ve direk kompozit rezinler (Tetric EvoCeram; Filtek Supreme XTE; Tetric EvoCeram Bulk Fill) test edilmiştir. Araştırmacılar, en az translusentliğe IPS Empress CAD materyalinin, en yüksek değere ise Cerasmart materyalinin sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Farklı kimyasal yapıdaki güncel monolitik CAD/CAM materyallerinin optik özelliklerinin değerlendirildiği başka bir çalışmada ise materyallerin translusensi ve opalesans parametreleri incelenmiştir. Çalışmada, materyal türü ve kalınlığının, monolitik restoratif materyalin optik özelliklerini önemli ölçüde etkilediği bulunmuştur. Hibrit nanoseramik ve cam seramik, en yüksek translusensi değerlerini sergilerken, zirkonya infiltre lityum silikat cam seramik, test edilen diğer malzemeler arasında en yüksek ortalama opalesans değerine sahip olmuştur. Araştırmacılar, estetik restorasyonlar elde etmek ve özellikle ön dişlerde doğal dentisyonla renk uyumu açısından başarılı sonuçlar sağlamak için, farklı optik özelliklere sahip olan monolitik materyallerin dikkatlice seçilmesi gerektiğini vurgulamışlardır [237].

Çalışmalarda, rezin içerikli materyallerin ışık geçirgenlik özelliklerinin matriks ve doldurucu arayüzündeki kırılma ve yansıma etkisine bağlı olduğu bildirilmektedir [234, 238-240]. Matriks ve doldurucu arayüzündeki kırılma indeksi arasındaki büyük uyumsuzlukların, materyalin opaklığını artırma eğiliminde olduğu ve opak materyalin de altyapı rengini iyi maskeleyebildiği bildirilmektedir [241, 242]. Ayrıca araştırmacılar, doldurucu partikül büyüklüğünün, şeklinin ve içeriğinin ışık yayılımı ve ışık geçirgenlik özelliklerini önemli ölçüde etkileyeceğini bildirmişlerdir [238, 239].

Önöral ve diğerleri [162] tarafından yakın zamanda yapılan bir çalışmada dayanak ve siman renginin seramik/cam polimer yapılı materyallerin optik özellikleri üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Bu amaçla, A2 renkli 3 farklı yapıda CAD/CAM bloklardan (Lava Ultimate (LU), Cerasmart (Cs) ve Vita Enamic (VE)) 1 mm kalınlığında örnekler ve dayanak

dişı temsilen white ve dentin renginde kompozit rezin materyalinden (Clearfil DC Core Plus) örnekler hazırlamışlardır. CAD/CAM örnekler ve kompozit rezin örnekler dual-polimerize rezin simanın (G-Cem LinkForce) 3 farklı rengi (A2, Opak (OP), Transparent (Tr)) kullanılarak birbirine simante edilmiştir. Kontrol grubu olarak 4 mm kalınlığında seramik/cam polimer yapılı örnekler kullanılmıştır. Renk ölçümü spektrofotometre ile yapılmıştır. Araştırmacılar, örneklerin renk değişim değerlerinin siman rengi, dayanak rengi ve materyal tipinden etkilendiğini bulmuşlardır. En yüksek ΔE_{00} değerini rezin nanoseramik (LU) sergilerken, en düşük değeri polimer infiltre seramik (VE) sergilemiştir. Araştırmacılar, VE materyalinin içerdiği Al_2O_3 , ZrO_2 , TiO_2 gibi metal oksitleri ve matris ve doldurucu arayüzündeki kırılma indeksinin büyük uyumsuzlukları nedeniyle opak bir materyal olduğunu bildirmişlerdir. Opak materyallerin daha çok ışık yayma ve daha az ışık geçirgenlik özelliğine ve alt yapıyı daha iyi maskeleye yeteneğine sahip olması nedeniyle VE materyalinin en düşük ΔE_{00} değeri sergilediğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, bu çalışmanın sonuçlarıyla uyumluluk göstermektedir. Çalışmamızda, Cerasmart materyalinin en yüksek ΔE_{00} değeri sergilemesi, bu materyalin daha düşük doldurucu içeriğine bağlı olarak daha çok ışık geçirgenliğine sahip olmasıyla ilişkilendirilebilir [162, 234]. Ayrıca, içeriğindeki Bis-MEPP ve UDMA'nın kırılma indeksleri, silika ve baryum cam doldurucu partiküllerinkine yakındır [243]. Bu nedenle materyalin yüksek ΔE_{00} değeri göstermesine bağlı olarak alt yapının renginden daha çok etkilendiği düşünülmektedir.

Çalışmamızda hangi renk dayanak kullanılırsa kullanılsın her iki materyal tipinin 1 mm kalınlıklı gruplarında belirgin olarak daha yüksek ΔE_{00} değeri bulunmuşken, 2 mm ve 1,5 mm kalınlıklı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir.

Literatüre bakıldığında materyal kalınlığının ışık geçirgenliği üzerinde önemli etkiye sahip olduğu görülmektedir. Kalınlığın artmasıyla ışık geçirgenliği ve translusensi azalmakta ve böylece alt yapıların renginin restorasyonun nihai rengi üzerindeki etkisi azalmaktadır [14, 233, 244, 245].

Chaiyabutr ve diğerleri [9], Bayindir ve diğerleri [246], Alqahtani ve diğerleri [217] yaptıkları çalışmalarda restorasyon materyali kalınlığı arttıkça ΔE_{00} değerinin azaldığını bildirmişlerdir.

Materyal kalınlığının seramik/cam polimer yapılı blokların renk değışimi üzerine etkisinin değeriendirildiğı yakın tarihli bir çalışmada 8 mm çapında ve 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm kalınlığında 3 farklı yapıda seçilen seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyaller (Lava Ultimate, Cerasmart, Vita Enamic) kullanılmıştır. Örneklerin lm yapılacak yüzeylerine üretici firma nerileri doğrultusunda manuel parlatma seti (Grup E; Vita Enamic® Polishing Set, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya, Grup U; Sof-Lex, 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD, Grup C; Dia Polisher, GC Dental Products Europe, Leuven, Belçika) kullanılarak yüzey parlatma işlemi uygulanmıştır. Çalışmada artan kalınlıkla birlikte ΔE_{00} değeriinin azaldığı bulunmuştur. Araştırmacılar renk parametre değışimleri için kritik kalınlık değeriinin 1 mm olduğunu ve klinik olarak kabul edilebilir ΔE_{00} değeriinin ise 1,5 mm kalınlığa sahip Grup E örneklerinde bulunduğunu ifade etmişlerdir [247].

Alfouzan ve diğeri [218] yaptıkları bir çalışmada, materyal kalınlığı ve alt yapının dental CAD/CAM materyallerin renk değışikliği üzerine etkisini değeriendirmişlerdir. Bu amaçla farklı yapıdaki A2 renkli HT (yüksek translusent) CAD/CAM materyallerinden (zirkonya ile glendirilmiş lityum silikat (Vita Suprinity); lityum disilikat (IPS E-max CAD); polimer infiltre seramik (Vita Enamic)) 0,4 mm, 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklı örnekler hazırlamışlardır. A2 ve A4 renkli alt yapı örneklerini hazırlamak için rezin kompozit (IPS Empress Direct), gri renkli alt yapı örnekleri için amalgam tozlarıyla polimerize olmuş akrilik rezin (Dentsply Ltd., Weybridge), metal renkli örnekler için 110 μ m alüminyum oksit partikülleri ile kumlanmış değersiz metal (Talladium) kullanılmıştır. En yüksek ve en düşük ΔE_{00} değeriini sırasıyla Suprinity ve E-max göstermiştir. 2 mm kalınlığındaki Vita Enamic materyali A2 renkli alt yapıyla kullanıldığında en düşük ΔE_{00} değeriini sergilemiştir. 0,5 ve 1 mm kalınlıklı örnekler en yüksek ΔE_{00} değeriine sahip olurken, 1,5 ve 2 mm kalınlıklı örnekler en düşük ΔE_{00} değeriini göstermiştir.

Farklı yapıdaki polimer yapılı materyal kalınlığı ve siman renginin restorasyonun nihai rengi üzerindeki etkisinin değeriendirildiğı bir çalışmada 0,5 mm ve 1 mm kalınlığında Vita Enamic ve Lava Ultimate seramiklerden örnekler hazırlanmıştır. 10 mm çaplı, 2 mm kalınlıklı A4 rengine rezin kompozit rnekler (Filtek Z250 XT) 3 farklı renkte (A3, opak, transparent) rezin simanla (Rely X) simante edilmiştir. Araştırmacılar, Vita Enamic materyalinin en düşük ΔE_{00} değeri, Lava Ultimate materyalinin ise yüksek değeri

sergilediğini vurgulamışlardır. Ayrıca 0,5 mm kalınlıklı örneklerde ΔE_{00} değeri 1 mm kalınlıklı örneklerle kıyasla daha yüksek bulunmuştur [219].

2017 yılında yapılan bir çalışmada farklı tip, renk ve kalınlıktaki seramik/cam polimer yapıları CAD/CAM materyallerinin ışık geçirgenliği ve bu özelliğin dual cure rezin simanın dönüşüm derecesine etkisi incelenmiştir. Çalışma sonucunda materyal tipi ve rengi birlikte değerlendirildiğinde dual cure rezin simanın monomerden polimere dönüşüm derecesine etkisi olmadığı, ancak materyal kalınlığının dönüşüm derecesini belirgin olarak etkilediği ortaya konulmuştur. Bu bulgulara ilaveten materyal tipi, rengi ve kalınlığının restorasyonun ışık geçirgenliğini belirgin olarak etkilediği tespit edilmiştir. Araştırmacılar, 1,5 mm'den kalın örneklerde rezin siman polimerizasyonunun daha az olacağını vurgulamışlardır [248].

Alt yapı üzerinde siman rengi ve materyal kalınlığının etkisinin değerlendirildiği başka bir çalışmada araştırmacılar, materyal kalınlığı arttıkça ΔE_{00} değerinin azaldığını ifade etmişlerdir [233].

Bizim çalışmamızın sonuçları da yukarıda bahsi geçen çalışmalarla uyumluluk göstermektedir. İnce restorasyonlarda ışık geçirgenliği arttıkça, alttaki koyu renkli diş dokusunun rengini maskeleyen özelliği azalmakta ve sonuç olarak arzu edilen estetik elde edilememektedir [233, 249]. Bu nedenle, çalışmamızda daha az kalınlığa sahip materyallerin daha yüksek ΔE_{00} değerlerine sahip olduğu düşünülmektedir.

Literatürde alttaki diş dokusunun optimum rengi ve seramik restorasyonun uygun kalınlığının, siman renginin etkisini en aza indireceği, aynı zamanda seramik restorasyonların kalınlığı azsa (<1,5 mm) veya restorasyonun, rengi bozulmuş bir diş veya koyu renkli bir dayanağı maskeleyen gerekiyorsa, rezin simanların renginin de önemli olduğu ifade edilmektedir [250]. Bazı çalışmalarda, seramik materyallerin farklı kalınlıklarının ve rezin simanların farklı renklerinin, restorasyonlarda önemli renk farklılığına neden olduğu bulunmuştur [8, 213, 251]. Yapılan bir çalışmada, rezin siman renginin veneer restorasyonların son rengi üzerindeki etkisinin restoratif materyalin kalınlığı ile ilişkili olduğu gösterilmiştir [213]. Araştırmacılar, seramik kalınlığı azaldıkça seramiğin translusensi özelliğinin arttığını ifade etmişlerdir. Işık, restorasyon boyunca simanın yüzeyine iletilir ve siman rengi, seramiğin rengini etkileyerek geri yansıtabilir [252].

Farklı yapıdaki polimer yapılı materyal kalınlığı ve siman renginin restorasyonun nihai rengi üzerindeki etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada araştırmacılar, 1 mm kalınlıklı örneklerin translusent simanla simante edildiğinde klinik olarak kabul edilebilir ΔE_{00} değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Opak simanın ΔE_{00} değeri, diğer siman renklerinininkinden daha yüksek bulunmuştur [219].

Tez çalışmamızda B1 renginde dayanak kullanıldığında her iki materyal örnekleri için en yüksek ΔE_{00} değerini White siman göstermiştir.

Alqahtani ve diğerleri [217] yaptıkları bir çalışmada ışıkla polimerize rezin simanın (Rely X) farklı renklerinin (Transludent, White Opak, B0.5, A1, ve A3) iki farklı kalınlıktaki (0,5 mm ve 0,7 mm) seramik restorasyonların (Esthetic, e.max ve ZirPress) renk değişimi üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. 0,7 mm kalınlıklı örnekler daha düşük ΔE_{00} değerleri sergilemiştir. Araştırmacılar, White Opak siman kullanıldığı zaman en yüksek ΔE_{00} değeri elde etmişlerdir. Materyaldeki inorganik doldurucuların, materyal kütlesinden farklı bir refraktif indekste faz oluşturduğunu ifade etmişlerdir. Bu durum, ışığın ani olarak saçılmasına ve ışık geçirgenliği derecesinde farklılıklara sebep olmaktadır. Buna ilaveten, kroma derecesinin ışık geçirgenliği seviyesini etkilediğini ve sonuç olarak restorasyon nihai renginin düşük kromaya sahip ışık geçirgen bir hal almasına neden olduğunu belirtmişlerdir [217].

3 farklı yapıda rezin simanın 10 farklı renginin (Variolink Veneer simanın LV-3, LV-2, MV, HV + 2, HV + 3 renkleri ; Panavia F simanın (açık ve kahverengi renkleri; RelyX™ Veneer simanın WO, TR, A3 renkleri) CAD/CAM materyalinin (IPS E-max) rengi üzerine etkisinin incelendiği bir çalışmada, araştırmacılar en yüksek ΔE_{00} değerini WO ve HV + 3 siman renklerinin gösterdiğini bulmuş ve bu durumu, siman renklerinin materyalin parlaklığını artırması, renk tonunu ve kromasını azaltması ile ilişkilendirmişlerdir [252].

Dede ve diğerlerinin [253] üç farklı siman renginin (Clearfil Esthetic; Transludent (Tr), Universal (A2), White opak (WO)) CAD/CAM materyalinin (IPS E. max press) son rengi üzerine etkisiyle ilgili yaptıkları bir çalışmada WO siman renk gruplarının diğer gruplara kıyasla belirgin olarak daha yüksek ΔE_{00} değerleri gösterdiğini ifade etmişlerdir.

Rezin siman renginin monolitik CAD/CAM materyallerinin nihai rengi üzerine etkisinin değerlendirildiği başka bir çalışmada CAD/CAM bloklarından (Vita Mark II (VMII), Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (VE)) $14 \times 12 \times 0,2$ mm boyutunda örnekler hazırlanmıştır. Örneklerin simantasyonu için rezin simanın (Rely X Ultimate) dört farklı rengi (transparent, A1, A3O, B1) kullanılmıştır. A3O siman bütün materyaller için kabul edilemez renk farklılığına neden olmuştur. VM-A1 ve VE-A1 grupları da klinik olarak kabul edilebilir seviyeden daha yüksek ΔE_{00} değerleri sergilemiştir. VE-Tr gruplarının ΔE_{00} değeri, görsel olarak algılanabilir seviyeden düşük bulunmuştur. Aynı renk siman gruplarında CAD/CAM bloklarının ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır [211].

Önöral ve diğerlerinin [162] yaptıkları bir çalışmada en yüksek ΔE_{00} değerini opak simanın (OP) white kompozit rezinle olan etkileşimi göstermiştir. En yüksek ΔE_{00} değerini white kompozit-OP siman-LU sergilerken, en düşük değeri dentin kompozit-OP siman-VE sergilemiştir. Araştırmacılar siman renginin ΔE_{00} değerinde gösterdiği farklılıkların birkaç nedenle ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Farklı renk tonlarına sahip simanlar farklı kimyasal içeriğe sahiptir ve bu da optik özellikleri değiştirebilir. Farklı kırılma indeksi ve ışık geçirgenliği, aynı simanın farklı renk tonları arasında farklı ΔE_{00} değerleri sergileyebilir. Opak simanın white kompozit rezinin etkisini başarılı bir şekilde azaltmadığını ve opak siman rengi-white kompozit rezin kombinasyonunun materyalin parlaklığını artırdığını ve renk tonunu ve kromasını azalttığını bildirmişlerdir. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde, bizim çalışma sonuçlarımızın bu çalışma sonucuyla benzerlik gösterdiği görülmektedir.

Tez çalışmamızda B1 dayanak için klinik kombinasyonların oluşturulduğu gruplar değerlendirildiğinde 1 mm VE-Tr (0,87), 2 mm VE-W (0,82), 1,5 mm VE-W (1,01), 2 mm Cs-W (1,01), 1,5 mm Cs- W (1,16) ve 1 mm Cs-A2 (0,83) grupları algılanabilir, fakat klinik olarak kabul edilebilir ΔE_{00} değerleri sergilerken; 1 mm VE –W (1,82) ve 1 mm Cs-W (2,09) grupları klinik olarak kabul edilemez ΔE_{00} değerleri göstermiştir. Diğer gruplar (1 mm VE-A2 (0,54), 2 mm VE-A2 (0,36), 2 mm VE- Tr (0,55), 1,5 mm VE-A2 (0,30), 1,5 mm VE-Tr (0,34), 2 mm Cs-A2 (0,65), 2 mm Cs-Tr (0,64), 1,5 mm Cs-A2 (0,66), 1,5 mm Cs-Tr (0,47) ve 1 mm Cs-Tr (0,75) grupları ise algılanamaz ΔE_{00} değerleri göstermiştir.

Bu sonuçlar, Önöral ve diğerlerinin [162] yaptığı çalışmada elde edilen 1 mm Cs-Opak ve 1mm VE-Opak grupları sonuçlarıyla benzerlik göstermekte olup, 1mm VE-A2; 1 mm VE-Tr; 1mm Cs-A2 ve 1mm Cs-Tr grupları sonuçlarıyla farklılık göstermektedir. Bu farklılığın,

çalışmalarda oluşturulan klinik kombinasyonlarda farklı siman ve dayanak kompoziti kullanımından kaynaklandığı düşünölmektedir.

Çalışmamızda C3 dayanak kullanıldığında 2 mm VE örnekleri için en düşük ΔE_{00} değerini white siman renk grupları sergilemiştir. Bu sonuç, VE materyalinin içeriği ile ilişkilendirilebilir. VE materyali Al_2O_3 , ZrO_2 , TiO_2 gibi metal oksitleri içermektedir. Dolayısıyla, matriks ve doldurucu arayüzündeki kırılma indeksinin büyük uyumsuzlukları nedeniyle opak özelliğe sahiptir [162]. Opak materyallerin daha çok ışık yayma ve daha az ışık geçirgenlik özelliğine ve alt yapıyı daha iyi maskeleme yeteneğine sahip olması nedeniyle [162] C3 dayanak kullanıldığında, 2 mm kalınlıklı VE örneklerin, white siman ile simante edildiğinde en düşük ΔE_{00} değerini sergilediği düşünölmektedir.

Ayrıca, C3 dayanak için diğer klinik kombinasyonların oluşturulduğu gruplar değerlendirildiğinde, en yüksek ΔE_{00} değerini white siman göstermiştir. 1mm VE-W (0,95), 1,5 mm Cs-A2 (0,88), 1,5 mm Cs-W (0,95), 1 mm Cs-A2 (0,82), 1 mm Cs-Tr (1,10) grupları algılanabilir, fakat klinik olarak kabul edilebilir ΔE_{00} değerleri sergilerken, 1 mm Cs-W (1,81) grupları klinik olarak kabul edilemez ΔE_{00} değerleri göstermiştir. Diğer gruplar (2 mm VE-A2 (0,60), 2 mm VE-W (0,41), 2 mm VE-Tr (0,37), 1,5 mm VE-A2 (0,33), 1,5 mm VE-W (0,53), 1,5 mm VE-Tr (0,30), 1 mm VE-A2 (0,41), 1 mm VE-Tr (0,65), 2 mm Cs-A2 (0,57), 2 mm Cs-W (0,69), 2 mm Cs-Tr (0,38) ve 1,5 mm Cs-Tr (0,52) ise algılanamaz ΔE_{00} değerleri göstermiştir.

Ongun ve diğerleri [233] yaptıkları bir çalışmada alt yapı üzerinde siman rengi ve materyal kalınlığının etkisini değerlendirmişlerdir. Bu amaçla, CAD/CAM bloklardan (Lava Ultimate (LU), Vita Enamic (VE), Cerasmart (Cs), Vita Mark II) 0,5 mm ve 1 mm kalınlıklı örnekler hazırlanmıştır. Alt yapı olarak A3,5 rengine dual-polimerize rezin kompozit (Clearfil DC Core Plus) örnekler hazırlanmış, CAD/CAM materyalleri 3 farklı renkli (A2, Opak (OP), Transparent (Tr)) dual-polimerize rezin simanla (G-CEM LinkForce) simante edilmiştir. 0,5 mm kalınlıklı örneklerde transparent siman kullanıldığında ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. 1 mm-VE-A2 ve 1 mm-VE-Tr, 1 mm-Cs-A2 ve 1 mm-Cs-Tr grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu gösterilmiştir. En yüksek ve en düşük ΔE_{00} değeri sırasıyla 0,5 mm-A2-VE ve 1 mm-OP-Cs gruplarında bulunmuştur. Ayrıca araştırmacılar 1 mm-OP-LU ve 1 mm-OP-Cs grupları için renk değişim değerlerinin algılanabilir, fakat klinik olarak kabul edilebilir olduğunu ifade etmişlerdir.

Literatürde çalışma sonuçlarımızı karşılaştıracak diğer çalışmalara rastlanmadığından sonuçların birebir karşılaştırılması mümkün olmamaktadır. Ancak çalışmamızdan elde edilen sonuçların, Ongun ve diğerleri [233] tarafından bildirilen 1 mm-Cs-OP; 1 mm-Cs-Tr; 1 mm Cs-A2; 1 mm VE-A2; 1 mm VE-OP; 1 mm VE-Tr gruplarına ait sonuçlardan farklılık gösterdiği ifade edilebilir. Bu farklılığın çalışmalarda oluşturulan klinik kombinasyonlarda kullanılan simanların ve dayanak olarak kullanılan kompozit rezinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Rezin simanların rengi polimerizasyondan sonra daha parlak hale gelir. Buna ilaveten, bazı rezin simanlar klinik uygulamada, ürün renk kataloğunda belirtilen renkten farklı bir renkte görünebilmektedir [250].

Çalışmamızda, farklı kalınlıklarda hazırlanan bir adet polimer infiltre seramik materyali (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve bir adet rezin nano seramik (GC Cerasmart, Gc Dental Products, Leuven, Belçika), farklı renklerde dual polimerize olan self adeziv rezin siman kullanılarak, dayanak dişi taklit etmek amacıyla seçilen bir açık renk bir de koyu renkli kompozit rezin dayanaklara yapıştırılmıştır. Daha sonra örneklerin renkleri ölçülerek CIEΔE 2000 renk ölçüm sistemi ile hesaplanmıştır. 2 farklı estetik seramik/cam-polimer yapılı CAD/CAM materyali ile hazırlanan restorasyon kombinasyonlarının sonuç rengine, materyal tipi, materyal kalınlığı, siman ve dayanak diş rengi gibi klinik faktörlerin etkisinin *in-vitro* olarak incelendiği bu çalışma birtakım sınırlamalar içermektedir;

- Çalışmada 2 farklı seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyali kullanılmış ve bunların kendi aralarında karşılaştırmaları yapılmıştır. Materyal türlerinin arttırılması ile daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.
- Çalışmada hazırlanan seramik/cam polimer yapılı örnekler düz yüzeylere sahiptir. Ancak ağız içerisindeki restorasyonlar içbükey ve dışbükey yüzeylere sahiptirler.
- Dayanak dişi temsilen kompozit rezin kullanılmıştır. Dişlerin optik özellikleri kompozitlerden farklıdır.

- Çalışmada tek tür siman, 100 µm siman film aralığı oluşturulacak şekilde kullanılmıştır. Siman türlerinin artırılması ve farklı film kalınlıklarının kullanılmasıyla daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.

- Çalışma modelimiz, farklı klinik parametreler göz önüne alınarak, restorasyon yapılmadan önce arzu edilen rengin sağlanıp sağlanamayacağını test etmek üzere oluşturulmuştur. Bu amaçla restorasyon simante edilmeden önce belirlenen renk ile restorasyon simante edildikten sonra elde edilen renk arasındaki farkı ölçmek üzere tasarlanmıştır. Çalışmamız *in-vitro* bir çalışma olduğundan ağız ortamında oluşan ısı değişikliği, nem, tükürük, pH seviyesindeki değişimler, vital bir pulpa dokusu nedeniyle gözlenen pulpal ısı ve basınç, yeme alışkanlıkları ve diğer alışkanlıklar gibi önemli parametrelerin etkileri değerlendirilememiştir. Ağız ortamında tükürük, yiyecek ve içeceklerle alınan sıvıların absorpsiyonu gibi nedenlerle zaman içerisinde restorasyonlarda renk değişimleri söz konusu olabilmektedir. Ayrıca hastanın diyeti ve oral hijyeni gibi birçok faktör de bu durumu etkileyebilir. Işık geçirgenliğindeki azalma ağız ortamında çok daha uzun sürede ortaya çıkabilir. Başta küçük farklılıklarla arzu edilen rengi sağlayamayan bir restorasyon zaman içerisinde kabul edilebilir renge ulaşabilir. Dolayısıyla ağız ortamının tamamen yansıtılması için uzun dönem klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Seramik cam/polimer yapılı CAD/CAM materyallerin rengine klinik faktörlerin etkisinin *in-vitro* olarak incelendiği tez çalışmamızda belirtilen sınırlamalar dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Seramik/cam polimer yapılı CAD/CAM materyalleriyle yapılan restorasyon nihai rengi, materyal tipi, materyal kalınlığı ve siman rengi gibi klinik faktörlerden etkilenmektedir.
2. Her iki renkte hazırlanan dayanakta da polimer infiltre seramik ağ yapılı materyal, rezin nano seramik yapılı materyale göre daha düşük renk değişimi göstermiştir.
3. 1,5 ve 2 mm kalınlığında hazırlanan CAD/CAM materyalleriyle yapılan restorasyonlar daha düşük renk değişimi göstermekte, dolayısıyla dayanak renginin etkisini azaltmaktadır.
4. Açık renkli dayanaklara 1 mm kalınlığında hazırlanan VE ve Cs materyalleri White simanla simante edildiğinde klinik olarak kabul edilemez ΔE_{00} değerleri göstermişlerdir. Benzer şekilde, koyu renkli dayanaklara 1 mm kalınlığında hazırlanan Cs materyali White simanla simante edildiği zaman yine klinik olarak kabul edilemez ΔE_{00} değerleri sergilemişlerdir. Bu nedenle White siman kullanılacağı zaman, seçilen CAD/CAM materyali ve kalınlığına dikkat edilmelidir.
5. Klinik uygulamalarda çalışmamızda test edilen klinik faktörlerin uygun şekilde kombinasyonu ile daha iyi estetik sonuçlar elde edilebilir.



KAYNAKLAR

1. Peeran, S.A., Al Sanabani, F., AL-Makramani, B.M.A., and Elamin, E.I. (2016). Dental prosthetic status and treatment needs of adult population in Jizan, Saudi Arabia: A survey report. *European Journal of Dentistry*, 10(4), 459-463.
2. Şener, İ.D., ve Türker, Ş.B. (2009). Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19(1), 61-67.
3. Awada, A., and Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 587-593.
4. Nguyen, J.F., Ruse, D., Phan, A.C., and Sadoun M.J. (2014). High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of Dental Research*, 93(1), 62-67.
5. Della Bona, A., Corazza, P.H., and Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 30(5), 564-569.
6. De Castro, E.F., Azevedo, Bomfim, V.L., Nima, G., de Andrade O.S., dos Santos, Dias, C.T., and Giannini, M. (2020). Adhesion, mechanical properties, and microstructure of resin-matrix CAD-CAM ceramics. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 22(4), 421-431.
7. Wunderlich, W. (Editor). (2010). *Ceramic materials and color in dentistry*. Austria: Intech Open Access Publisher, 155-174.
8. Turgut, S., and Bagis, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(3), 179-186.
9. Chaiyabutr, Y., Kois, J.S., LeBeau, D., and Nunokawa, G. (2011). Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(2), 83-90.
10. Kilinc, E., Antonson, S.A., Hardigan, P.C., and Kesercioglu, A. (2011). The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light-and dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 36(6), 661-669.
11. Almeida, J.R., Schmitt, G.U., Kaizer, M.R., Boscato, N., and Moraes, R.R. (2015). Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(2), 272-277.
12. Perroni, A.P., Amaral, C., Kaizer, M.R., Moraes, R.R., and Boscato, N. (2016). Shade of resin-based luting agents and final color of porcelain veneers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(5), 295-303.

13. Pires, L.A., Novais, P.M.R., Araujo, V.D., and Pegoraro, L.F. (2017). Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 144-149.
14. Begum, Z., Chheda, P., Shruthi, C.S., and Sonika, R. (2014). Effect of ceramic thickness and luting agent shade on the color masking ability of laminate veneers. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(1), 46-50.
15. Tatal, Z., Yamaner, İ.D.Ş. ve Tuncer, E.B. (2015). Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(10), 157-166.
16. Jones, D.W. (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dental Clinics of North America*, 29(4), 621-644.
17. Can, G., Ersoy, ve E., Aksu, L. (2014). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Türkiye: Özyurt Matbaacılık, 210-214.
18. Anusavice, K.J., Shen, C., and Rawls, H.R. (2014). *Phillips' Science of Dental Materials* (Twelfth edition). Netherland: Elsevier Health Sciences, 6-9.
19. Maloney, W.J., and Maloney, M.P. (2009). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 58(2), 28-29.
20. Kelly, J.R., Nishimura, I., and Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.
21. Wildgoose, D.G., Johnson, A., and Winstanley, R.B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 136-43.
22. Rasool, F.W. (2019). *Farklı Hibrit CAD/CAM Bloklarından Çeşitli Kalınlıklarda Üretilen Kronların Rezin Simanlarla Maskeleye Etkinliğinin Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Van, 1-3.
23. Rosenstiel, S.F. and Land, M.F. (Editors). (2015). *Contemporary fixed prosthodontics*. In: *Denry I. All-Ceramic Restorations* (Fifth edition). Netherlands: Elsevier, 774-804.
24. McLean, J.W. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61-66.
25. Vines, R., Semmelman, O., Lee, P.V., and Fonvielle, F.P. (1958). Mechanisms involved in securing dense, vitrified ceramics from preshaped partly crystalline bodies. *Journal of the American Ceramic Society*, 41(8), 304-309.
26. Açar, B. (2016). *Farklı Yüzey İşlemlerinin CAD-CAM Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi*, Uzmanlık Tezi, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, 20-27.
27. Mclean, J.W. (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal*, 119(6), 251-267.

28. Bayındır, F., ve Uzun, İ.H. (2007). Tam seramik krun sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007(2), 33-42.
29. Yüksel, D.G., Çekiç, C., ve Özkan, P. (2000). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2000(2), 79-89.
30. Sozio, R.B., and Riley, E.J. (1983). The shrink-free ceramic crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(2), 182-187.
31. Zhang, Y., and Kelly, J.R. (2017). Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dental Clinics*, 61(4), 797-819.
32. Pröbster, L., and Diehl, J. (1992). Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence International*, 23(1), 25-31.
33. Anderson, M. (1993). A densely sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59-64.
34. Yavuzylmaz, H., Bal, B.T., Bavbek, B., ve Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 49-60.
35. Ural, Ç., ve Kaleli, N. (2017). Diş hekimliğinde kullanılan güncel porselenler ve farklı sınıflamaları. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 151-163.
36. Kelly, J.R. (1997). Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Review of Materials Science*, 27(1), 443-468.
37. Craig, R.G. and Powers, J.M. (2002). *Craig's Restorative Dental Materials* (Eleventh edition). Missouri: Mosby, 552-570.
38. Coşkun, A. (2002). *Farklı Metal Desteksiz Porselen Sistemlerinin Kenar Uyumu Ve Mikrosızıntıya Etkisi İle Eğilme Dayanıklılıklarının İncelenmesi*, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas.
39. Shillingburg, H.T. and Sather, D.A. (2012). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics* (Fourth edition). Germany: Quintessence Publishing Company.
40. McLean, J.W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics. The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use* (First edition). Germany: Quintessenz Verlag, 79-82.
41. O'Brien, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection* (Third edition). Germany: Quintessence Publishing Company, 216-230.
42. Gracis, S., Thompson, V.P., Ferenzc, J.L., Silva, N.R.F.A., and Bonfante, E.A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227-235.
43. Çakmak, G., ve Doğan, A. (2019). CAD-CAM materyallerinin optik özellikleri. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 5(2), 1-11.

44. Bagby, M., Marshall, S., and Marshall G. (1990). Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(1), 21-25.
45. McLean, J. (1983). The metal-ceramic restoration. *Dental Clinics of North America*, 27(4), 747-761.
46. Rosenblum, M.A. and Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 128(3), 297-307.
47. Baroudi, K., and Ibraheem, S.N. (2015). Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *Journal of International Oral Health*, 7(4), 96-104.
48. Duret, F., and Preston, J. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2), 150-154.
49. Mörmann, W.H., Brandestini, M., and Lutz, F. (1987). The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *Quintessenz*, 38(3), 457-470.
50. Mörmann, W.H. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, 20(5), 329-39.
51. Andersson, M., and Odén, A. (1953). A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica Scandinavica*, 51(1), 59-64.
52. Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., and Bergman, B. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 187-193.
53. Liu, P.R., and Essig, M.E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(8), 482-494.
54. Çelik, G., Sarı, T. ve Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74-82.
55. Toksavul, S., Artunç, C., Ulusoy, M., ve Toman, M. (1993). Tüm seramik kronlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 14, 21-26.
56. Zaimoğlu, A. ve Can, G. (2011). *Sabit Protezler* (31. baskı). Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 139-153.
57. Logozzo, S., Zanetti, E.M., Franceschini, G., Kilpelä, A., and Mäkynen, A. (2014). Recent advances in dental optics–Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 203-221.
58. Ural, Ç. (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve CAD-CAM uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 86(1), 27-38.
59. Ödman, P., and Andersson, B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 14(6), 504-509.

60. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.C., and Kuretzky, T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3m espe lava™ all-ceramic system. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 14(1), 39-45.
61. Medina-Sotomayor, P., Pascual-Moscardo, A., and Camps, I. (2019). Accuracy of 4 digital scanning systems on prepared teeth digitally isolated from a complete dental arch. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(5), 811-820.
62. Shembesh, M., Ali, A., Finkelman, M., Weber, H.P., and Zandparsa, H. (2017). An in vitro comparison of the marginal adaptation accuracy of CAD/CAM restorations using different impression systems. *Journal of Prosthodontics*, 26(7), 581-586.
63. Lothar, V. (2001). Cercon the all ceramic CAM system by Degussa Dental. *Quintessence*, 52(8), 811-14.
64. Qualtrough, A.J., and Piddock, V. (1999). Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. *Dental Update*, 26(2), 65-72.
65. Priyanka, G., Sujesh, M., Kumar, R., Rao, C., and Srujana, Z. (2020). Digital impressions in prosthodontics—past, present and future trends. *IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 6(2), 66-70.
66. Wiedhahn, K., Schenk, O., and Fritzsche, G. (2012). Cerec Omnicam-Intraoralscan 2.0. *International Journal of Computerized Dentistry*, 15(3), 199-205.
67. Mangano, F.G., Hauschild, U., Veronesi, G., Imburgia, M., Mangano, C., and Admakin, O. (2019). Trueness and precision of 5 intraoral scanners in the impressions of single and multiple implants: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*, 19(1), 1-14.
68. Mörmann, W.H., and Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405-426.
69. Rekow, E., Silva, N.R.F.A., Coelho, P.G., Zhang, Y., Guess, P., and Thompson, V.P. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research*, 90(8), 937-952.
70. Nedelcu, R., Olsson, P., Nyström, I., and Thor, A. (2018). Finish line distinctness and accuracy in 7 intraoral scanners versus conventional impression: an in vitro descriptive comparison. *BMC Oral Health*, 18(1), 1-11.
71. Ruse, N., and Sadoun, M. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1232-1234.
72. Höland, W. and Beall, G.H. (2012). *Glass-Ceramic Technology* (Second edition). ABD: John Wiley & Sons, 331-341.
73. Höland, W. (1997). Biocompatible and bioactive glass-ceramics—state of the art and new directions. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 219, 192-197.

74. Giordano, R., and McLaren, E.A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 31(9), 682-702.
75. Griggs, J.A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 713-727.
76. Çömlekoğlu, M.E. (2018). Klinik tipi CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 4(3), 24-32.
77. Kelly, J.R., and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(1), 84-96.
78. Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L., and Silva, N.R.F.A. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America* 55(2), 333-352.
79. Mclean, J.W. (1995). New dental ceramics and esthetics. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 7(4), 141-149.
80. Alp, G., Subaşı, M.C., Johnston, W., and Yilmaz, B. (2018). Effect of different resin cements and surface treatments on the shear bond strength of ceramic-glass polymer materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 454-461.
81. Awad, D., Stawarczyk B., Liebermann, A., and Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 534-540.
82. Mendonca, A.F., Shahmoradi, M., Gouvêa, C.V.D., Souza, G.M., and Ellakwa, A. (2019). Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e587-e594.
83. Attia, A., Abdelaziz, K.M., Freitag, S., and Kern, M. (2006). Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 117-123.
84. Quinn, G., Giuseppetti, A., and Hoffman, K. (2014). Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: Part I-Procedures and results. *Dental Materials*, 30(5), e99-e111.
85. Mainjot, A., Dupont, N.M., Oudkerk, J.C., Dewael, T.Y., and Sadoun, M.J. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487-495.
86. Shetty, R., Shenoy, K, Dandekeri, S., Suhaim, K.S., Ragher, M., and Francis, J. (2015). Resin-matrix ceramics: an overview. *International Journal of Current Scientific Research*, 6(11), 7414-7417.
87. Stawarczyk, B., Sener, B., Trottman, A., Roos, M., Ozcan, M., and Haemmerle, C.H. (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.

88. Koller, M., Holly, L., and Arnetzl, G. (2012). Lava ultimate resin nano ceramic for CAD/CAM: customization case study. *International Journal of Computerized Dentistry*, 15(2), 159-164.
89. Acar, B. and Egilmez, F. (2018). Effects of various polishing techniques and thermal cycling on the surface roughness and color change of polymer-based CAD/CAM materials. *American Journal of Dentistry*, 31(2), 91-96.
90. Ekici, M.A., Egilmez, F., Cekic-Nagas, I., and Ergun, G. (2019). Physical characteristics of ceramic/glass-polymer based CAD/CAM materials: Effect of finishing and polishing techniques. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(2), 128-137.
91. Kılınç, H., Turgut, S., Ayaz, E.A., ve Bağış, B. (2018). Güncel nanoseramik ve hibrit CAD/CAM materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 28(4), 592-598.
92. Cengiz, S., and Ordu, Ü. (2015). Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemlerinin güncel materyalleri. *Journal of International Dental Sciences*, 1(1), 9-12.
93. Acar, Ö. (2016). Farklı yüzey hazırlıklarının CAD/CAM hibrit seramiğin kompozit rezin ile tamirine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(3), 121-125.
94. Swain, M., Coldea, A., Bilkhair, A., and Guess, P. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*, 32(1), 34-42.
95. Özarslan, M.M., Büyükkaplan, U.Ş., Barutçigil, Ç., Özarslan, M., Barutçigil, K., and Türker, N. (2018). Assessing staining resistance of a CAD/CAM interpenetrating network composite material. *Head & Face Medicine*, 14(1), 27-34.
96. Facenda, J.C., Borba, M., and Corazza, P.H. (2018). A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(4), 281-286.
97. Coldea, A., Swain, M.V., and Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419-426.
98. Klosa, K., Boesch, I., and Kem, M. (2013). Long-term bond of glass ceramic and resin cement: evaluation of titanium tetrafluoride as an alternative etching agent for lithium disilicate ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(4), 377-383.
99. Pulgar, R., Lucena, C., Espinar, C., Pecho, O.E., Ruiz-López, J., Della Bona, A., and Pérez, M.M. (2019). Optical and colorimetric evaluation of a multi-color polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, 35(7), e131-e139.
100. Dano, D., Stiteler, M., and Giordano, R. (2018). Prosthetically driven computer-guided implant placement and restoration using CEREC: A case report. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 39(5), 311-317.
101. Leung, B.T., Tsoi, J.K., Matinlinna, J.P., and Pow, E.H. (2015). Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 440-446.

102. Dirxen, C., Blunck, U., and Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The Open Dentistry Journal*, 7, 118-122.
103. Alsadon, O., Wood, D., Patrick, D., and Pollington, S. (2019). Comparing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 89(1), 234-236.
104. Heimer, S., Schmidlin, P.R., and Stawarczyk, B. (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1191-1200.
105. Zeighami, S., Mirmohammadrezaei, S., Safi, M., and Falahchai, S.M. (2017). The effect of core and veneering design on the optical properties of polyether ether ketone. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 25(4), 201-208.
106. Jackson, R.D., and Morgan, M. (2000). The new posterior resins and: a simplified placement technique. *The Journal of the American Dental Association*, 131(3), 375-383.
107. Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas M., and Anusavice K. (1998). New direct restorative materials. *International Dental Journal*, 48(1), 3-16.
108. Barnes, D., Blank, L.W., Thompson, V.P., Hoslton, A.M., and Gingell, J.C. (1991). A 5-and 8-year clinical evaluation of a posterior composite resin. *Quintessence International*, 22(2), 143-151.
109. Ritter, A.V., Boushell, L.W. and Walter, R. (2017). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (Seventh edition). Netherlands: Elsevier Health Sciences, 219-264.
110. Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
111. De Santis, R., Gloria, A., Maietta, S., Martorelli, M., De Luca, A., Spagnuolo, G., et al. (2018). Mechanical and thermal properties of dental composites cured with CAD/CAM assisted solid-state laser. *Materials*, 11(4), 504-518.
112. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., and Vanherie, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence International*, 24(9), 641-658.
113. Dayangaç, B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Türkiye: Güneş Kitabevi.
114. Çelik, Ç. (2017). Güncel Kompozit Rezin Sistemler. *Türkiye Klinikleri Restorative Dentistry-Special Topics*, 3(3), 128-137.
115. İnternet:
http://docs.neu.edu.tr/staff/nuran.ulusoym/Kompozit%20Rezinlerin%20klinik%20uygulama%20y%C3%B6ntemleri_14.pdf. Son erişim tarihi: 20.10.2020.
116. Öcal, İ.B. (2017). *Güncel Kompozitlerin Farklı Tabakalama Teknikleriyle Uygulanmasının Mikrosızıntı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi*, Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Antalya, 9-11.

117. Santerre, J., Shajii, L., and Leung, B. (2001). Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12(2), 136-151.
118. Aydın, N. (2019). *Yüksek Estetiğe Sahip Dental Kompozitlerin Yüzey Pürüzlülüğü Ve Renk Değişiminin İncelenmesi*. Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara, 6-11.
119. Uluakay, M., İnan, H., Yamanel, K., ve Arhun, N. (2011). Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 5(2), 895-902.
120. Albers, H.F. (2002). *Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques*. USA: PMPH-USA, 57-69.
121. Nalçacı, A., ve Bağış, B. (2005). Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin in vitro olarak incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(2), 91-98.
122. Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J., and Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*, 23(1), 51-59.
123. Çekiş, I., Ergün, G., ve Lassila, L.V. (2006). Farklı kompozit materyallerinin dentine bağlanma dayanımının farklı adeziv sistemler ile değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 23(3), 177-181.
124. Mitra, S.B., Wu, D., and Holmes, B.N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-1390.
125. Önal, B. (2004). *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları* (Birinci baskı). Türkiye: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
126. Lad, P.P., Kamath, M., Tarale, K., and Kusugal, P.B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health*, 6(1), 116-120.
127. Yu, H., Zgeng, M., Chen, R, and Cheng, H. (2014). Proper selection of contemporary dental cements. *Oral Health Dental Management*, 13(1), 54-59.
128. Silva, J., Queiroz, D.M., Azevedo, L.H., Leal, L.C., Rodrigues, J.L., Lima, A.F., et al. (2011). Effect of eugenol exposure time and post-removal delay on the bond strength of a self-etching adhesive to dentin. *Operative Dentistry*, 36(1), 66-71.
129. Altintas, S.H., Tak, O., Secilmis, A., and Usumez, A. (2011). Effect of provisional cements on shear bond strength of porcelain laminate veneers. *European Journal of Dentistry*, 5(4), 373-379.
130. Gladwin, M.A. and Bagby, M.D. (Editors). (2013). *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases* (Fourth edition), USA: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health, 88-104.

131. Uludamar, A., Aygün, Ş., ve Özkan, Y.K. (2011). Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(2), 150-162.
132. Sümer, E. and Değer, Y. (2011). Contemporary permanent luting agents used in dentistry: A literature review. *International Dental Research*, 1(1), 26-31.
133. Edelhoff, D. and Özcan, M. (2007). To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 193-204.
134. Rosenstiel, S.F., Land, M.F., and Crispin, B.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280-301.
135. Morgan, L.F., Teixeira, K.I.R., Vasconcellos, W.A., Albuquerque, R.C., and Cortés, M.E. (2015). Correlation between the cytotoxicity of self-etching resin cements and the degree of conversion. *Indian Journal of Dental Research*, 26(3), 284-288.
136. Freedman, A.G. (2011). *Contemporary esthetic dentistry*. Netherland: Elsevier Health Sciences, 537-560.
137. McComb, D. (1996). Adhesive luting cements--classes, criteria, and usage. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 17(8), 759-764.
138. Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z.R., and Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 251-258.
139. Latta, M.A., and Barkmeier, W.W. (1998). Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 567-577.
140. Burgess, J.O., Ghuman, T., and Cakir, D. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 412-419.
141. Pan, Y., Xu, X., Sun, F., and Meng, X. (2019). Surface morphology and mechanical properties of conventional and self-adhesive resin cements after aqueous aging. *Journal of Applied Oral Science*, 27, 1-8.
142. De Munck, J., Vargas, M., Landuyt, K.V., Hikita, K., Lambrechts, P., and Meerbeek, B.V. (2004). Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials*, 20(10), 963-971.
143. Yılmaz, İ., Güllü, M., Baybura, T., ve Erdoğan, O. (2002). Renk uzayları ve renk dönüşüm programı (rdp). *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 2(2), 19-35.
144. Villarroel, M., Fahl, N., De Sousa, A.M., and De Olivira, O.B. (2011). Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(2), 73-87.

145. Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, P.K. and Vassila, L.V.J. (2012). Estimation of the surface gloss of dental nano composites as a function of color measuring geometry. *American Journal of Dentistry*, 25(4), 220-226.
146. Lim, Y.K., Lee, Y.K., Lim, B.S., Rhee, S.H., and Yang, H.C. (2008). Influence of filler distribution on the color parameters of experimental resin composites. *Dental Materials*, 24(1), 67-73.
147. Kahramanoğlu, E., ve Özkan, Y.K. (2013). Diş hekimliğinde estetik ve renk. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(4), 339-347.
148. Pop-Ciutrla, I.S., Dudea, D., Badea, M.E., Moldovan, M., Cimpean, S.I., and Ghinea, R. (2016). Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), S46-S55.
149. Antonson, S.A., and Anusavice, K.J. (2001). Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *International Journal of Prosthodontics*, 14(4), 316-320.
150. Johnston, W.M., Ma, T., and Kienle, B.H. (1995). Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *International Journal of Prosthodontics*, 8(1), 79-86.
151. Wisotzky, J. (1972). Effect of tetracycline on the phosphorescence of teeth. *Journal of Dental Research*, 51(1), 7-11.
152. Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 23(5), 467-480.
153. Cho, M.S., Yu, B., and Lee, Y.K. (2009). Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials*, 25(6), 695-702.
154. Lee, Y.K. and Yu, B. (2007). Measurement of opalescence of tooth enamel. *Journal of Dentistry*, 35(8), 690-694.
155. Sikri, V.K. (2010). Color: Implications in dentistry. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 249-255.
156. Keyf, F., Uzun, G., ve Altunsoy, S. (2009). Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 52-58.
157. Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, 32(1), 3-12.
158. Ghinea, R., Perez, M.M., Herrera, L.J., Rivas, M.J., Yebra, A., and Paravina, R.D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, 38(2), e57-e64.
159. Sancaktar, Ö. (2020). *Farklı Restorasyon Kalınlığı, Arka Plan ve Rezin Siman Renginin CAD/CAM Cam Seramik Materyalleri Üzerindeki Renk Değişiminin İncelenmesi*, Uzmanlık Tezi, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Erzurum, 26-35.

160. Ayaz, E.A., Turgut, S., Korkmaz, F., Tamam, E., ve Bağış, B. (2014). Effect of denture cleansers on the color stability of different denture teeth materials. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(1), 32-41.
161. Del Mar Perez, M., Ghinea, R., Herrera, L.J., Ionescu, A.M., Pomares, H., Pulgar, R., et al. (2011). Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *Journal of Dentistry*, 39(3), e37-e44.
162. Önöral, Ö., Günal-Abduljalil, B., and Ongun, S. (2020). Effect of color of the cement and the composite resin foundation on the resultant color of resin-matrix ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(5), 503-624.
163. Igiel, C., Weyhrauch, M., Wentaschek, S., Scheller, H., and Lehmann, K.M. (2016). Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods. *Dental Materials Journal*, 35(1), 63-69.
164. Lehmann, K.M., Devigus, A., Igiel, C., Wentaschek, S., Azar, M.S., and Scheller, H. (2011). Repeatability of color-measuring devices. *European Journal Esthetic Dentistry*, 6(4), 428-435.
165. Douglas, R.D., and Przybylska, M. (1999). Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(2), 143-149.
166. Dozić, A., Kleverlaan, C.J., El- Zohairy, A., Feilzer, A.J., and Khashayar, G. (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 93-100.
167. Müdüroğlu, R., Kıvrak, T.Ç. ve Nalçacı, A. (2018). Renk belirlenmesinde kullanılan yöntem ve cihazlar. *Cumhuriyet Dental Journal*, 21(1), 61-69.
168. Karamouzos, A., Papadopoulos, M.A., Kololkithas, G., and Athanasiou, A.E. (2007). Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 613-621.
169. Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W., and Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 642-648.
170. Lee, Y.K., Lim, B.S., Kim, C.W., and Powers, J.M. (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 13(3), 179-186.
171. Sarikaya, I. ve Güler, A.U. (2009). Diş hekimliği uygulamalarında renk kavramı. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, 15(2), 118-129.
172. Chu, S.J., Trushkowsky, R.D. and Paravina, R.D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38(2), e2-e16.

173. Knispel, G. (1991). Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence International*, 22(7), 525-531.
174. Turgut, S., ve Bağış, B. (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.
175. Eroğlu, E., Küçükeşmen, H.C., ve Uluhan, B. (2007). Diş hekimliği fakültesi protetik diş tedavisi kliniğine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 14(2), 11-16.
176. Brewer, J.D., Wee, A., and Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 341-58.
177. Lee, Y.K., and Bin, Y. (2016). Translucency and color match with a shade guide of esthetic brackets with the aid of a spectroradiometer. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 21(2), 81-87.
178. Paravina, R.D. and Powers, J.M. (2004). *Esthetic Color Training In Dentistry* (First edition). Netherlands: Elsevier Science Health Science Division.
179. Sengez, G., ve Dörter, C. (2019). Estetik diş hekimliğinde renk seçimi. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 213-220.
180. Paravina, R.D. (2009). Performance assessment of dental shade guides. *Journal of Dentistry*, 37(1), e15-e20.
181. Recen, D., Önal, B., ve Türkün, L.Ş. (2016). Deneyimin kompozit rezinlerin renk seçimi üzerine etkisinin bir spektrofotometre kullanılarak değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 33(1), 12-17.
182. Ishikawa-Nagai, S., Ishibashi, K., Tsuruta, O., and Weber, H.P. (2005). Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 129-137.
183. Johnston, W.M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, 37(1), e2-e6.
184. Memari, Y., Mohajerfar, M., Armin, A., Kamalian, F., Rezayani, V., and Beyabanaki, E. (2019). Marginal adaptation of CAD/CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: a literature review. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e536-e544.
185. Davidowitz, G., and Kotick, P.G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, 55(3), 559-570.
186. Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., and 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.
187. He, L.H., and Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dental Materials*, 27(6), 527-534.

188. He, L.H., Purton, D., and Swain, M. (2011). A novel polymer infiltrated ceramic for dental simulation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22(7), 1639-1643.
189. El-Damanhoury, H.M., Haj-Ali, R.N., and Platt, J.A. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Operative Dentistry*, 40(2), 201-210.
190. Gueth, J.F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., and Edelhoff, ad. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865-871
191. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., et al. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, 33(5), 705-710.
192. Albero, A., Pascual, A., Camps, I., and Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), e495-e500.
193. Lawson, N.C., Bansal, R., and Burgess, J.O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials*, 32(11), e275-e283.
194. Seyidaliyeva, A., Rues, S., Evagorou, Z., Hasse, A.J., Rammelsberg, P., and 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.
195. Alharbi, A., Ardu, S., Bortolotto, T., and Krejci, I. (2017). Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology*, 105(2), 162-169.
196. Quek, S., Yap, A.U.J., Rosa, V., Tan, K.B.C., and Teoh, K.H. (2018). Effect of staining beverages on color and translucency of CAD/CAM composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(2), e9-e17.
197. Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S.H., and Chandrasekaran, I. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *Journal Prosthetic Dentistry*, 115(1), 71-75.
198. Stawarczyk, B., Liebermann, A., Eichberger, M., and Güth, J.F. (2016). Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 55, 1-11.
199. Stamatacos, C., and Simon, J.F. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 34(1), 42-44,46.
200. Türk, A.G., Ulusoy, M., ve Önal, B. (2014). İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 35(2), 1-8.

201. Frankenberger, R., and Tay, F.R. (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*, 21(5), 397-412.
202. Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R., and Handel, G. (2004). Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dental Materials*, 20(5), 463-469.
203. Uy, J.N., Lian, J.N.C., Nicholls, J.I., and Tanet K.B.C. (2006). Load-fatigue performance of gold crowns luted with resin cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(4), 315-322.
204. Blatz, M.B., Sadan, A., and Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 268-274.
205. Chu, F.C., Chow, T.W., and Chai, J. (2007). Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 359-364.
206. Kilinc, E., Antonson, S.A., Hardigan, P.C., and Kesercioglu A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*, 39(1), e30-e36.
207. Koishi, Y., Tanoue, M., Atsuta, M., and Matsumura, H. (2002). Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(4), 387-393.
208. Myers, M.L., Caughman, W.F., and Rueggeberg, F.A. (1994). Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *Journal of Prosthodontics*, 3(3), 149-157.
209. Pegoraro, T.A., da Silva, N.R., and Carvalho, R.M. (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 453-471.
210. Platt, J. (1999). Resin cements: into the 21st century. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 20(12), 1173-1176, 1178, 1180.
211. Ahmet, S.K., Murat, K., and Doğu, Ö. (2018). Resin cements effect on the final color of novel monolithic CAD/CAM restorations. *Minerva Stomatologica*, 67(5), 202-209.
212. Chang, J., Da Silva, J.D., Sakai, M., Keistiansen, J., and Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37(12), 937-943.
213. Xing, W., Jiang, T., Ma, X., Liang, S., Wang, Z., Sa Y., et al. (2010). Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *Journal of Dentistry*, 38(2), e87-e94.
214. Dede, D.Ö., Armaganci, A., Ceylan, G., Çankaya, S., and Çelik, E. (2013). Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(6), 1570-1578.

215. Azer, S.S., Ayash, G.M., Johnston, W.M., Khalilet M.F., and Rosenstiel, S.F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 397-401.
216. De Azevedo Cubas, G.B., Camacho, C.B., Demarco, F.F., and Pereira-Cenci T. (2011). The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *European Journal of Dentistry*, 5(3), 245-252.
217. Alqahtani, M.Q., Aljurais, R.M., and Alshaafi, M.M. (2012). The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. *Dental Materials Journal*, 31(3), 354-361.
218. Alfouzan, A.F., Al-Otaibi, H.N., Labban, N., Al Taweel, S.M., Al-Tuwaijri, S., AlGazlan, A.M.S., et al. (2020). Influence of thickness and background on the color changes of CAD/CAM dental ceramic restorative materials. *Materials Research Express*, 7(5), 1-9.
219. Hassan, S.Z., Fathelbab, E., and Shalaby, M.M. (2018). The effect of luting agent shades and thickness of hybrid ceramics on the perceived final color. *Dental Journal*, 64(53), 53-60.
220. Parameswaran, V., Anilkumar, S., Lylajam, S., Rajesh, C., and Narayan, V. (2016). Comparison of accuracies of an intraoral spectrophotometer and conventional visual method for shade matching using two shade guide systems. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 16(4), 352-358.
221. Martin-de-las-Heras, S., Del-Rey, M., Molina, A., and Rubio, L. (2018). Spectrophotometric dental colour measurement to assess age in living adults. *Australian Journal of Forensic Sciences*, 50(1), 82-89.
222. Erdağ, Ü.H. (2020). *Farklı Yüzey Temizleme İşlemi Uygulanmış Güncel Termoplastik Kaide Materyalinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Değişiminin İncelenmesi*, Uzmanlık Tezi, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Zonguldak, 33,34.
223. Gonuldas, F., Yılmaz, K., and Ozturk, C. (2014). The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(4), 309-316.
224. Gómez-Polo, C., Montero, J., Gomez-Polo, M., and Martin Casado, A. (2020). Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 color difference formulas on gingival color space. *Journal of Prosthodontics*, 29(5), 401-408.
225. Miotti, L., Santos, I.S., Nicoloso, G.F., Pozzobon, R.T., Susin, A.H., and Durand L.B. (2017). The use of resin composite layering technique to mask discolored background: A CIELAB/CIEDE2000 Analysis. *Operative Dentistry*, 42(2), 165-174.
226. Wee, A.G., Lindsey, D.T., Shroyeret, K.M., and Johnston, W.M. (2007). Use of a porcelain color discrimination test to evaluate color difference formulas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 101-109.

227. Salas, M., Lucena, C., Herrera, L.J., Yebra, A., Della Bona, A., and Perez, M.M. (2018). Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials*, 34(8), 1168-1174.
228. Gürdal, I., Atay, A., Eichberger, M., Cal, E., Üsümez, A., and Stawarczyk, B. (2018). Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(4), 546-552.
229. Subaşı, M.G., Alp, G., Johnston, W.M., and Yilmaz, B. (2018). Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics. *Journal of Dentistry*, 71, 38-42.
230. Czigola, A., Abram, E., Kovacs, Z.I., Marton, K., Hermann, P., and Borbely, J. (2019). Effects of substrate, ceramic thickness, translucency, and cement shade on the color of CAD/CAM lithium-disilicate crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(5), 457-464.
231. Jirajariyavej, B., Wanapirom, P., and Anunmana, C. (2018). Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 819-825.
232. Ryan, E.A., Tam, L.E., and McComb, D. (2010). Comparative translucency of esthetic composite resin restorative materials. *Journal Canadian Dental Association*, 76, 84-90.
233. Ongun, S., Önöral, Ö., and Günel-Abduljalil, B. (2020). Evaluation of shade correspondence between current monolithic CAD/CAM blocks and target shade tab by considering the influence of cement shade and restorative material thickness. *Odontology*, 108(4), 1-10.
234. Nagaş, Çekiç, I., Eğilmez, F., Ergün, G., Valittu, P.K., ve Lassila, L.V.J. (2017). Farklı yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltre seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 34(3), 98-104.
235. Eğilmez, F., Ergün, G., Nagaş, Çekiç, I., Valittu, P.K., and Lassila, L.V.J. (2018). Comparative color and surface parameters of current esthetic restorative CAD/CAM materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(1), 32-42.
236. Çelik, E., ve Göktepe, B. (2019). Optical properties of novel resin matrix ceramic systems at different thicknesses. *Cumhuriyet Dental Journal*. 22(2), 176-184.
237. Gunal, B., and Ulusoy, M.M. (2018). Optical properties of contemporary monolithic CAD-CAM restorative materials at different thicknesses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(5), 434-441.
238. Nakajima, M., Arimoto, A., Prasansuttipornet, T., Thanatvarakorn, O., Foxton, R.M., and Tagami, J. (2012). Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *Journal of Dentistry*, 40(2), e77-e82.
239. Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi H., and Ban, S. (2007). Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental Materials Journal*, 26(1), 38-44.

240. Arimoto, A., Nakajima, M., Hosaka, K., Nishimura, K., Ikeda, M., Foxton, R.M., et al. (2010). Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. *Dental Materials*, 26(11), 1090-1097.
241. Haas, K., Azhar, G., Wood, D.J., Moharramzadeh, K., and Van Noort, R. (2017). The effects of different opacifiers on the translucency of experimental dental composite resins. *Dental Materials*, 33(8), e310-e316.
242. Azzopardi, N., Moharramzadeh, K., Wood, D.J., Martin, N., and Van Noort, R. (2009). Effect of resin matrix composition on the translucency of experimental dental composite resins. *Dental Materials*, 25(12), 1564-1568.
243. Günel Abduljalil, B., Ongun, S., and Önöral, Ö. (2020). How will surface conditioning methods influence the translucency and color properties of CAD-CAM resin-matrix ceramics with different thicknesses? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(7), 1-10.
244. Turgut, S., Bagis, B., and Ayaz, E.A. (2014). Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based CAD-CAM laminate systems. *Journal of Dentistry*, 42(1), 68-74.
245. Kim, H.K., Kim, S.H., Lee, J.B., Han, J.S., Yeo, I.S., and Ha, S.R. (2016). Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(1), 37-42.
246. Bayindir, F. and Koseoglu, M. (2019). The effect of restoration thickness and resin cement shade on the color and translucency of a high-translucent monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(6), 503-572.
247. Öztürk, C. ve Çelik, E. (2020). Materyal kalınlığının rezin matriks seramik blokların renk değişimi üzerine etkisi. *Selcuk Dental Journal*, 7(2), 200-205.
248. Egilmez, F., Ergün, G., Nagaş, Çekiç, I., Valittu, P.K., and Lassila, L.V.J. (2017). Light transmission of novel CAD/CAM materials and their influence on the degree of conversion of a dual-curing resin cement. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2017. 19(1), 39-48.
249. Igiel, C., Weyhrauch, M., Mayer, B., Scheller, H., and Lehmann, K.M. (2018). Effects of ceramic layer thickness, cement color, and abutment tooth color on color reproduction of feldspathic veneers. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 18(1), 110-119.
250. Giti, R., Barfei, A., and Mohaghegh, M. (2019). The influence of different shades and brands of resin-based luting agents on the final color of leucite-reinforced veneering ceramic. *The Saudi Dental Journal*, 31(2), 284-289.
251. Kürklü, D., Azer, S.S., Yilmaz, B., and Johnston W. (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry*, 41(11), 1043-1050.
252. Wang, Y.N. (2015). The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research*, 59(3), 172-177.

253. Dede, D.Ö., Sahin, O., Özdemir, O.S., Yilmaz, B., Celik, E., and Köroğlu, A. (2017). Influence of the color of composite resin foundation and luting cement on the final color of lithium disilicate ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(1), 138-143





ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : YILMAZ Şebnem
 Uyruğu : Azerbaycan
 Medeni hali : Evli

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Azerbaycan Tıp Üniversitesi	2011
Lise	12 Numaralı Lise, Şeki	2006

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2012-devam ediyor	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

Rusca, İngilizce

Yayınlar

1. Yılmaz, Ş., Eğilmez F., Taş N., Çekiç, Nagaş, I. (2019). Servikal Bölgedeki Gingival Renklenmenin Zirkonya Restorasyonlar İle Maskelenmesi. *Türk Diş Hekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi*, İstanbul, Türkiye, Poster Sunumu
2. Taş N., Eğilmez F., Yılmaz, Ş., Çekiç, Nagaş, I. (2019). Diş Renklenmesi Olan Bir Hastada Anterior Zirkonya Restorasyon Uygulaması. *Türk Diş Hekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi*, İstanbul, Türkiye, Poster Sunumu

3. Yılmaz, Ş., Eğilmez F., Taş N., Çekiç, Nagaş, I. (2019). Teleskopik Overdenture Protezler: Orofarinks Kanseri Tedavisi Geçiren Bir Hastanın Rehabilitasyonu. *Türk Diş Hekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi*, İstanbul, Türkiye, Poster Sunumu
4. Taş N., Eğilmez F., Yılmaz, Ş., Çekiç, Nagaş, I. (2019). Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic After Aluminum Oxide Sandblasting. *43th Annual Conference of the European Prosthodontic Association-36th International College of Prosthodontists (ICP-EPA)*, Amsterdam, The Netherlands, Poster Sunumu
5. Yılmaz, Ş., Eğilmez F., Taş N., Çekiç, Nagaş, I. (2019). Is Color Masking Possible with the Combination of Polymeric Hybrid Material and Resin Cement Shade? *43th Annual Conference of the European Prosthodontic Association-36th International College of Prosthodontists (ICP-EPA)*, Amsterdam, The Netherlands, Sözlü Sunum
6. Yılmaz, Ş., Eğilmez F., Taş N. (2020). Zirkonya Dental İmplantlara Yapılan Yüzey Modifikasyonları. *2. Uluslararası Ankara Kongresi*, Ankara, Türkiye, Sözlü Sunum
7. Taş N., Eğilmez F., Yılmaz, Ş. (2020). Cam Seramik Restorasyonların Simantasyonunda Kullanılan Geleneksel ve Self Adeziv Rezin Simanların Klinik Olarak Değerlendirilmesi. *2. Uluslararası Ankara Kongresi*, Ankara, Türkiye, Sözlü Sunum
8. Yılmaz, Ş., Eğilmez F. (2020). Polimer Yapılı CAD/CAM Materyallerin Optik Özellikleri. *Selcuk Dental Journal*, Basımda.



GAZİ GELECEKTİR..