

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

**POLİMER İÇEREN CAD/CAM MATERYALLERİN
RENK DEĞİŞİMLERİNİN İN VIVO
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fatma GÜNER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

2020-ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**POLİMER İÇEREN CAD/CAM MATERYALLERİN
RENK DEĞİŞİMLERİNİN İN VİVO
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fatma GÜNER

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

Bu tez TÜBİTAK tarafından 1001–Araştırma 218S673 proje numarası ile desteklenmiştir.

2020-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Fatma Güner tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

27/10/20

Üye : Prof. Dr. Ulviye şebnem Büyükkaplan
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Mehmet Mustafa Özarıan
Akdeniz Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Hakkı Cenker Küçükeşmen
Süleyman Demirel Üniversitesi

Bu tez, 04/11/20 tarih ve 41/128 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi
Kurum Yöneticisi
Prof. Dr. Alper Kuştarcı

ETİK BEYAN

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

Aday

Fatma GÜNER

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN

İmza

TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bana yol gösteren, bilgi, deneyim ve yardımlarını esirgemeyen, değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a, bu tez çalışmasının bir parçası olan bilimsel araştırma projesinin gerçekleştirilmesinde büyük çaba ve emeği olan Dr. Öğr. Üyesi Nurullah TÜRKER'e,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri Doç. Dr. Ömer KIRMALI, Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN, Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN ve Dr. Öğr. Üyesi Kubilay BARUTÇUGİL'e,

Tez çalışmamı maddi yönden 1001-Araştırma Destek Programı kapsamında 218S673 numarası ile destekleyen TÜBİTAK'a (Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu),

Tüm yaşamım süresince sonsuz sevgileriyle, maddi-manevi her türlü destekleriyle yanımda olan; beni sevgi ve ilgiyle yetiştirerek bu günlere gelmemi sağlayan, sahip olduğum en büyük şansım canım annem Aynur GÜNER'e ve canım babam Ahmet GÜNER'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Fatma GÜNER

Antalya, 2020

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı ticari isimlerle ve farklı içeriklerle sunulan hibrit seramik, rezin nano seramik materyallerinin ve akrilik rezin yapay diş materyallerinin renk değişimlerinin *in vivo* olarak incelenmesidir.

Yöntem: Araştırma tam protez kullanmaya yeni başlamış 16 gönüllü birey ile gerçekleştirilmiştir. Bu bireylere ait protezlerde belirli dişler uzaklaştırılarak yerlerine hibrit seramik (Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), rezin nano seramik (Lava Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, ABD; Cerasmart GC Dental Products Europe, Leuven) bloklarından üretilmiş dişler ve birer akrilik rezin yapay diş (Ivostar, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirilmiştir. Gönüllülerden protezlerini kullanmaya devam etmeleri istenmiş ve 1, 3 ve 6 aylık aralıklarla renk ölçümleri yapılmış ve ΔE_{00} değerleri elde edilmiştir. İstatistiksel analiz SPSS (SPSS v23.0; IBM SPSS Inc. Chicago, ABD) programı ile yapıldı. $p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Bulgular: Çalışmada incelenen dört materyalin ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Bununla birlikte 1. ve 3. aya ait veriler incelendiğinde tüm materyallere ait değerler, renklenmede klinik olarak kabul edilebilir eşik değeri olan $\Delta E_{00}=3.70$ değerinin altında olarak gözlenmiştir. 6.ayda ise Lava Ultimate ve akrilik yapay diş materyallerine ait ΔE_{00} değerleri 3.7 değerinin altında kalırken Cerasmart ve Vita Enamic materyalleri klinikte farkedilir derecede renk değişimine uğramıştır.

Sonuç: Çalışmada incelenen materyallerin klinikte farkedilebilir renk değişimleri arasında farklılıklar gözlenmiştir. Bununla birlikte, daha farklı örneklem grupları ile yeni klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: hibrit seramik, rezin nano seramik, renk stabilitesi, CAD/CAM, ΔE_{00}

ABSTRACT

Objective: The aim of the present study was investigation the color changes of hybrid ceramic, resin nano ceramic materials and acrylic resin artificial tooth materials in the dental market with different trade names and different contents *in vivo*.

Method: The research was carried out with 16 volunteers who have just started using complete dentures. In the prostheses belonging to the volunteers, certain teeth were removed and replaced with hybrid ceramic (Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), resin nano-ceramic (Lava Ultimate; 3M ESPE, St.98034 Paul, ABD; Cerasmart GC Dental Products Europe, Leuven) teeth and one acrylic resin artificial tooth (Ivostar, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Volunteers were asked to continue using their prosthesis and color measurements were made at the period of 1, 3 and 6 months. Statistical analysis were performed using by SPSS statistic software (version v23.0, SPSS Inc. Chicago, ABD). Statistical significance level was accepted as $p < 0.05$.

Results: There is no statistically significant difference between ΔE_{00} values of the four materials examined in the present study. However, when the data belonging to the 1st and 3rd months were examined, the values of all materials were observed below the clinically acceptable threshold value of $\Delta E_{00} = 3.70$. In the 6th month, the ΔE_{00} values of Lava Ultimate and acrylic artificial tooth materials remained below 3.7, while Cerasmart and Vita Enamic materials underwent a noticeable change in color in the clinic.

Conclusions: Clinically color change differences were observed between the materials examined in the present study. However, there is a need for new clinical studies with different sample groups.

Key words: hybrid ceramic, resin nano ceramics, color stability, CAD/CAM, ΔE_{00}

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	v
TABLolar DİZİNİ.....	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental Seramikler	6
2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı.....	6
2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması.....	9
2.2. Tam Seramikler ve Seramik Benzeri Materyaller	10
2.2.1. Sınıflandırma	11
2.2.2. Polimer İçerikli Seramik Benzeri Materyaller.....	21
2.3. CAD/CAM Sistemleri.....	25
2.4 Renk	27
2.4.1. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri.....	27
2.4.2. Işık ve Renk	28
2.4.3. Materyallerin Işığın Yayılmına Etki Eden Özellikleri	32
2.4.4. Renk Notasyon Sistemleri.....	35
2.4.4.1. Munsell Renk Sistemi	36
2.4.4.2. CIE Renk Sistemi.....	39
2.4.5. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	41
2.4.5.1. Görsel Renk Ölçümü.....	41
2.4.5.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Ölçümü.....	42
3. GEREÇ VE YÖNTEM	47
4. BULGULAR.....	54
5. TARTIŞMA.....	58
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	74
KAYNAKLAR.....	75
EKLER.....	92
ÖZGEÇMİŞ	94

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
ΔE	CIE LAB renk değişim miktarı
$\pm$	Standart sapma
$^{\circ}C$	Santigrat
$^{\circ}K$	Kelvin
Ark.	Arkadaşları
AlO_4	Aluminat
ANOVA	Analysis of variance
Bis-EMA	Etoksilat bisfenol a glikol dimetrakrilat
Bis-GMA	Bisfenol a glisidil metakrilat
C	Kroma
CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage
Er:YAG	Erbium atomu katkılanırılmış yttrium alüminyum garnet
GC	GC Cerasmart
H	Renk tonu
ISO	International Organization for Standardization
IV	Ivoclar Vivastar
LU	Lava Ultimate
mm	Milimetre
nm	Nanometre
PICN	Polimer infiltre seramik ağ
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SiO_4	Silikat
M.Ö.	Milattan Önce
MPa	Megapaskal
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TDK	Türk Dil Kurumu
UDMA	Üretan dimetakrilat
V	Parlaklık değeri
VE	Vita ENAMIC
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Gracis ve ark. tarafından sunulan seramik ve seramik benzeri materyaller sınıflandırması	12
Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum ve görünür ışık spektrumu	30
Şekil 2.3. Işığın yansıma şekilleri	31
Şekil 2.4. Ultraviyole ışığın, yansıyan ışığı yayan dentin tabakası ile nasıl etkileşime girdiğini gösteren şekil	34
Şekil 2.5. Uygun aydınlatma kullanılmadığında algılanan renk üzerindeki etkinin görseli (a) Akkor aydınlatma (2.856 K). (b) Floresan aydınlatma (4.000 K). (c) Renk düzeltmeli aydınlatma (5.500 K).	35
Şekil 2.6. Munsell'in üç boyutlu renk sistemi	36
Şekil 2.7. Ana renk diagramı	37
Şekil 2.8. Parlaklık diagramı	38
Şekil 2.9. Diğer renk kavramları ve kroma	38
Şekil 2.10. CIE renklerin tristimulus değerleri eğrisi	29
Şekil 2.11. Üç koordinatın oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan küre	40
Şekil 2.12. a^* ve b^* koordinatları	40
Şekil 2.13. VITA toothguide 3D-Master skalası	42
Şekil 2.14. Kolorimetre	43
Şekil 2.15. Spektrofotometre	44
Şekil 2.16. Renk ölçüm geometrileri, A.Spektrofotometre, B.Spektoradyometre	46
Şekil 3.1. Gönüllülerden alınan protezlerin üç boyutlu taramasının yapılması	49
Şekil 3.2. Taranmış protezin üç boyutlu görüntüsü ve bir premolar dişin bu tasarımdan ayrılarak blokta konumlandırılmış hali	49
Şekil 3.3. Bilgisayar destekli üretim cihazında blokların freze edilmesi işlemi	50
Şekil 3.4. Örneklerin polisaj işleminin yapılması	51
Şekil 3.5. Protezlerden örneklerin yerleştirileceği bölgelerdeki premolar dişlerin uzaklaştırılması.	51
Şekil 3.6. Dişlerin proteze yerleştirilmesi sonrası son durum	52
Şekil 3.7. Protetizlere yerleştirilen dişlerin renginin ölçülmesi	53

Şekil 4.1. Belli bir zaman dilimindeki materyallerin ΔE_{00} değerleri arasındaki ilişki	57
Şekil 4.2. Materyal-zaman arasındaki ilişki grafiği	57



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin üretim şekli, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları (Gracis ve ark., 2015)	13
Tablo 2.2. Materyallere dair bilgiler	22
Tablo 3.1. Çalışmada incelenen materyaller ve içerikleri	48
Tablo 4.1. Gönüllülerin demografik dağılımı	55
Tablo 4.2. Çalışmada farklı zaman dilimlerinde elde edilen ΔE_{00} ve standart sapma değerleri	56



1. GİRİŞ

Bilgisayar destekli tasarımın ve bilgisayar destekli üretimin (CAD/CAM) hızla gelişmesi günümüz diş hekimliğinin bakış açısını değiştirmiştir. Gelişen teknolojiyle birlikte, hastaların ve diş hekimlerinin artan estetik talebi sonucunda farklı materyaller geliştirilmiştir.

Seramik ve kompozit diş hekimliği alanında en fazla kullanılan ve halen üzerinde çalışılan materyallerdir. Kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesi, gözenekli yapısı, homojen olamama ve renk stabilitesi gibi eksiklikleri mevcuttur. Geleneksel ve frezelenen seramik restorasyonların ise monokromatik yapıları nedeniyle ortaya çıkan estetik problemler, kırılabilirlik gibi dezavantajları vardır. Dental CAD/CAM sistemlerinde işlenebilir farklı biyomateryallerin kullanılmaları ile birlikte ihtiyaçlar doğrultusunda seramik ve kompozit materyallere alternatif olarak polimer içerikli çeşitli materyaller geliştirilmiştir. Kompozit rezinin ve seramiğin avantajlı özellikleri birleştirilerek resin nano seramik ve polimer infiltre seramik ağ başlığı altında yeni materyeller diş hekimliği kullanımına sunulmuştur. Bu materyaller üretilirken geleneksel kompozit ve seramiklerin üstün fiziksel özelliklerinden yararlanarak doğal diş yapısına daha uyumlu bir materyalin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Modern teknolojinin gelişmesiyle birlikte bu materyallerde daha uzun ömür, daha fazla estetik ve dayanıklılık özellikleri sağlanmıştır.

Artık restorasyonun başarısından söz edildiğinde, fonksiyonel ömrü boyunca optik özelliklerinin mekanik özellikleri kadar önemli olduğu kabul edilmektedir. Zamanla oluşan optik özelliklerdeki değişimler restorasyonun kalitesini ve ömrünü etkiler.⁽¹⁾ Bu öngörülemez renk değişimi ve boyanmaya karşı duyarlılık diş hekimliğinde önemli bir yere sahiptir. Ağız ortamında materyallerin bu optik değişimine sebep olabilecek birçok faktör olduğu düşünülmektedir.

Diş hekimliği için yeni olan hibrit seramik ve resin nano seramik materyaller dental sektörde farklı firmalara özgü içerikleriyle yer almaktadır. Resin içerikli materyallerin optik özellikleri partikül yoğunluğuna bağlı olarak değişmektedir.⁽²⁾ Bu açıdan bakıldığında farklı firmalara ait hibrit materyallerin farklı optik özellikler taşıyabileceği öngörülmektedir.

Bu çalışma ile farklı materyal yoğunluklarına sahip Vita Enamic (Hibrit seramik, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Lava Ultimate (Rezin nano seramik, Lava Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, ABD), Cerasmart (Rezin nano seramik, GC Dental Products Europe, Leuven) adlı ürünlerin renk stabilitelerinin akrilik rezin dişler (Ivostar, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile karşılaştırmalı klinik olarak araştırılması planlanmıştır. Araştırma tam protez kullanmaya yeni başlamış gönüllü bireyler ile gerçekleştirilmiştir. Çalışma kapsamında gönüllülere ait protezlerde belirli dişler uzaklaştırılarak yerlerine bu materyallerden üretilmiş dişler yerleştirilmiştir. Gönüllülerden protezlerini kullanmaya devam etmeleri istenerek, belirli aralıklarla renk değerlendirmeleri yapılmıştır. Literatürde hibrit seramik ve rezin nano seramik materyallerin optik özelliklerin *in vivo* yada *in vitro* olarak araştırıldığı yeterli çalışma mevcut değildir.

Çalışma ile elde edilen bilgiler aracılığıyla hangi ürünün ağız içi şartlarında renk değişimine daha dayanıklı olduğuna dair veriler elde edilerek yorumlanmıştır. Elde edilen bulgular dental tedavilerde daha uzun ömürlü restoratif materyallerin kullanımı açısından önemlidir. Yapılan araştırmanın dental tedavilerde uzun ömürlü materyallerin tercihi açısından literatüre önemli bir katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

TDK tarafından, topraktan yapılan ve yüksek ısıda pişirilmiş olarak tanımlanan seramik sözcüğünün, Yunanca'da topraktan yapılmış, yanmış toprak anlamında kullanılan “Keramos” sözcüğünden türetildiği düşünülmektedir.⁽³⁾

“Dental seramik” ifadesi geniş bir materyal grubunun tanımlanmasında kullanılırken, “dental porselen” terimi alt grubunu temsil eder. Dental seramikler, bir ya da daha fazla metalik ve yarı metalik elementin (genellikle oksijen ile) birleşiminden oluşan ametalik ve inorganik yapılardır.⁽⁴⁾ Dental porselenler ise sinterleme ile elde edilen, içerisinde lösit kristalleri bulunan camsı bir matriks olup tümü ile cam faza geçmemiş seramik türüdür.⁽⁵⁾

Seramikler, yapısı insanlar tarafından değiştirilmiş en eski inorganik materyallerdir. Seramik, çanak, çömlek, tuğla, taş gibi objelerin porselen ve kilden yapılmış halidir ve ısı ile sertleştirilmiş diğer eşyaları içeren geniş bir terimdir. İçerdiği kaolin, silika ve feldspar gibi diğer minerallerin ilave edilmesi ve yüksek ısıda fırınlanması sonucu oluşan materyale “porselen” adı verilir. Dental seramikler de aynı formüle bağlı kalınarak üretildikleri için, “dental porselenler” tanımı da diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Porselen, seramiğin bir alt kategorisidir ve sert, cam benzeri ve yarı saydam nitelikleriyle karakterizedir. Tüm porselenler seramiktir, ancak tüm seramikler porselen değildir.^(6, 7)

2.1.1. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi

İnsanlar uzun zamandır fonksiyonel ve estetik amaçlarla dental protezleri kullanmaktadır. Yapay diş yapımında fildişi gibi doğal materyaller (hem insan hem de hayvan) ve porselen tercih edilmiştir.^(8, 9) Eski Mısırlıların büyükbaş hayvan dişleri kullanarak estetik diş replasman tedavileri yaptıkları keşfedilmiştir. Seramik, insanoğlunun bildiği en eski malzemeler arasındadır. Çin'de 20.000 yıl öncesine ait seramik objeler bulunmuştur. Mezopotamya'da camın tarihi M.Ö. 3500 yılına kadar uzanmaktadır. "Cam" terimi ilk olarak geç Roma İmparatorluğu döneminde geliştirilmiştir.⁽⁷⁾

Dental restorasyonlar için seramik malzemeler ilk olarak 18. yüzyılda kullanılmıştır.⁽¹⁰⁾ Eksik diş veya diş yapısını doğru bir şekilde üretebilen estetik ve

dayanıklı bir malzeme her zaman bir amaç olmuştur. Porselen kullanılmadan önce kronlar tamamen altın veya diğer alaşımlardan üretilmiştir. Estetik talepler arttıkça, ön bölgelerde metal üzerine kaplama olarak diş renginde reçine kullanılmıştır.⁽⁷⁾

Diş hekimliğide daha dayanıklı ve estetik restoratif materyaller arayışı sonucunda 1723 yılında Pierre Fauchard, “Le chirurgien dentiste” başlıklı tezini yayınlamıştır. Bu teziyle porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini ve porselenin diş rengini taklit edebileceğini açıklamıştır.^(11, 12)

Seramiğin protez yapımında kullanımı ilk olark Alexis Duchateau tarafından 1774 yılında gerçekleşmiştir. 1789 yılında Fransız diş hekimi Chemant tarafından porselen diş patenti alınmıştır.⁽¹³⁾

1900’lerin başlarında porselenin sabit protezlerde kullanımını Dr. Charles Land platin yaprak üstüne feldspatik porseleni işleyerek gerçekleştirmiştir. Land, inley ve kronların üretimini geliştirdikten sonra 1889 da “jacket kron” patentini almıştır.⁽¹⁴⁾ Bu kronlar 1950’li yıllara kadar kullanılmıştır. Zayıf mukavemetli olan feldspatik porselenlerle yapılmış olduklarından üretimleri ve marjinal uyumlarında meydana gelen mikro çatlaklar sonucu yeni arayışlar ortaya çıkmıştır.⁽⁷⁾ 1950’lerin sonlarında mikro çatlak riskini azaltmak amacıyla, Weinstein ve arkadaşları lösit içeren porselenin patentini almıştır. Böylece seramiğe lösit eklenerek genleşme kat sayısı yükseltilmiş ve metalle daha güçlü bir bağlantı sağlanmıştır.^(15, 16)

Yirminci yüzyılın başlarında porselenle ilgili yaşanan en önemli sorun kırılma direncinin ağız içi kuvvetlere karşı yetersiz olmasıdır. Bu sorun nedeniyle porselenlerin kuvvetli bir altyapı ile beraber kullanılmaları gerektiği fikri ortaya atılmıştır. Aynı yıllarda porselenin çeşitli dental alaşımlarla desteklenmesi üzerine çalışmalar yürütülmüştür.^(16, 17)

İkinci dünya savaşı yıllarında polimerizan bir madde olan akrilik rezine ilgi artmıştır. Ancak, polimerizan maddelerin kullanımına bağlı dezavantajların (zayıf aşınma direncine sahip olmaları nedeniyle okluzal yüzeyde kullanılamadılar, sık sık değişim gerektirdiler) ortaya çıkması ve porselenlerin özelliklerindeki gelişmeler sonucu dental porselenlere olan ilgi yeniden artmıştır.⁽¹⁸⁾ İlerleyen yıllarda lösitin porselen yapısına dahil edilmesiyle genleşme katsayısı yükselmiş porselen elde edilmiş ve böylece altın alaşımı ile daha iyi bir bağlantı sağlanması amaçlanmıştır.^(19, 20) 1958

yılında Vines ve ark.,⁽¹⁶⁾ estetik diş hekimliğinde büyük bir gelişme sayılan vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir. Weinstein ve ark.,⁽²⁰⁾ porselene %11-15 oranında K₂O (potasyum oksit) ekleyerek ve ısıyı 7000°C'den 12000°C'e çıkartarak yüksek genleşme katsayısına sahip porselenin metal bağlantı kuvvetini arttırmıştır. Mclean ve Hughes,⁽²¹⁾ 1965'te %40-50 oranı arasında cam matriks içerikli alüminyum oksit kor tam seramik materyalini sunmuş ve tam seramiklerin kırılma direncinde önemli bir gelişme sağlanmıştır. Alüminyum oksitden meydana gelen kor seramik materyalinin estetik yetersizliği sebebiyle feldspatik porselenle kaplanmıştır.

80'li yıllardan itibaren günümüze kadar dental alanda hem estetik hem de dayanıklılığı arttırılan tam seramik sistemi üzerine çalışmalar yapılmış olup, çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiştir.⁽²²⁾ Dökülebilir, slip cast, ısı ile preslenebilen ve makine ile işlenebilen seramikler bunlardan birkaçıdır. 1985 yılında CAD/CAM yöntemi kullanılarak hasta başında inley üretimi yapılmıştır. Bu sistemin öncüsü olan Dr. Mörmann, Cerec sistemini geliştirmiştir. Daha sonraları Andersson ve Oden 1993 yılında CAD/CAM teknolojisini kullanarak yüksek saflıkta alüminyum oksit ile Procera All Ceram sistemini geliştirmiştir. 2000'li yıllarda zirkonyum oksit esaslı Cercon sistemi, Lava tam seramik sistemi, felspatik cam seramikler, lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, rezin nano seramikler ve hibrit seramikler gibi pek çok tam seramik sistemleri geliştirilip piyasaya sunulmuştur.^(21, 23) Genel olarak kazınabilen CAD/CAM bloklar kompozit, seramik ya da her iki materyalin de bazı özelliklerini içeren hibrit yapıda olabilmektedir. Her ne kadar günümüzde seramik içerikli bloklar daha çok indirekt restorasyonlar için tercih edilen materyaller olsa da son yıllarda seramik benzeri materyaller de diş hekimleri tarafından tercih edilmektedir. Kullanıma sunulan ilk seramik olmayan restoratif materyali Paradigm™ MZ100 (3M ESPE, St Paul, MN, ABD); klinik kompozit materyali olan Z100'ün (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) prefabrike blok şeklinde üretilmiş hâlidir. Bu kompozit materyalin içeriğinde %85 zirkonya ve 0,01-3,5 µm arasında değişen ultra ince silika partikülleri ve %15 polimer yapı bulunmaktadır. Daha yakın bir zamanda aynı üretici firma tarafından, ağırlıkça %80 seramik ve %20 polimer içeren rezin nano seramik olarak adlandırılan Lava Ultimate (Lava Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, ABD); Filtek™ Supreme Ultra (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) klinik kompozitinin prefabrike blok hâli olarak piyasaya sürülmüştür. Farklı bir üretici firma, başka bir rezin nano seramik olan ağırlıkça %71

silika ve baryum cam nano partikülleri içeren Cerasmart (GC America, Alsip, IL, ABD) materyalini üretmiştir. Seramik olmayan CAD/CAM bloklarının son geliştirilen ürünlerden biri, ağırlıkça %86 polimer infiltre edilmiş feldspatik seramik olan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) materyalidir. Vita Enamic, kısmen sinterlenen seramik partiküllerinin kapiller hareketle düşük viskoziteli polimere infiltre edilmesiyle elde edilmektedir. Bu yeni nesil hibrit yapıdaki malzemeleri seramik materyaller ile kıyaslandığında; cilalanma kolaylıkları, ince kalınlıklarda çalışıldığında kırılma direncinin düşmemesi, kazıma işlemi sırasında kullanılan freze daha az hasar vermeleri, kazıma işlemi sonrası ilave pişirmeye ihtiyaç duymamaları ve daha kısa üretim sürelerinin olması gibi çeşitli avantajlarının olduğu bildirilmiştir.⁽²⁴⁾

2.1.2. Dental Seramiklerin Kimyasal Yapısı

Protez terimlerine göre seramikler; bir veya birden fazla metalin, oksijen gibi metal olmayan bir elementle yaptığı birleşimden meydana gelmiş bir içeriktir.⁽²⁵⁾ Bu bileşimde büyük oksijen atomları bir matriks görevi görür ve küçük metal atomları, yarı metal elementlerle (alüminyum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silisyum, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen atomları arasındaki boşlukları doldurmaktadır. Seramiklerin esasını oluşturan tetrahedral yapıdaki kimyasal bağlardır. Bunlar oksijen iyonu ile silisyum arasında meydana gelir. Bu atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent bağ özelliğindedir. Güçlü bağlar seramiğe stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere karşı direnç gibi özellikler kazandırır. Fakat diğer taraftan aynı yapı, seramiği kırılgan bir hale de getirmektedir.

Silisyum tetrahedral dental seramiğin çekirdek yapısı olup, dental seramiği oluşturan feldspar, kaolin ve kuartzın yapısına girer ve bir kompozisyon oluşturur. Yapı üç boyutludur. AlO_4 ve SiO_4 grupları tetrahedral yapıdadır. Alüminyum, silika ağı içerisinde. Tüm porselenlerin temel yapısı ise; feldspar, kaolin, kuartz olmak üzere üç esas maddeden oluşur. Ayrıca akışkanlar ve cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ajanlar ve lüminesans özelliği veren ajanlar da bulunur.^(16, 26)

Feldspar

%75-85 oranında bulunan feldspar, porselenin ana yapısını meydana getiren ve porselene saydamlık özelliğini kazandıran içeriktir. Potasyum alumina silikat ($K_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve sodyum alumina silikat ($Na_2OAl_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır. Dental işlemlerde daha çok potasyum (K_2O) içerikli feldspar tercih edilmesinin sebebi seramiğin şeffaflık kalitesinin artırmasının yanında piroplastik akışını engellemesidir.⁽¹⁶⁾ Fırınlama sırasında 1100-1300°C de eriyerek sodyum ve potasyum oksit alkallileri (Na_2O ve K_2O), silika (SiO_2) ve alumina (Al_2O_3) ile birleşip sodyum ya da potasyum alumina silikat oluşur.⁽¹⁶⁾ Yüksek ergime dereceli bileşenlere akışkanlık kazandırmakla birlikte, ısıya daha dayanıklı bileşenleri tutar, birbirlerine bağlar ve camsı yapıdan sorumludur. Feldspar seramiğin kenarlarının yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmamasını önler. Porselene şeffaflık kazandıran bir eriticidir.^(27, 28)

Kuartz (Silika- SiO_2)

Kuartz; kaya, deniz kumu ve çakıldan elde edilir. Porselenin yapısında %11-18 arasında bulunur. Ergime derecesi 1700°C dir. Bu yüksek değer sayesinde stabilite sağlayarak dayanıklılığını artırır. Dental seramiklere dayanıklılık katar ve büzülmeyi ayarlar.^(16, 29)

Kaolin (Kil-Aluminyum Hidrat Silikat- $Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$)

Çin kili olarak adlandırılabilen kaolin aluminyum hidrat silikat yapısındadır. Kaolin, adını yüzyıllardır çıkarıldığı Çin'deki (Kao-ling) tepeden almıştır.⁽⁷⁾ Ergime derecesi 1800 °C'dir. Adeziv özellikte olduğundan su ile karıştırıldığında yapışkan hale gelir; kuartz ve feldspar için bağlayıcıdır. Seramiğin işlenebilmesini kolaylaştırır. Opak olduğu için az miktarda, yaklaşık %1-5 oranında kullanılır.^(11, 30, 31) Işık geçirgenliği yoktur. Bu yüzden günümüz porselen sistemlerin kaolin içermesi tercih edilmemektedir. Düşük kaolin içeren bileşenlerin camsı fazı daha fazladır.^(16, 32, 33)

Akışkan ve Cam Modifiye Ediciler

Cam modifiye edici ajanlara örnek olarak magnezyum, potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler örnek verilebilir. İçeriğindeki alkali metal iyonları uçlardaki oksijen atomlarıyla bağ yaparak, oksijen silikon bağlarını bozar ve ısılal genişleme katsayısını artırır. Bunun sonucu olarak silisyum tetrahedral oluşumu engellenir. Aynı zamanda viskoziteyi azaltır ve erime sıcaklığını da düşürürler.^(16, 34) Ancak çok yüksek

konsantrasyonlarda kullanımları seramik için iyi değildir. Çünkü seramiğin kimyasal dayanıklılığını azaltıp camın devitrifiye olmasına (kristalleşmesine) neden olabilirler.⁽⁷⁾

Ara Oksitler

İçerik kısmına dahil olması ile akışkanlığa karşı direnç amaçlanmıştır. Böylece düşük fırınlama ısısında, yüksek viskozitede üretmek mümkün olmuştur. Pişirme sırasında yumuşama noktasını değiştirir ve porselenin vizkozitesini artırır. Camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit, borik oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır.^(7, 34)

Renk Pigmentleri

İlk rengi beyaz olan seramik, translusent bir yapıya sahiptir. Renkteki değişiklikleri pigment ilaveleriyle elde edilir. Pigmentler seramik karışımları ile birlikte pişirilen metal oksitlerdir. Genel olarak glazür materyali, bor oksitleriyle beraber kullanılan, pişmeyi kolaylaştırıcı katkılardan hazırlanır.^(35, 36) Titanyum oksit sarı renk, uranyum oksit sarı-portakal rengi, krom alüminat gül rengi, metalik altın kahverengi-kırmızı renk, demir ya da nikel oksit kahverengi renk, kobalt alüminat mavi renk, krom ya da bakır oksit mavi-yeşil renk, manganez gri-lavanta yeşili renk, demir fosfat ya da platin gri renk verir.^(16, 34, 35) Normal felspar ile porselene kaynaştırılırlar ve daha sonra çeşitli renkler üretmek amacıyla yeniden öğütülüp karıştırılırlar.⁽⁷⁾

Opaklaştırıcı Ajanlar

Diş rengine benzer etki oluşturulmasında, porselene yoğun renk fritleri (çini hamuru) eklenir. Ancak porselenin fazla şeffaf olmasından dolayı bunlar yeterli olmaz. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gereksinim gösterir. Opaklaştırıcı ajanların ilavesi çok hassas bir işlemdir. Opaklaştırıcı ajanlar genellikle çok ince tanecik boyutlarında öğütülmüş metal oksitler içerir. Bu amaçla sıklıkla seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksit kullanılır. Porselenler içinde, partikül boyutları ve cam matris içinde dağılımları farklı olan opaklaştırıcı ajanlar, ışığı farklı şekilde yansıtırlar.^(16, 34)

Parlaklık (Lüminesans) Özelliği Veren Ajanlar

Lüminesans; parlama ışıldama anlamına gelir. Lüminesans, floresans ve fosforesans adı verilen iki optik etkinin birleşimi ile oluşur. Fosforesans, üzerine gelen primer ışık ortadan kaldırıldıktan sonrada daha önce absorbe ettiği ışıklardan daha uzun dalga

boy lu ış ık yaymaya devam eden cisimlerin özelliğidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde bu özellik görülmez. Belli bir dalga boyuna sahip ış ınların cisim tarafından absorbe edilerek daha uzun dalga boy lu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına ‘floresans’, bu tür cisimlere ‘floresan’ denir.^(22, 37) Doğ al diş ler gün ış ığında bir miktar floresans gösterirler. Seramik üreticileri floresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamış lardır. Bazı yeni seramikler ultraviyole ış ık altında mavimsi beyaz bir floresans özelliğ ine sahiptir. Bu özelliğ in elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle gerçekleşmektedir. Ancak günümüzde bunların zararlı etkileri nedeniyle europinyum, samaryum, uterbiyum gibi elementleri kullanılmaya baş lanmış tır.^(28, 37-39)

2.1.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Kullanımda bulunan çok çeşitli seramik sistemleri, seramiklerin sınıflandırılmasını zor ve karmaş ık bir hale getirmektedir. Pek çok sınıflamadan bazıları altta verilmiş tir.

Mikroyapılarına Göre⁽⁷⁾;

1. Cam seramikler
2. Kristalin seramikler
3. Kristal iç erikli cam seramikler

İç eriklerine Göre⁽²²⁾;

1. Metal destekli sistemler
2. Tam seramikler
 - a. Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri
 - i. Alumina
 - ii. Spinel enjeksiyon dökümü
 - iii. Magnesia
 - iv. Zirconia
 - b. Feldspatik porselen
 - i. Lösit oranı düşük
 - ii. Lösit oranı yüksek
 - c. Dökülebilir cam seramikler
 - i. Mika iç eren
 - ii. Lösit iç eren
 - iii. Lityum disilikat iç eren

Fırınlanma Derecelerine Göre⁽¹⁶⁾;

1. Yüksek ısı porselenleri (1300 °C ve üstü)
2. Orta ısı porselenleri (1101 °C-1300 °C)
3. Düşük ısı porselenleri (850 °C-1100 °C)
4. Ultra düşük ısı porselenleri (850 °C ve altı)

Şekillendirme Türlerine Göre⁽⁵⁾;

1. Fırınlanan porselenler
2. Dökülebilir porselenler

Kullanım Alanlarına Göre⁽¹³⁾;

1. Metal altyapı üzeri kaplama seramikler ve köprülerde kullanılan porselenler,
2. Tam porselen kronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu veneerlerde uygulanan porselenler,
3. Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenlerdir.

Yapım Tekniklerine Göre⁽⁴⁰⁾;

- 1) Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
 - a) Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar
 - b) Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar
 - c) Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar
- 2) Tam seramik restorasyonlar
 - a) Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan seramikler
 - b) Dökülebilir seramikler
 - c) Presleme ile hazırlanan seramikler
 - d) İnfiltrasyon seramikler
 - e) Frezleme ile üretilen seramikler

2.2. Tam Seramikler Ve Seramik Benzeri Materyaller

Seramik materyali yüz yıllardır estetik diş hekimliği alanında önemli bir yere sahiptir. İlk yapılan tedavilerde doğal formlu felspatik seramikler jaket kronlar üzerinde uygulanmıştır. 1960'lı yıllarda McLean'ın alümina porselenleri tanıtması ile üretimde ortaya çıkan sürekli gelişmeler sayesinde dişhekimlerinin kullanabileceği çok sayıda seramik esaslı estetik, dayanıklı materyal seçeneği oluşmuştur.⁽⁴¹⁾

Hastaların yüksek estetik beklentileri ve gelişen teknoloji ile beraber son yıllarda dental araştırmalarda metal desteksiz restorasyonlara olan ilgi artmıştır. Artan talepleri karşılamak için; daha iyi mekanik özellikler gösteren ve daha uzun ömürlü yeni tam seramik materyalleri geliştirilmiştir.⁽⁴²⁾

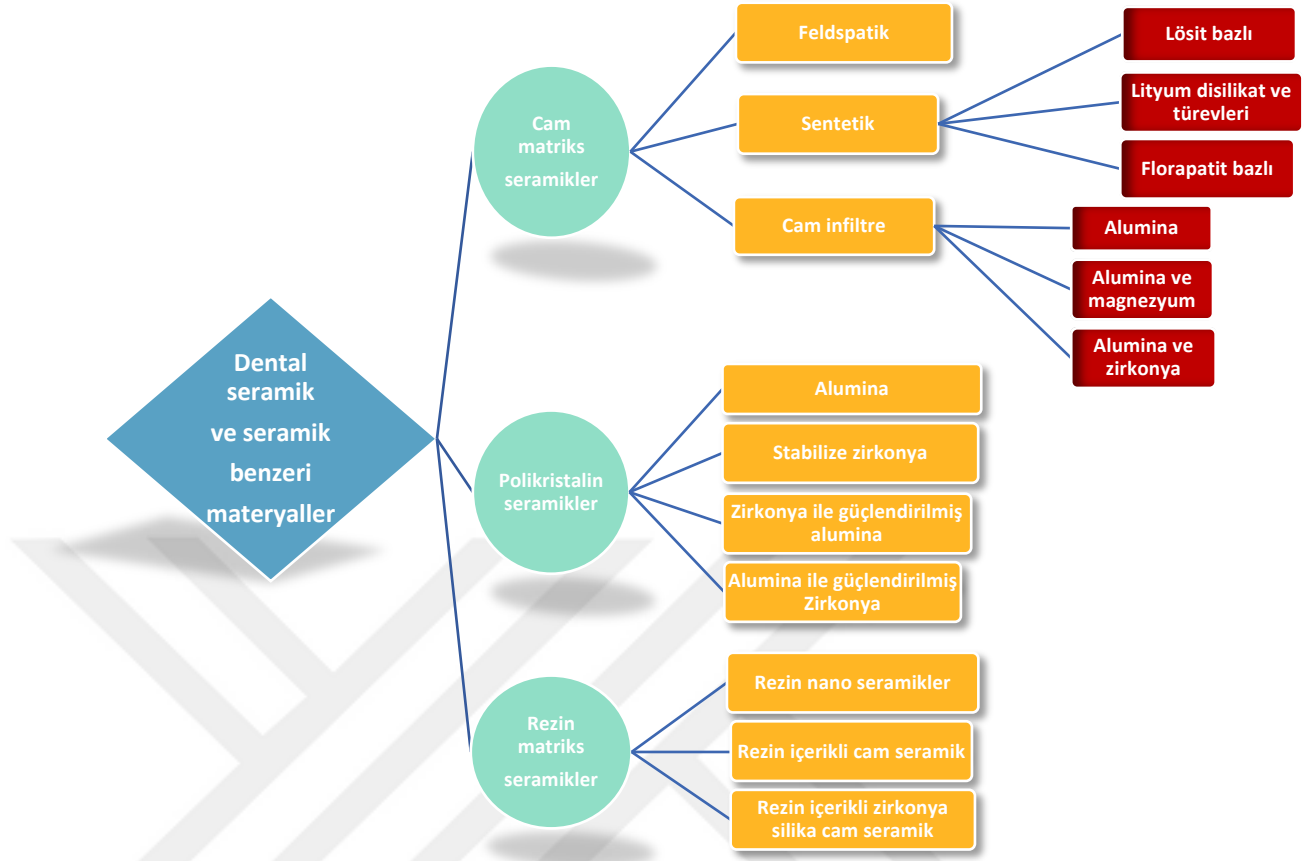
2.2.1. Sınıflandırma

Kullanılacak ideal bir sınıflandırma materyal tercihi sürecinde; ağız içerisinde kullanıldıkları bölgeye göre (anterior veya posterior), restorasyonun kullanım amacı (kron, köprü, onley vb.) ve simantasyonu (gelenksel veya adeziv) hakkında klinik kullanım açısından yönlendirici olmalıdır.⁽⁴¹⁾

Tam seramikler için yapılmış çeşitli sınıflandırmalar vardır. Ancak, seramik benzeri özelliklere sahip materyallerin de sınıflamalarda yer alması gerektiğı bildirilmiştir. Tam seramik ve seramik benzeri materyaller için 2015 yılında Gracis ve ark.⁽⁴¹⁾ tarafından yeni bir sınıflama (şekil 2.1) tanımlanmıştır. Formölasyonlarındaki özelliklere göre 3 grup altında incelenmiştir. Yaptıkları sınıflamaya göre tam seramik ve benzeri materyallerin üretim şekli, hangi materyal olarak kullanıldığı, asitlenebilirliğı ve klinik endikasyonları (Tablo 2.1) açısından hekime bilgi veren bir sınıflama sunulmuştur.⁽⁴¹⁾

Bu sınıflamaya göre seramik materyaller;

1. Cam matriks seramikler,
2. Polikristalin seramikler,
3. Rezin matriks seramikler şeklinde sınıflandırılmıştır.



Şekil 2.1. Gracis ve ark.⁽⁴¹⁾ tarafından sunulan seramik ve seramik benzeri materyaller sınıflandırması

Tablo 2.1. Tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyallerin üretim şekli, kullanım tipi, adeziv simantasyon için asitlenebilirliği, klinik endikasyonları (Gracis ve ark., 2015)

				KLİNİK ENDİKASYONLARI				
	Üretim şekli	Altyapı(A) Monolitik(M) Veneer(V)	Asitlenebilme	Veneer	Parsiyel Kron	Full Kron Anterior(A) Posterior(P)	Köprü	İmplant dayanağı
1. Cam Matriks Seramikler								
1.1. Feldspatik	Refraktör day, Platin folyo, Press	M/V	Evet	✓				
1.2. Sentetik Seramikler								
a. Lösit Bazlı	Press ya da CAD/CAM	A/M	Evet	✓	✓	✓(A)		
b. Lityum Disilikat ve Türevleri	Press ya da CAD/CAM	A/M	Evet	✓	✓	✓(A/P)	2.promolara kadar 3 üye	✓
c. Florapatit Bazlı	Press ya da tabakalama	V	Evet					
1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler								
a. Alumina	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A/P)	Anterior 3 üye	
b. Alumina Ve Magnezyum	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A)		

	Üretim şekli	Altyapı(A) Monolitik(M) Veneer(V)	Asitlenebilme	KLİNİK ENDİKASYONLARI				
				Veneer	Parsiyel kron	Full Kron Anterior(A) Posterior(P)	Köprü	İmplant dayanağı
c. Alumina Ve Zirkonya 2. Polikristalin Seramikler	CAD/CAM ya da Slip casting	A	Evet			✓(A/P)	Posterior 3 üye	
2.1. Alumina	CAD/CAM	A	Hayır	✓		✓(A/P)	✓	
2.2. Stabilize Zirkonya	CAD/CAM	A/M	Hayır		✓	✓(A/P)	✓	✓
2.3. Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alümina	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)	✓	✓
2.4. Alümina İle Güçlendirilmiş Zirkonya	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)	✓	✓
3. Rezin Matriks Seramikler								
3.1. Rezin Nano seramikler	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		
3.2. Rezin İçerikli Cam Seramik	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		
3.3. Rezin İçerikli Zirkonya Silika Cam Seramik	CAD/CAM	M	Hayır	✓	✓	✓(A/P)		

1) Cam Matris Seramikler

Cam faz içeren, metalik olmayan inorganik seramik malzemelerdir.

a. Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu; kil/kaolin (hidratlanmış alüminosilikat), kuvars (silika) ve doğal olarak oluşan feldspattan (bir potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı) oluşan üçlü bir malzeme birleşimine dayanmaktadır. Potasyum feldspat ($K_2A_{12}Si_6O_{16}$), yüzdeye bağlı olarak sadece malzemenin yapısal direncini arttırmakla kalmaz, aynı zamanda bu porseleni metal alt yapıları kaplamak için uygun hale getiren lōsit kristallerini (kristal faz) oluşturur. Ayrıca, termal genişlemenin %10 ve altına düşmesinde etkilidir.⁽⁴¹⁾ Güçlendirilmiş dökülebilir cam seramik materyal, kristal ve cam materyalin özelliklerini aynı anda taşımaktadır. Yarı kristal yapı materyale aşınmaya karşı direnç, sıkışma ve gerilmeye karşı dayanıklılık ve yüksek elastisite modülü gibi pozitif özellikler kazandırmıştır.^(20, 43) Bu malzemeler hala metal ve seramik altyapıların kaplanmasında ve tam kron materyali olarak estetik sebeplerle kullanılmaktadırlar⁽⁴¹⁾. Örnek olarak IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) materyalleri verilebilir.

Işık geçirgenliğinin fazla olmasından dolayı renkleri maskeleme özelliği düşüktür. Bukalemun benzeri etkisi, yüksek translüsentliğe sahip olmalarından dolayı ince yapılmaları gerekliliği ancak ince yapıldıklarında da kırılmaya direnç gösterememeleri gibi olumsuz özelliklerinden dolayı kullanımları için özel klinik şartlarının sağlanması gerekir.^(20, 43)

b) Sentetik Seramikler

1)Lōsit bazlı:

Seramik endüstrisi hammaddelerin doğal kaynaklara bağımlılığını ve karakteristik varyasyonlarını azaltmak için sentetik seramik kullanmaya başlamıştır. İçerik üreticiler arasında değişebilmektedir. Ancak genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerir. Cam fazları, lōsite ek olarak metallerle termal genişleme uyumluluğu ve arttırılmış yapısal güç için apatit kristalleri ile birleştirilebilir. IPS d. Sign (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Vita VM7, VM9, VM13 (Vita, Bad Sackingen, Almanya);

Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, (Noritake, Aichi, Japonya) örnek materyallerdir.

Lösit esaslı seramikler, tam seramik altyapılarda üst yapı olarak kullanıldığında, bu seramikler, karşılık gelen çerçevelerinin termal genleşme katsayısına uyacak şekilde geliştirilir. Daha yüksek mekanik özellikler ve bir alt yapı malzemesi olarak kullanım için, kristal faz destekli feldspat porselenler mevcuttur. Bu malzemeler pres veya bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli imalat (CAD/CAM) üretimi için kullanılır. Geliştirilmiş mekanik özellikleri sayesinde inley, onley, tek kronlar ve üç üyeli sabit protetik restorasyonlarda kullanılırlar.⁽⁴¹⁾

2)Lityum disilikat ve türevleri

Alt yapıyı güçlendirmek için tam seramik restorasyonlarda tercih edilen dolduruculardan bir diğeri de lityum disilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Lityum disilikat, çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş çok küçük kristallerden meydana gelmektedir. Materyal içinde çatlakların yayılımını bu kristaller engelleyip dayanıklılığı artırmaktadır.⁽¹¹⁾ Örneğin; 3G HS (Pentron Ceramics, Wallingford, Conn); IPS e.max CAD, IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Obsidian (Glidewell Laboratories, Kaliforniya, Amerika Birleşik Devletleri); Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); Celtra Duo (Dentsply, Konstanz, Almanya) gibi materyaller bu grup altında incelenmektedir. Feldspatik cam matrikse hacimce %70 oranında lityum disilikat ilave edilmesiyle, IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sistemi üretilmiştir.⁽⁴⁴⁾ IPS Empress II, IPS Empress ile kıyaslandığında daha yüksek bükülme dayanıklılığına (360 MPa) sahiptir.⁽⁴⁵⁾ IPS Empress II'nin fiziksel özellikleri geliştirilip, translusensisi artırılmış ve IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) adı altında piyasaya sunulmuştur.⁽⁴⁶⁾ IPS e.max Press 3-6 μm uzunluğunda, %70 civarında lityum disilikat kristali içermektedir. Bükülme dayanıklılığı yaklaşık 400 MPa olarak bildirilmiştir.⁽⁴⁷⁾ CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle Ivoclar firması IPS e.max CAD blokları üretmiştir. Bu cam seramiğin mekanik özellikleri, lösit cam seramiklerin mekanik özelliklerinden daha yüksektir. Bükülme dayanımı 350-450 MPa' dır ve kırılma dayanımı yaklaşık olarak lösit cam seramiklerinkinden 3 kat daha fazladır.⁽⁴⁵⁾ IPS Empress' in düşük dayanıklılık değerlerinden dolayı köprü yapımı mümkün olamamıştır.^(48, 49) Daha sonra 1998 yılında cam matrikse eklenen lityum disilikat kristalleri ile materyal aralığı genişletilerek IPS Empress II sistemi geliştirilmiştir.⁽¹¹⁾

⁵⁰⁾ IPS Empress II kayıp mum ve ısı ile presleme tekniği vasıtasıyla üretilen bir lityum disilikat ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) cam seramiğidir. Cam seramik ingotlar 920°C 'de basınç ve vakum altında preslenir. Lityum disilikat cam seramik kor yapı üzerine, restorasyonun son şeklini vermek amacıyla tabakalama tekniği ile yerleştirilir ve fluoroapatit yapıdadır. Bu iki materyalin sahip olduğu ısısal genleşme katsayıları birbirleriyle uyumludur. IPS Empress II sistemi ile ön ve arka bölge restorasyonu ile birlikte, en fazla ikinci premolara kadar uzanabilen ön köprü restorasyonları hazırlanabilir.⁽³⁰⁾

3)Florapatit bazlı:

İçeriğine florapatit kristalleri ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)\text{F}$) eklenmesiyle seramiğin ısısal genleşme katsayısı ve optik özellikleri geliştirilmiştir. Lityum disilikat ve zirkonya restorasyonların veneerlenmesinde kullanılmaktadır. Doğal diş dokusuna yakın optik özellikleri ve yüksek translüsensi özelliği bulunmasıyla ön bölge restorasyonlarında veneerleme seramiği olarak tercih edilir.^(51, 52)

c) Cam İnfiltrre

1)Alümina

In-Ceram Alümina sinterlenmiş ve cam infiltrre edilmiş hacimce %70 oranında alümina içermektedir. Alt yapı CAD/CAM ya da slip-cast tekniği ile üretilmektedir. Slipcast tekniğinde, su içinde dağılmış ince grenli alumina partikülleri (1- 5 μm) alçı day üzerine sürülür. Pöröz day, likit absorbe eder ve alumina partikülleri daya doğru yoğunlaşır. Yoğun bir şekilde sıkıştırılmış alümina partikülleri 1120°C 'de 10 saat süre ile sinterlenir. Lanthanyum cam sinterlenmiş bu yapı üzerine infiltrre edilir. Platin folyo üzerine yerleştirilen alt yapılar 1100°C 'de 4-6 saat fırınlanır. Cam infiltrasyon işlemi ile kırılma ve poröz yapıda olan kor materyali daha dayanıklı hale gelmektedir. Alt yapılar slip-cast tekniği dışında yarı sinterize blokların (Vita In-Ceram alümina blokları, Bad Säckingen, Almanya) üretilmesi sayesinde CAD/CAM yöntemi ile işlenmesine de olanak sağlamıştır. Bükülme direnci ortalama 236-600 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 3.1- 4.61 MPa $\text{m}^{1/2}$ 'dır. In-Ceram Alümina tek üye kronlarla birlikte, anterior üç üye köprülerde kullanılabilir. Opak bir yapıya sahip olması nedeniyle yeteri kadar estetik değildir. Örnek olarak In-Ceram Alumina (Vita, Bad Säckingen, Almanya) verilebilir.^(19, 53-55)

2)Alümina ve magnezyum

In-Ceram Alümina'nın opak alt yapısına alternatif olarak translüsensinin arttırılması amacıyla 1994 yılında tanıtılmıştır. Cam infiltre bir seramiktir, magnezyum spinel ilavesi ile alümina esaslı materyalin translüsentliğini arttırmakta fakat seramiğin bükülme direncinde azalmaya neden olmaktadır.⁽²⁸⁾ Üretim tekniği In-Ceram Alümina ile aynıdır. Bükülme direnci 283-377 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 2,7 MPa m^{1/2} olarak bildirilmiştir. Diğer cam infiltre seramiklere göre mekanik dayanıklılığı düşük olmasına rağmen daha translüsent yapıda olduğu için kullanımı ön bölge kronlarda altyapı materyali ile sınırlandırılmıştır.^(56, 57) Örnek materyal olarak In-Ceram Spinell (Vita, Bad Säckingen, Almanya) verilebilir.

3)Alümina ve zirkonya

In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), In-Ceram Alümina sistemini modifiye edip seramiğin mekanik özelliklerini güçlendirmek amacıyla yapıya %35 oranında yarı stabilize zirkonya oksit ilavesi yapılarak üretilmiş şeklidir.⁽⁵⁸⁾ Bükülme direnci ortalama 421-800 MPa ve kırılma dayanımı ortalama 6-8 MPa m^{1/2}'dir. In-Ceram Zirconia hem slip-cast tekniği ile hem de prefabrike yarı sinterlenmiş bloklardan CAD/CAM tekniği ile üretilebilmektedir. Kor yapısının yüksek opasitesi nedeniyle posterior bölgede kron ve sabit bölümlü protez alt yapısı olarak kullanılmaktadır. Sabit bölümlü protez alt yapısı olarak kullanıldığında ara bağlantıların okluzogingival yüksekliği minimum 4 mm, bukkolingual genişliği minimum 3 mm olması gerektiği belirtilmiştir.^(46, 57) Bu içeriğe örnek olarak In-ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) verilebilir.

2) Polikristalin seramikler

Cam içeriğinin tamamen kaldırılıp kristal yapının düzenli bir şekilde dizilmesiyle oluşan polikristalin yapılarda çatlak ilerlemesi zorlaşarak daha sert ve dayanıklı seramik geliştirilmiştir. Kristal yapının artması estetik açıdan problemlerin artmasına neden olmaktadır. Altyapı materyali olarak alüminyum oksit (Al₂O₃) ve zirkonyum oksit (ZrO₂) kristalize edilerek kullanılmaktadır.

a) Alümina

Bu tip materyaller yüksek saflıkta Al₂O₃ kristalleri içermektedir (yaklaşık 99,5%). Yüksek sertliğe sahip olan alümina polikristalin seramikleri (17-20 GPa) göreceli olarak yüksek dayanıklılığa sahiptir. Alümina polikristalin seramiklerinin elastik

modülüsü 300 GPa'dır ve tam seramikler içerisinde en yüksek elastik modülüsü değeri bu materyaldedir. Sıklıkla alt yapı kırıklarıyla karşılaşılması, teknolojinin hızla yenilenmesi ve yüksek mekanik özellikler gösteren zirkonya gibi materyallerin bulunmasıyla beraber alüminanın kullanımı gün geçtikçe azalmıştır.⁽⁴¹⁾ Örnek olarak Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç); In-Ceram AL (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) materyalleri verilebilir.

b) Stabilize zirkonya

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (K) olmak üzere 3 farklı kristal yapıya sahip olan bir materyaldir. Saf zirkonya oda sıcaklığında normal de monoklinik fazdadır ve 11700°C'de stabildir. 11700°C'den 23700°C'ye kadar tetragonal fazda, 23700°C'nin üzerinde de kübik fazda seyredir. Tetragonal fazdan monoklinik faza geçişte, makaslama gerilimi ile aynı anda %4 kadar hacim artışı meydana gelir. Bu hacim artışı, çatlakları yaklaştırarak materyalin kırılma dayanıklılığını yükseltir. Dental uygulamalarda tercih edilen 4 farklı zirkonya tipi; yttriyum oksit ile stabilize zirkonya (3Y-TZP), magnezyum ile parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ), zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ)'dir.⁽⁵⁹⁾ Materyal örneği olarak Nobel Procera Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç); Lava/Lava Plus (3M ESPE, St.Paul, ABD); In-Ceram YZ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland); Katana Zirconia ML (Noritake, Aichi, Japonya); Cercon ht (DeguDent, Wolfgang, Almanya); Prettau Zirconia (Prettau Zirconia, Zirkonzahn, Gais, Italy); IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein); Zenostar (Wieland, Profzheim, Almanya) verilebilir.

c) Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya (ATZ) ve Zrkonya ile Güçlendirilmiş Alümina (ZTA)

Zirkonyanın stres uyarıcı transformasyon kapasitesi alümina matriks içerisinde kullanılır. Yüksek dayanıklılığı, sertliği ve abrazyon direnci dolayısıyla günümüzde çoğunlukla kalça protezi gibi biyomedikal implantlarda tercih edilen önemli bir yapı materyalidir. In-Ceram Zirkonya, bir ZTA örneğidir, In Ceram Alümina'ya eklenmiş 1/3 oranında (%12 mol) ceria ile stabilize zirkonya içerir, 700 MPa gerilim direncine sahiptir. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ); son zamanlarda oral implantların üretiminde kullanılmaktadır.^(59, 60) NANOZR (Panasonic Healthcare, Fukuoka, Japonya) bu gruptan bir materyaldir.

3) Rezin Matris Seramikler

Porselen, cam, seramik ve cam-seramik içerebilen, ağırlıklı olarak ısıya dayanıklı inorganik bileşikler içeren polimer matrislerdir. Rezin matriks seramikler yüksek oranda seramik partikülleri içeren organik matrikse sahip seramiklerdir. Üretici firmalar bu gruptaki seramik benzeri materyallerin endikasyon sınırlarını oldukça geniş olarak tanımlamışlardır. Geleneksel seramikler ile kıyaslandıklarında, dentine daha yakın elastik modülüne sahip olmaları, frezelenebilmeleri veya gerekli olduğu takdirde kompozit rezin ile tamirlerinin kolay olması bu materyalleri daha avantajlı kılar.⁽⁴¹⁾

a) Rezin Nano Seramik

Lava Ultimate (Lava Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, ABD), Brilliant Crios (Coltene, Altstätten, İsviçre) ve Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) ürünleri bu başlığa örnek olarak verilebilir. İçinde rezin ve nano dolducular bulunan, piyasada rezin nano seramik olarak adlandırılan CAD/CAM bloklardır. Bu materyal, yaklaşık hacim olarak %80'i, çapları 20 nm olan silika nano partiküller, 4-11 nm çaplı zirkonyum dioksit ve bu iki doldurucunun yoğunlaştırıldığı zirkonya-silika nano partiküllerden meydana gelmektedir. İşlenmiş nano parçacıklar, özel bir yöntem kullanılarak bir silan-bağlama ajanı ile muamele edilir. Bu işlevsel silan kimyasal olarak nano seramik yüzeye ve yüksek oranda polimerize edilmiş rezin matrisine bağlanır.^(41, 61) Bu materyalin elastik modülü 18 MPa olarak belirtilmiştir ve bu değer dentinin elastik modül değerine benzerdir.⁽⁶²⁾ Materyalin seramiklere kıyasla maruz kalınan stresi absorbe etme miktarı daha fazladır. Şok emici bu özellikleri sayesinde implant üstü restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir. Kırılma direnci 204 MPa'dır ve bu değer lityum disilikatla güçlendirilmiş bloklara yakın, feldspatik, lösit ve kompozit bloklardan yüksektir.⁽⁶³⁾ Aşınma derecesi yılda 2-10 mikron civarındadır. Nano seramiklerin, cam seramiklere oranla karşıt dişte meydana getirdikleri aşınma çok daha azdır. Veneerler, inley/onley, ön ve arka tek kron, ön ve arka kısa köprü yapımında kullanılması önerilmiştir.⁽⁶⁴⁾

b) Rezin İçerikli Cam Seramikler

Üretici firma tarafından "hibrit seramik" olarak adlandırılan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) tipik olarak bir feldspatik seramik ağı (ağırlıkça %86 / hacimce %75) ve bir polimer ağı (ağırlıkça %14 / hacimce %25) olmak üzere çift ağıdan oluşur. Yüksek orandaki seramik ağı böylece polimer ağı ile

güçlendirilmiştir. Seramik kısmın spesifik kompozisyonu %58 ile %63 arasında SiO_2 , %20 ile %23 arasında Al_2O_3 , %9 ile %11 arasında Na_2O , %4 ile %6 arasında K_2O , %0.5 ile %2 arasında B_2O_3 , %1'den az Zr_2O ve CaO 'tir. Polimer ağı ise üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşur.⁽⁴¹⁾ Polimer ağ yapısı sayesinde çatlak ilerlemesi sorunu tam seramiklere nazaran azaltılmıştır. Özellikle arka bölgede yüksek yükleme kapasiteleri sayesinde, kron restorasyonlarında kullanılırlar (Raigrodski, 2004). Bu gruba örnek olarak Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Shofu block HC (SHOFU Dental Corporation, Kyoto, Japonya) verilebilir.

c) Rezin İçerikli Zirkonya Silika Cam Seramik

Seramiğin ağırlığının farklı yüzde oranlarıyla birlikte silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA ve çeşitli farklı pigmentler ile birlikte farklı organik matriks yapıları olan materyallerdir. Örneğin Shofu blokları (Shofu, Kyoto, Japonya) ağırlıkça %60'tan fazlasını inorganik yapılar oluşturur. Bu materyale bir diğer örnek, %85 ultra ince zirkonya-silika seramik partiküllerinin ($0.6\ \mu\text{m}$ 'lik sferik şeklinde) bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA), TEGDMA polimer matriksi ve patentli bir başlatıcı sistemine gömülü olan kompozit materyallerdir (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE, ABD).⁽⁴¹⁾

2.2.2. Polimer İçerikli Seramik Benzeri Materyaller

Seramiklerin kırılma olmaları, esneme direncinin düşük olması, üzerlerine gelen kuvvetleri tolere edememeleri, yapım tekniklerinin hassas ve maliyetli olması, gerilme kuvvetlerine karşı dirençlerinin az olması,⁽⁶⁵⁾ çok yüksek elastisite modülüne sahip olup çiğneme enerjilerini absorbe edememeleri, kırılma azaltmak için dişleri fazla prepare etme zorunluluğu, aşınma direncinin mideden yüksek olması gibi dezavantajlarından ve kompozit rezinlerin doğal diş dokusuna göre sertliklerinin daha düşük olmasından dolayı araştırmacılar, diş hekimliğinde kullanılmak üzere yeni materyal üretme çabasına girmişlerdir. Bu sebeplerden dolayı seramik ve kompozitlerin avantajlarını içerecek, elastisite modülü dentine benzer, sertliği mine ve dentin arasında olacak, doğal diş dokusunu iyi taklit edecek ve karşıt dişleri maksimum koruyacak yeni materyal ihtiyacı doğmuştur.⁽⁶⁶⁾

Hibrit yapıda olan bu materyaller; rezin matriks ve seramik doldurucudan meydana gelmiştir. Bu materyaller biyomimetik yaklaşıma göre insan dişi mine ve dentinine benzer özellikler sergilemektedirler.^(66, 67) Bu materyallerin rezin ve seramiklerin olumlu özelliklerinin birleşimi olduğu iddia edilir. Seramiklerin alt grubu olarak sunulmuş olsalar da materyal bilimine göre kompozit rezinler grubuna dahil edilir. Bu blokların bazı CAD/CAM seramiklere oranla kuvvetler altında oluşan mikroçatlak yayılımını daha iyi önlediği bildirilmiştir.⁽⁶⁸⁾ Bu bloklardaki seramik ve polimerin çift fazlı ağ yapısı, yapılan restorasyonların daha az kırılğan olmasını, mükemmel işlenebilirlik ve daha iyi marjinal adaptasyon sağlarken; estetik açıdan mükemmel uyum göstermektedir.⁽⁶⁹⁾

Tablo 2.2. Materyallere dair bilgiler

Marka	Üretici Firma	Monomer	Doldurucu	Doldurucu Ağırlığı	Esname Direnci Mpa	Esname Katsayısı Gpa
Vita Enamic (VE)	Vita Zahnfabrik	UDMA, TEGDMA	Aluminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik	%86	150-160	30
GC Cerasmart (GC)	Gc America	Bis-MEPP, UDMA,DMA	Silika(20nm), Baryum cam(300 nm)	%71	231	7,5
Lava Ultimate (LU)	3M ESPE	Bis-GMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA	SiO2(20nm), ZrO2(4-11 nm), birleşmiş ZrO2/SiO2 kümeleri (SiO2=20nm, ZrO2=4-11 nm)	%80	204	12,8

Bu materyaller opaktır. Hızlı ve düşük kalınlığa kadar freze edilebilirler. Seramik materyallere göre chipping miktarı daha azdır. Minimal invaziv diş preparaasyonu yapılmasına olanak sağlar. Esnek, sert ve kırılmaya dayanıklıdır. Aşınma direnci yüksek ve bununla birlikte karşıt dişte daha az aşınmaya neden olurlar. Ağız içinde tamir ve uyumlandırma yapılabilir. Asitlendiğinde cam seramikler kadar iyi bağlanma özellikleri olabileceği belirtilmiştir. Doğal bir şeffaflık sağlanabilir. Parlatması kolay ve bu parlaklığı uzun süre koruyabilir. Milleme frezlerine zarar vermez. CAD/CAM

bloğu şeklinde üretildiklerinden dolayı CAD/CAM'in avantajlarına sahiptirler. Klinik çalışma süreleri kısadır. Restorasyon üretimi sırasında kristalizasyon fırınlamasına ya da sinterlemeye gerek yoktur. Bu avantajların yanında bazı vakalarda estetik yetersizlik gösterebilirler. Esneme dirençleri lityum disilikat seramikler ve zirkonuyumdan düşüktür. Hala yeni materyallerdir, yeteri kadar çalışma mevcut değildir.^(66, 70, 71)

Vita Enamic

CAD/CAM restorasyonlarında (inley/onley/parsiyel kron, ön ve arka kron, lamina veneer yapımında ve ön ve arka implant üstü kron yapımında) kullanılmak üzere 2013 yılının başlarında tanıtılan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH)), hibrit seramik veya polimer infiltre seramik ağ materyali (Polymer Infiltrated Ceramic Network Material-PICN) olarak isimlendirilir.

Hibrit seramikler; seramik ve polimer ağlarının birbiri içerisinden geçmesiyle meydana gelen ve ikili ağ hibriti-double network hybrid (DNH) olarak isimlendirilen bir yapıdan oluşmaktadır. Alüminyum oksitle güçlendirilmiş feldspatik seramik matriks ve akrilat polimer ağının birleşiminden oluştuğundan; materyal, dentine benzer esnekliğe, abrazyona ve yüksek esneme direncine sahiptir.^(66, 72)

In Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Germany) sistemi, Profesör Russell Giordano ve Dr. Norbert Thiel tarafından 1995 yılında seramikle birleştirilmiş ilk materyal olarak tanıtılmıştır. Bu materyaller poröz seramik yapıya bir cam fazın birleştirilmesiyle oluşturulmuştur.⁽⁷³⁾ In-Ceram da bulunan kırılğan cam faz hibrit seramik materyallerdeki polimer ile yer değiştirmiştir.

Geleneksel kompozitler inorganik partiküllerle doldurulmuş tek devamlı faz içerir ancak Vita Enamic buna zıt olarak iki devamlı birbirine geçmiş ağdan oluşur. Bu ağların birincisi seramik materyalden (açık gri bölgeler, feldspar) ve diğeri polimer materyalden (koyu gri bölgeler, genellikle metakrilat) oluşur.⁽⁷⁴⁾

Çift fazlı birbirine geçmiş ağ yapısı; her iki ağın da birbiri içerisine tamamen geçmesini ve birbirine nüfuz etmesini sağlayan metakrilat polimer ağ ile güçlendirilmiş kafes benzeri yapıda bulunan feldspatik seramik matrikstir. Seramik ağın büyük çoğunluğu feldspar kökenli lösit bazlı bir fazdan ve lösite göre daha az oranda fonksiyonda dayanımı artan zirkonyanın kristalin fazından meydana gelir. Metilmetakrilattan

serbestleşen yüzeyi değişmiş bir polimetil metakrilat polimer ağda, çok miktarda karbon bulunur. Bu çift fazlı birbirine geçmiş ağ yapısının üretimi iki basamaklıdır. Birinci basamakta tek gözenekli önceden sinterlenmiş seramik ağ üretilir ve bu yapı bir bağlayıcı ajanla pürüzlendirilir. İkinci basamakta bir polimer, kapiller akım yardımıyla hazırlanan bu ağın içine penetre olur.⁽⁷⁴⁾ Ayrıca bu ağ sayesinde restorasyon gerekli durumlarda onarılma özelliği kazanır.

Vita Enamic'te inorganik seramik kısmın oranı hacimsel olarak %75, organik polimer kısım ise %25 dir. Bu oran ağırlıksal olarak inorganik seramik kısım %86, organik polimer kısım %14 olarak paylaşılmıştır.⁽⁷⁷⁾

Yoğun ağ yapısı potasyum-silikat-alüminyumdan oluşurken, küçük miktarlarda da yitrium-silikat partikülleri vardır. Kırılma direncini belirten Weibull modülü Vita Enamic'te çok yüksektir.⁽⁶⁶⁾ Vita Enamic minimal preparasyona olanak sağlayacak kadar çok ince (0.2-0.5 mm) hazırlanabilir ve ince olmasına rağmen çok güçlüdür. Çünkü oluşan çatlaklar, ağ yapısının içine girmiş polimerler tarafından durdurulur.

GC Cerasmart

GC Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya), inley, onley, kron, implant üstü kron, lamina veneer yapımında kullanılan, nano seramik dağılımı eşit, esnek bir nano seramik matriks ve nanopartikül dolduruculardan meydana gelen, önceden sertleştirilmiş kompozit bloklardır. Yoğunluğu yüksek olan bu materyal, ağırlığının %71 oranında doldurucu partiküllerden oluşur. Cerasmart doğrusal dağılmış ve nispeten küçük baryum-silikat partikülleri içerir.⁽⁷⁸⁾ Çiğneme basınçlarına tampon olması için enerji kırarak, rezin hibrit seramikler arasında en yüksek esneme direncine sahip olduğu ifade edilmiştir.

Yüksek esneklik, dayanıklılık ve bükülme dayanımının yanında simantasyon sonrasında marjinal bütünlüğün sürekliliğinde başarılı sonuçlar elde edilmiştir.⁽⁷⁹⁾ Cerasmart'ın üstün güvenilirliğinin yanında estetik, frezelemedeki başarı, hızlı şekillendirme süresi ve kendi kendini parlatma özellikleri ürünü mükemmel kılmaktadır.⁽⁸⁰⁻⁸²⁾ Cerasmart doğal bir opaklık ve doğal dişlerin floresansına sahiptir.⁽⁶⁴⁾

İçeriğindeki özel nano matriks ve homojen yapısı sayesinde kendiliğinden parlaklık elde edilen bir materyaldir. Parlaklığın sadece uzun süre korumakla kalmadığı,

pürüzlendirildiği halde yine parlaklık elde edildiği belirtilmiştir. Formüle edilmiş özel nano doldurucu teknolojisi sayesinde, aşınmaya son derece dayanıklı ve uzun ömürlü bir materyaldir. Bu yüksek aşınma direnci yanında renk değişikliğine de dirençlidir.⁽⁷⁷⁾

Lava Ultimate

İnley, onley, lamina veneer yapımında kullanılan Lava Ultimate (3M ESPE, St.Paul, ABD) 2012 yılında diş hekimliğine tanıtılmıştır. Rezin nano seramik olarak tanıtılsa da, materyal bilimine göre kompozit rezin kategorisindedir.⁽⁶²⁾ Materyal üretici firmanın açıklamasına göre mükemmel dayanıklılık ve fonksiyona sahiptir. Lava Ultimate zirkonya ve silika doldurucularla güçlendirilmiş rezin matriksten meydana gelir. Kümeler halinde birleşmiş aglomere nanopartiküller ve ayrı ayrı bağlanmış nano partiküllerin karışımıyla yüksek derecede çapraz bağlı polimer matriksin içine gömülmesiyle oluşur.

Cam seramiklere kıyasla karşı arkta minede daha az aşınmaya neden olmaktadır. Işınla sertleşen kompozitlerle herhangi bir tamir ya da uyumlandırma yapılabilir. Herhangi bir fırınlama işlemi gerektirmeyen materyal, ancak adeziv sistemlerle diş yapısına yapıştırılabilmektedir.⁽⁸³⁾ Üç farklı seramik doldurucudan oluşan bir nano seramik yapının, yüksek çapraz bağlı rezin matriksi desteklediği bir materyaldir. Ağırlığın %80 kadarını oluşturan bu nano seramik yapıyı; 20 nanometre çapında silika parçacıkları, 4-11 nanometre çapında zirkonya nano partikülleri ve bu iki diğer partikülün kümelenildiği zirkonya-silika doldurucular oluşturmaktadır.⁽⁸³⁾ Piyasaya sürüldüğünde, firma tarafından endikasyonları; inley, onley, veneer ve tek kron olarak tanıtılan Lava Ultimate'in kron endikasyonu, yüksek oranda desimantasyon rapor edilmesi sonucu, 12 Haziran 2015 itibariyle firma tarafından iptal edilmiştir.⁽⁸⁴⁾

2.3 CAD/CAM Sistemleri

CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture); bilgisayar kontrolünde çalışan ve makine ile üretilcek malzemenin bilgisayar ortamında üç boyutlu tasarımı anlamında kullanılan bir kelimedir. CAD (Computer Aided Design) “Bilgisayar Destekli Dizayn” demektir. CAM (Computer Aided Manufacturing) terimi ise “Bilgisayar Destekli Üretim” anlamındadır.⁽⁸⁵⁾

Sistemin temeli; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak metal, seramik, kompozit veya hibrit bloklardan kuronlar, köprüler ve sabit protez alt

yapıları üretilmesi esasına dayanır.⁽⁸⁶⁾ Bu sistemler sabit protezlerin dışında maksilofasiyal protezlerin hazırlanmasında da kullanılabilir.⁽⁸⁷⁾

CAD/CAM sisteminin diş hekimliğine girişi 1971 yılında Francois Duret ile gerçekleşmiştir. Optik okuyucular ile intraoral dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesi 1977 yılında Bruce Altschuler ile mümkün olmuştur. Diş hekimliğinde CAD/CAM alanındaki en büyük atılım ise 1980'li yıllarda Moermann ve Brandestini ile gerçekleşmiştir. 1983 yılında Fransa'da Garanciere konferansında ilk dental CAD/CAM prototipi olan CEREC tanıtılmıştır. 1985 yılında ise herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilip ağız içerisine yerleştirilen ilk kron elde edilmiştir.⁽⁸⁸⁾

Zamanla dental materyallerden estetik beklentilerin de artması nedeniyle restorasyonların yapımı için yüksek dayanıklılığa sahip yeni materyaller geliştirilmiştir. Bu materyaller, metal alaşımların dökümü, akrilik rezinlerin modelasyonu ve polimerizasyonu, dental porselenlerin fırınlanması gibi geleneksel dental laboratuvar yöntemleri ile tam uyumlu olmamaları nedeniyle CAD/CAM sistemleri geliştirilmeye devam edilmiş ve günümüzde çok sık kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde CAD/CAM restorasyonlar; tarayıcı uçlar kullanılarak ağızdan doğrudan alınan ya da geleneksel ölçüden taranan model üzerinden bilgisayar ortamında modelasyon yapıldıktan sonra bilgisayar destekli freze sistemleri ile hazır bloklardan kazınarak üretilmektedir. Kullanılan ilk CAD/CAM sistemlerinde blok şekillendirilirken iki eksenle aşındırma yapılırken günümüzde altı eksenle aşındırma yapan sistemlerin geliştirilmesiyle birlikte diş ve restorasyon arasında ideal bir uyum elde edilmiştir.⁽⁸⁹⁾

CAD/CAM sistemler üç parçadan oluşmaktadır;

Tarayıcı (Scanner): Çene ve diş yapılarını üç boyutlu dijitalize ederek, elde edilen verileri bilgisayar ortamında toplayan ve dijital modele dönüştüren araçlara tarayıcı denir. Bu şekilde, ölçü alma işlemi ortadan kalkar.

CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) ünitesi: Tarayıcı ünitesinde elde edilen üç boyutlu model üzerinde uygun restorasyonun planlanıp tasarlanmasını sağlayan yazılımdır. Oluşturulan veriler daha sonra CAM ünitesine aktarılır.

CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) ünitesi: CAD yazılımında oluşturulan tasarımdan, frezler yardımıyla restorasyon elde edilmesini sağlayan ünedir.⁽⁹⁰⁾

CAD/CAM sisteminin pek çok avantajı vardır. Geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmıştır. Daha uyumlu restorasyonlar daha kısa sürede yapılabilmektedir. Restorasyon üretim aşamaları kısaldığından hata yapma olasılığı azalmış ve çapraz kontaminasyon riski de azalmıştır. Seramik materyallerin füzyon, kondansasyon, sinterizasyon işlemleri nispeten azalmıştır. Tek seansta restorasyonlar hazırlanabildiği için hem hastalar hem de hekimler için zaman kaybı azalmıştır. Ölçü alma, geçici kuron hazırlama gibi zorluklar ortadan kalkmıştır. Teknisyenlerin restorasyon yapımında harcadıkları zaman azalmıştır. Üretim sürecinde geçen aşamalar ve veriler daha sonraları incelenmek için arşivlenebilmektedir.⁽⁹¹⁾

CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları da mevcuttur; üretim maliyetleri oldukça fazladır. Monokromatik blokların kullanılması ideal estetik beklentiyi her zaman karşılayamamaktadır ancak farklı renklerdeki blokların geliştirilmesi ile bu sorunlar ortadan kalkmaya başlamıştır. Subgingival kesim yapılan hastalarda bu marjinlerin bilgisayar ortamına aktarılması sorun olabilmektedir. Bu yüzden iyi bir dişeti retraksiyonu gerekmektedir. Deneyim gerektirir.⁽⁹¹⁾

Mevcut geliştirilmiş CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılmaktadır:⁽⁹²⁾

1. Ofis Sistemi: Hekim prepare edilen diş dijital olarak tarar, hasta başında restorasyonu üretir ve tek seansta yerleştirir.
2. In Lab Sistemi: Ağız içinden alınan ölçülerden elde edilen alçı modelden tarama yapılarak restorasyon üretimi gerçekleştirilir.
3. Merkezi Üretim: Hekim, hasta başında dijital olarak elde ettiği ölçü verilerini internet yoluyla laboratuvara gönderir.

2.4. Renk

Aynı ya da farklı olan nesnelerin ayırt edilmesini sağlayan ışık veya görsel algı fenomenine “renk” denir. Nesne veya maddeden iletilen ya da yansıyan ışığa göre

değişen bir değerdir. Renk genellikle yansıyan ışığın ton, doygunluk ve parlaklık değerlerinin görsel olarak ölçülmesiyle belirlenir.⁽²⁵⁾

2.4.1. Doğal Dişlerin Optik Özellikleri

Ürettiğimiz restorasyonlar ile estetik beklentileri karşılayabilmemiz ancak doğal dişlerin optik özelliklerine hakim olmamızla gerçekleşebilir. Yeni sürmüş dişlerde; mine tabakasının organik içeriğinin daha fazla olması, mineralizasyonun tamamlanmaması, mine kristalleri arasındaki mesafenin çok olması nedeniyle mine tabakası ışığı daha fazla yansıtma eğilimindedir ve opak bir görüntüye sahiptir. Erken dönemde genellikle hue (ana renk) değerleri arasında daha az fark varken, zaman ile çeşitli etkenlere maruz kalmasıyla bu değerler arasında farklılıklar oluşur. Çeşitli etiyolojik sebepler ile mine incelir ardından dentin tabakası daha görünür bir hale gelir.⁽⁹³⁾

Doğal dişlerin ana rengi “*Vita Classic*” renk skalasına göre A’ya daha yakındır ve sarı ile sarı-turuncu arasındadır. Ancak ana renk ve rengin parlaklığı (value) daha geniş bir renk spektrumunda değerlendirilebilir.⁽⁹⁴⁾ Yaşın ilerlemesine bağlı olarak dişlerde mevcut olan mine kalınlığının azalmasından dolayı dentin daha görünür hale gelerek chroma (doygunluk) değeri artar. Dentinin renk doygunluğu arttığından diş daha kırmızı olarak görülür. Köpek dişleri keser dişlere göre daha kırmızı görünür. Dişlerin servikal üçlülere orta ve insizal üçlüye göre daha kırmızı görünür.⁽⁹⁵⁾ Beyazlatıcı ajanlar ile meydana gelen değişim doygunluk değerinin değişmesidir.⁽⁹⁶⁾ Dişin mine kalınlığı rengin parlaklığını belirlemede önemlidir. Servikal üçlüde rengin parlaklık değeri diğer bölgelere göre düşük iken orta üçlüde en yüksektir. Aynı zamanda kanin dişinden orta hatta doğru ilerledikçe parlaklık değeri artar.⁽⁹⁷⁾ Zamanla birlikte atrizyon ve abrazyon sebebiyle diş yüzeyi daha parlak ve pürüzsüz hale gelir.⁽⁹⁸⁾ Translüsantlığı en yüksek olan diş lateral kesicidir. Mamelonlar ve komşu dişle olan temas alanları mavi opalesans özelliği en yüksek olan alanlardır. Bu bölgelerde dentin tabakasının mevcut olmaması kırmızı ve sarı dalga boyundaki ışınların yansımalarını engeller. Köpek dişleri ise kesici dişlere göre daha az translüsanttir.⁽⁹⁴⁾

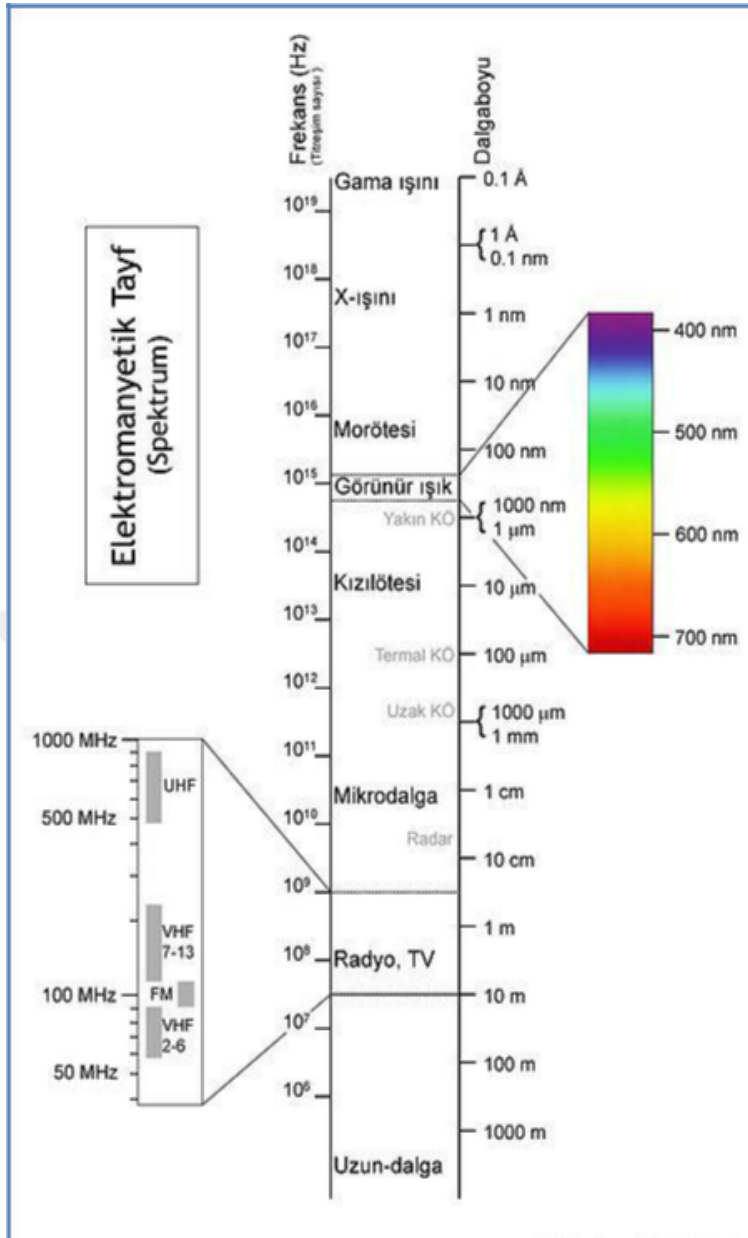
2.4.2. Işık ve Renk

Işık, insan gözü tarafından tespit edilebilen elektromanyetik radyasyondur.⁽⁹⁹⁾ Bir cisim ile ışığın fiziksel etkileşimi sonucunda gözlemcinin kişisel gözlemine bağlı

olarak algıladığı psikofiziksel yanıt “renk” olarak tanımlanmaktadır.^(98, 100) Bu olayın gerçekleşmesi için ışık, obje ve gözlemciye ihtiyaç vardır.⁽¹⁰¹⁾

Enerjinin bir formu olan ışık, gözün retinasını etkileyebilen elektromanyetik ışıma spektrumunun bir parçasıdır. Radyo dalgaları, x-ışınları, ultraviyole ve infrared ışınlarının hepsi aslında elektromanyetik ışıma ailesinin parçalarıdır ve değişik dalga boyu özelliklerine sahiptirler. Ancak insan görme sisteminin, ışığın sadece 360 (mor) ile 780 (koyu kırmızı) nm’lik küçük bir aralıktaki dalga boyu aralığına duyarlıdır. Bu alana “görünür ışık spektrumu” adı verilmektedir (Şekil 2.2).⁽¹⁰²⁾ Bu aralığa denk gelen ışınlar altı farklı renk algısı oluşturur (kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mor).⁽⁹⁹⁾ Gelen ışık belli bir dalga boyu içermiyorsa nesne bunu yansıtamaz. Renklendirici ajanlar ışığın kromatik yansımasından sorumludur. Bir rengin kimyasal bileşimi görünür spektrumundaki ışığın bir bölümünü diğerinden daha fazla seçici olarak emer. Işığın belirli bir dalga boyu parçası yansıtıldığında ve göze girdiğinde, renk algısı oluşmuş olur.

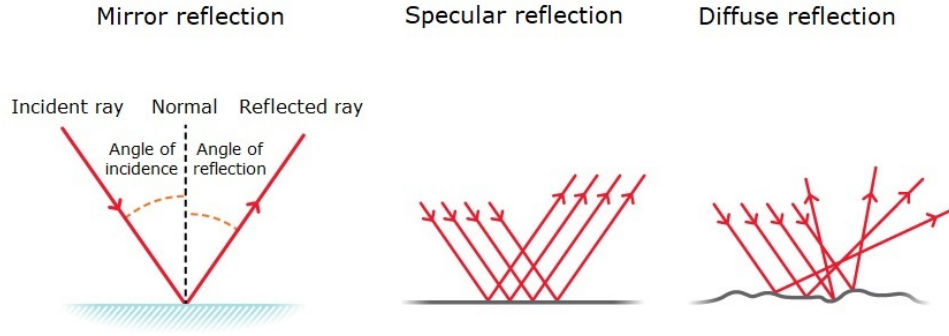
Işık, göze kornea ve mercekten girerken, retinaya bir görüntü odaklanır. Göze giren ışık miktarı, aydınlatma seviyesine bağlı olarak genişleyen veya daralan iris tarafından kontrol edilir. Retina da bulunan rod ve koni hücreleri, ışık yoğunluğunun değişimini ayarlayabilir. Fovea centralis çevresindeki alan, normal renk görüşüne sahip gözlemciler arasında renk ayırımındaki farklılıklardan sorumlu bir sensör görevi görür. Renk algılamasının doğruluğu, ışıkla uyarılan retina alanına bağlıdır. Yüksek aydınlatmada, göz bebeği daralır ve ışık loş olduğunda, göz bebeği genişleyerek daha az hassas olan sensörleri uyarır. Göz bebeği çapının bir düzenleyicisi olarak ışık yoğunluğu, renk algısı ve gölge eşleştirmede kritik bir faktördür.⁽⁹⁹⁾



Şekil 2.2. Elektromanyetik spektrum ve görünür ışık spektrumu⁽¹⁰³⁾

Işığın Emilimi

Bir obje üzerine ışık kaynağından gelen kendi rengi dışındaki ışık türleri obje tarafından emilir, kendi rengi ise yansıtılır. Cisim kırmızı ise, kırmızı dışındaki tüm dalga boylarını emer ve sadece kırmızı dalga boyundaki ışığı yansıtarak kırmızı renkte algılanır.⁽¹⁰⁴⁾ Elektromanyetik spektrum içindeki her dalga boyundaki ışığı emen bir cisim siyah renkte, yansıtan ise beyaz renkte algılanır. Obye tarafından emilen ışığın türünü etkileyen bir diğer faktör de ışık kaynağından gelen ışınların dalga boyudur. Aydınlatmanın bu etkisinden dolayı homojen spektrumlu ışık kaynaklarının kullanılmadığı bir ortamda objenin gerçek rengini tespit etmek mümkün değildir.⁽¹⁰⁵⁾



Şekil 2.3. Işığın yansımaları şekilleri⁽¹⁰⁶⁾

Işığın Yansıması

Yansıma, ışığın bir nesneden sıçramasıdır. Yüzey cam, su veya cilalı metal gibi pürüzsüz ve parlaksa, ışık yüzeye çarptığı açıda yansıtacaktır. Buna “aynasal yansıma” denir. Gelen ışık ışınlarının yüzeyden birçok farklı açıdan yansıtıldığı pürüzlü bir yüzeyden ışığın yansımasına “dağınık/diffüz” yansıma denir (Şekil 2.3). Dağınık yansıma ışığın bir nesneye çarpması ve birçok farklı yöne yansımasıdır. Bu, yüzey pürüzlü olduğunda olur. Gördüğümüz şeylerin çoğu, bir kaynaktan gelen ışığın ondan yansımasıdır. Dişlerimizin doğal yapısında prizmatik ve interprizmatik oluşumlar mevcuttur. Bu oluşumlar sebebiyle gelen ışıktaki dağınık bir şekilde yansıma gerçekleşir.^(107, 108)

Işığın Kırınımı

Işık ışınları saydam bir ortamdan farklı yoğunluğa sahip başka bir saydam ortama geçerken, ışık demetinin hızında ve yönünde değişiklik oluşur. Işığın hız değiştirmesinden kaynaklanan bu optik olaya “kırılma” denir. Işığın farklı yoğunlukta ortamlardaki hız oranları ortamın kırılma indisini (n) verir. Kırılma indisi; cismin karakteristik bir özelliğidir ve cismin tipini belirlemede kullanılır. Işık, saydam bir ortamdan daha az yoğun saydam bir ortama geçtiğinde hızı artarak normalden uzaklaşır, daha yoğun saydam bir ortama geçtiğinde ise hızı azalarak normale yaklaşır (Şekil 2.4). Işığın havadaki kırılma indisi 1 olarak kabul edilir.^(101, 108) Doğal dişler birkaç farklı tabaka içeren karmaşık prizmatik ve interprizmatik bir yapıya sahiptir. Bu yapı nedeniyle, ışık prizmatik kristal yapılar arasından geçerken kırılmaya uğrar ve bir kısmı da yansıyarak dışarı doğru yönlendirilir. Restoratif materyallerin de doğal dişle aynı optik özellikler taşıyabilmesi için benzer kristal yapıda olması gerekmektedir.⁽¹⁰⁹⁾

2.4.3. Materyallerin Işığın Yayılımına Etki Eden Özellikleri

Bir objenin rengi, sadece objenin yapısını oluşturan renklendirme maddesi ve tonu ile değil, aynı zamanda objenin üzerine gelen ışığı ne kadar yansıttığı veya kırdığıyla da alakalıdır. Buna göre obje ışık geçirgenliğine göre saydam (transparan), yarı saydam (transludent) ve opak özellikte olabilir. Diş ve diş çevreleyen destek dokular yarı saydam dokulardır.^(108, 110)

Opasite

Opasite bir materyalin ışığın geçişini engelleme özelliğidir. Opak bir materyal, gelen ışığın bir kısmını emerken diğer kısmını yansıtır.^(105, 108, 110) Yansıyan ışık da cismin rengini belirler.

Yarı Saydımlık (Transludentlik)

Transludentlik, bir materyalin ışık geçişine izin vermekle beraber geçen ışığın dağılması sonucu arkasındaki cismin görülememesidir. Transludentlik, transparanlık ve opaklık arasında bir derecedir. Diş hekimliğinde kullanılan estetik özellikli materyallerin yarı saydımlık özelliğine sahip olması beklenir.^(11, 105) Restorasyonun yarı saydımlığının artırılması parlaklık değerinde bir düşüşe sebep olur, bunun sebebi algılayıcı göze daha az ışığın dönmesidir. Translüsensinin artmasıyla ışık yüzeyden geçebilir ve restorasyonun içine saçılır. Minenin yarı saydımlığı; yüzey dokusuna, parlaklığına, dehidrasyon seviyesine, ışığın geliş açısına ve dalga boyunun uzunluğuna göre değişir.

Saydımlık (Transparan Özellik)

Bir materyalin içinden ışık geçişine ve arkasındaki bir cismin görülebilmesine izin vermesidir. Cam transparan bir materyaldir. Diş hekimliğinde, genelde genç bireylerde, ön grup dişlerin kesici kenarları boyunca ve mesial, distal eğimlerinde mine yapısı transparan özellik taşımaktadır. Bu alanların restorasyonlarında kullanılacak materyallerin de aynı özellikte olması gerekmektedir.^(11, 105, 108)

Fosforesans Özelliği

Floresans ve fosforesans sert kalsifiye dokularda görülen bir ışık fenomenidir. Floresans ve fosforesans ışık olayları “luminesans” olarak adlandırılır. Luminoferler genellikle floresans veya fosforesans özelliklerine veya her ikisine göre değerlendirilir. Fosforesans materyalin maruz kaldığı ışık enerjisinin bir bölümünü elektromanyetik

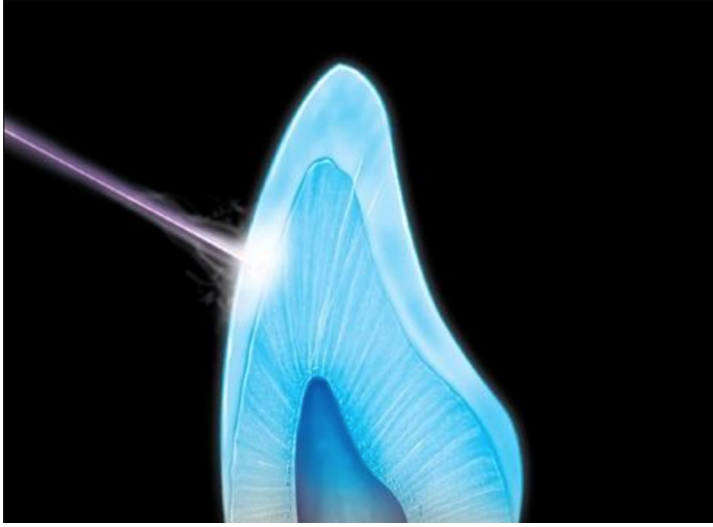
ışınım olarak salması olayıdır.⁽¹¹¹⁾ Esas olarak fosfor içeren bileşenlerde görülen ve radyant enerjiyle uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile saçması sonucu ortaya çıkan ışıldama özelliği olup, dental materyallerin özellikleri arasında bulunmaz.⁽¹¹²⁾

Kalsifiye dokunun fosforesansının esas olarak dokunun organik kısmının proteinleri ile bağlantılı polipeptit zincirlerinden kaynaklandığı bilinmektedir. Aromatik amino asitler küresel proteinde, triptofan ve tirozinin baskın lüminoforlar olduğu gerçeğine rağmen, yayılma merkezlerinin kesin doğası bilinmemektedir. Bu aromatik amino asitlerin, minenin organik bölümünde bulunduğu gösterilmiştir. Minede gözlenen floresansın fenilalanin ve tirozinden triptofana enerji transferi sonucu olduğuna inanılmaktadır; bu nedenle gözlemlenen spektrum, triptofanın kendisine benzer.⁽¹¹³⁾

Floresans Özelliği

Bir materyalin üzerine gelen radyant enerjiyi absorbe ederek, lumin enerji yaymasıdır. Yayılan ışığın dalga boyu genelde gelen ışığından uzundur. Tipik olarak mavi ışık veya ultraviyole ışıktaki materyaldeki elektronlar daha yüksek bir enerji düzeyine çıkar ve elektronların eskiden bulunduğu düşük enerji düzeyine inerken kazanmış oldukları bu enerji görünür spektrumda floresans ışık olarak oluşur.^(105, 112)

Doğal dişler de ultraviyole ışığa maruz kaldığında görünür ışık yayarak floresans özellik gösterir. Dişler beyaz gün ışığında renk özelliklerine bakılmaksızın değerlendirildiğinde, en yüksek floresans değeri 450 nm dalga boyunda tespit edilmiş ve bu değer 680 nm dalga boyuna doğru giderek azalmıştır.⁽¹¹⁴⁾ Floresans özelliği dişlerin daha parlak ve beyaz gözükmesini sağlarken, gün ışığında dişlerin renklerinin değişik algılanmasına neden olur. Floresans özelliğin doğal dişlerin canlılığını yansıtan en önemli faktörlerden biri olduğu kabul edilmektedir. Floresans özelliğin bu önemi, doğal dişle benzer optik özellikler taşıyan dental porselenlerin imal edilmesi hususunda önemli bir faktördür. Dental porselenlerin doğal dişlerin floresans özelliğini taklit edebilmesi için yapısına uranyum, seryum ve itriyum gibi elementler ilave edilmektedir.^(93, 112, 115)



Şekil 2.4. Ultraviyole ışığın, yansıyan ışığı yayan dentin tabakası ile nasıl etkileşime girdiğini gösteren şekil⁽¹¹⁶⁾

Opalesans Özelliği

Materyale ışık yansıdığı hal ile kendisinden iletilen ışığın farklı renkler oluşturması olayıdır.⁽¹¹⁷⁾ İki madde arasındaki kırılma indisi sabiti 1.1'i aştığında, nesneler opalesans özellik göstermeye başlayarak prizma gibi davranan materyalin kendisine gelen ışık dalga boylarını farklı dalga boylarına kırar. Kısa dalga boylu ışınlar daha fazla kırılır ve optik olarak yoğun olan materyallerden kaçmak için daha büyük açılarda yansır. Diş minesi de opalesans özellik gösterir ve yansıyan ışıktaki mavimsi, iletilen ışıktaki ise turuncu görünür. Yarı değerli opal taşı, gökyüzü mavisi, diş minesinde oluşan renk durumları bu ışık fenomenine örnek olarak verilebilir. Bu ışık-renk olayı, restorasyonların ton ve translüsensiye bağlı optik problemlerin kontrol edilmesinde işe yarayarak doğal restorasyonlar yapmamıza olanak sağlar.^(105, 118, 119)

Metamerizm

Çevresel faktörler ve aydınlatma şartları renk tespitini etkilemektedir.⁽¹²⁰⁾ İki farklı objenin aynı ortamda aynı renk görüldüğü halde başka ışık kaynağı altında farklı görünme olayına “metamerizm” denir.⁽¹³⁾ İki değişik objenin spektral yansıma eğrilerindeki farklılıklardan kaynaklanan bir durumdur. Metamer özelliğine sahip olan cisimler aydınlanma koşullarının değişmesiyle farklı renklerde görünmeye başlarlar (Şekil 2.5). Bir renk anahtarındaki renk örneğinin floresans ışıktaki normal dişe uyması, ancak akkor flamanlı lamba ışığında farklı renkte görülmesi buna örnek olabilir. Floresans ışık kaynağında mavi-yeşil tayf ön plana çıkar ve mavi-yeşil renk baskın olarak algılanırken akkor ışıktaki kırmızı-sarı tayf ön planda olduğundan bu renkler daha baskın olarak algılanır. Metamerizm probleminin yaşanmaması için, renk tespitinin

tüm renk spektrumlarını eşit miktarda içeren gün ışığı gibi ışık kaynakları altında yapılması, kronlarda en basit kombinasyonlu renklerin tercih edilmesi ve klinik, laboratuvar aydınlatmasında aynı tip ışık kaynaklarının kullanılması gerekmektedir. Ancak gün ışığının da renginin günün değişik saatlerinde değişmesi sonucu, cisimlerin farklı renklerde görülebilmesi nedeniyle renk tespitin farklı türdeki ışık kaynakları altında tekrarlanması renk uyumsuzluğu yaşanmaması açısından en güvenilir yöntemdir. Renk seçimi yapıldığında renk seçiminin yapıldığı ışık kaynağının belirtilmesi oluşabilecek hata payını düşürecektir.^(11, 93, 112, 121)



Şekil 2.5. Uygun aydınlatma kullanılmadığında algılanan renk üzerindeki etkinin görseli (a) Akkor aydınlatma (2.856 K°). (b) Floresan aydınlatma (4.000 K°). (c) Renk düzeltmeli aydınlatma (5.500 K°)⁽¹¹⁶⁾

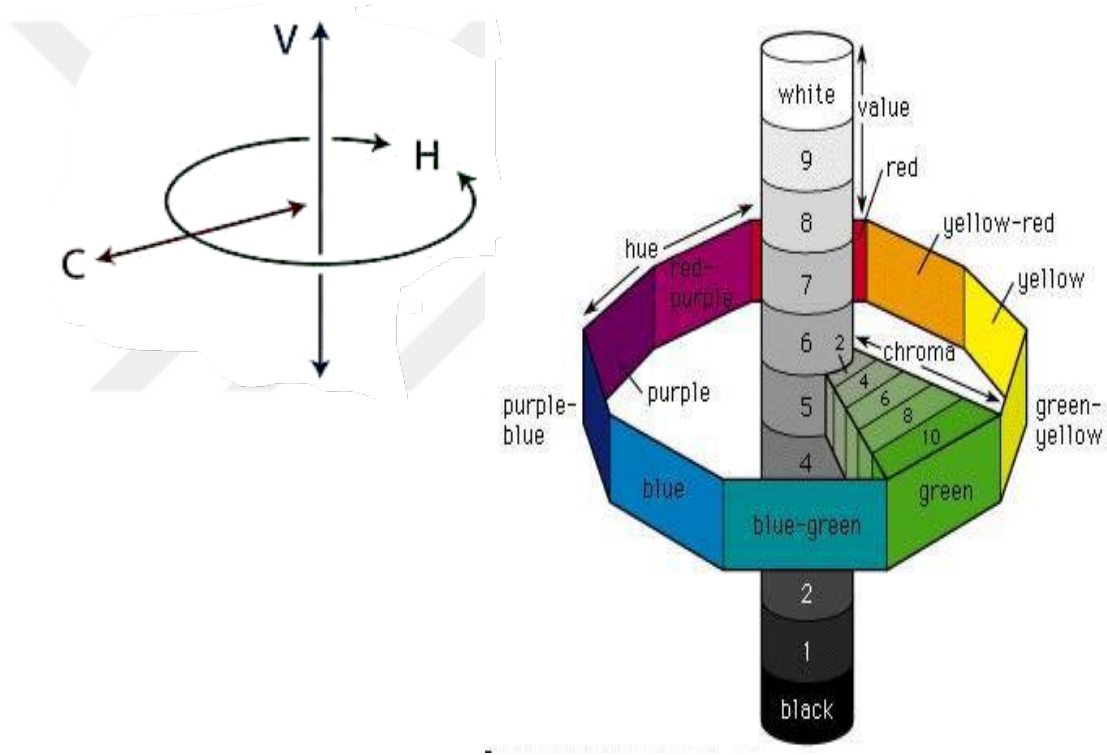
2.4.4. Renk Notasyon Sistemleri

Yirminci yüzyılın başından günümüze kadar, renklerin matematiksel olarak ifade edilebilmesi amacıyla çeşitli sistemler geliştirilmiştir. Bir renk düzenleme sistemi, renklerin üç boyutlu uzaydaki yerlerinin sistematik olarak düzenlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Bu sistemler eğitim amaçlı olarak renk tanımlama ve endüstride renk belirlenmesinde kullanılmaktadır.

Geniş kullanıma sahip sistemlerin hemen hepsi geçtiğimiz yüzyılın ortalarında geliştirilmiştir. Pek çok farklı prensibe göre tasarlanmış olan renk düzenleme sistemleri mevcut olmasına rağmen hiçbirisi tam olarak geçerli sayılmamıştır. Munsell ve CIE renk düzenleme sistemleri bunların arasında geliştirilme prensipleri, deneyimsel teknik, nitelikleri açısından üzerinde en fazla durulan sistemlerdir^(94, 105, 112, 122)

2.4.4.1. Munsell Renk Sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında sunulan ilk sistemdir. Pek çok farklı versiyonu yapılan bu sistem en eski renk düzenleme sistemidir. Munsell renk sisteminde örneklerin üç boyutlu (Şekil 2.6) olarak yerleştirilme prensibini rengin üç özelliği belirlemektedir.⁽¹⁰⁵⁾ Genellikle görsel renk değerlendirilmesinde kullanılan bir sistemdir. Hue (H): ana renk; Value (V): parlaklık ve Chroma (C): rengin doygunluğudur. Munsell rengin bu üç boyutunu bir küre şeklinde göstermiştir. Kürenin dikey eksenini parlaklık boyutudur ve 10 basamağa ayrılmıştır. 0. basamak siyah (en koyu), 10. basamak beyaz ve 5. basamak nötral gridir. Bu dikey eksen etrafında ise yine 10 basamağa ayrılmış ana renk çıkıntıları bulunur.^(38, 123)

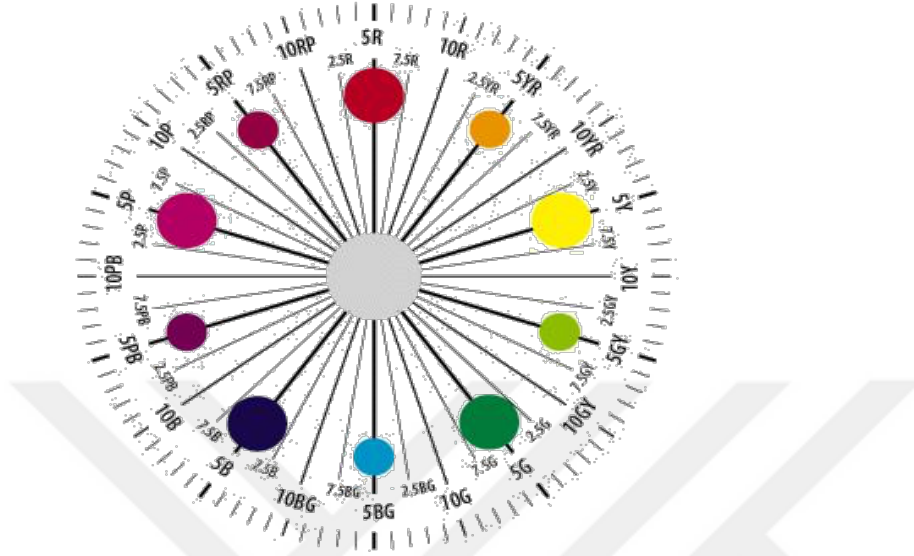


Şekil 2.6. Munsell'in üç boyutlu renk sistemi⁽¹²⁴⁾

Hue (Ton, Ana renk):

Bu terim renk tonu veya çeşidi anlamında kullanılmaktadır. Renk ailesinden bir rengi diğerinden ayırt eden niteliğidir (Şekil 2.7). Göze gelen ışığın spesifik dalga boyuna göre beyinde oluşturduğu mavi, yeşil gibi renk algısını ifade eder. Munsell renk sisteminde saat yönünde sıralanmış olan 5 ana renk tanımlanmaktadır; kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor. Ayrıca bu ana renklerin birleşiminden oluşan ve ana renk harfleriyle nitelendirilen 5 adet de birleşim renk bulunur; sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-

yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mor. Ana ve birleşim renkleri olmak üzere 10 farklı renk ve bu 10 farklı rengin her biri için de değişik parlaklık değerine sahip 10, toplamda da 100 farklı ana renk örneği bulunmaktadır.^(105, 125)

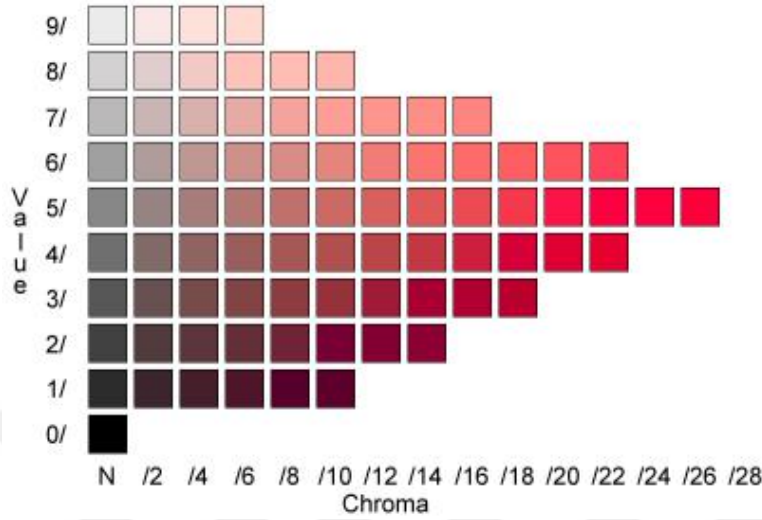


Şekil 2.7. Ana renk diagramı⁽¹²⁶⁾

Value (Parlaklık)

Cismin açıklık, koyuluk veya parlaklık, matlık derecesini gösteren özelliğidir. Bir cismin parlaklığı, cisim üzerinden yansıyan veya geçen ışık gücüne bağlıdır. Yansıyan ışık miktarı ile doğru orantılıdır. Munsell geliştirmiş olduğu sistemde parlaklık değerini beyazdan siyaha doğru gri bir ölçek olarak (Şekil 2.8) tanımlamıştır. 0'dan 10'a kadara rakamsal değerler vermiştir. 10 değeri beyaz 0 ise siyahı temsil etmektedir.⁽⁹⁹⁾ Doğal dişlerin parlaklık değerleri 4-8 arasında değişmektedir. Pek çok araştırmacıya göre diş hekimliğinde renk seçiminin en önemli aşaması parlaklık değerinin tespitidir. Parlak nesneler daha az miktarda gri içerir ve düşük parlaklık değerine sahip nesneler ise büyük miktarlarda gri içermekte ve bu sebeple daha koyu görünmektedirler. Bir restorasyonun parlaklığı iki şekilde artırılabilir; doyumluğu düşürülerek veya yüzeyin yansıtıcılığı artırılarak. Parlaklık değerinin düşürülmesi, aydınlatılan nesneden daha az ışığın dönmesi ve kalan ışığın emilmesi veya başka bir yere saçılması demektir. Hatalı tespit sonucu, restorasyon, yüksek parlaklık değerlerine sahip ise daha parlak ve opak, düşük ise daha gri ve cansız görülür. Özellikle yüksek parlaklık değerine sahip restorasyon doğal dişlerden daha kolay ayırt edilebilir ve estetik olarak daha fazla hataya neden olur. Öte yandan parlaklık değerinin doğru tespit edildiği bir restorasyonda, ana renk ve doyumluk değerlerinin hatalı

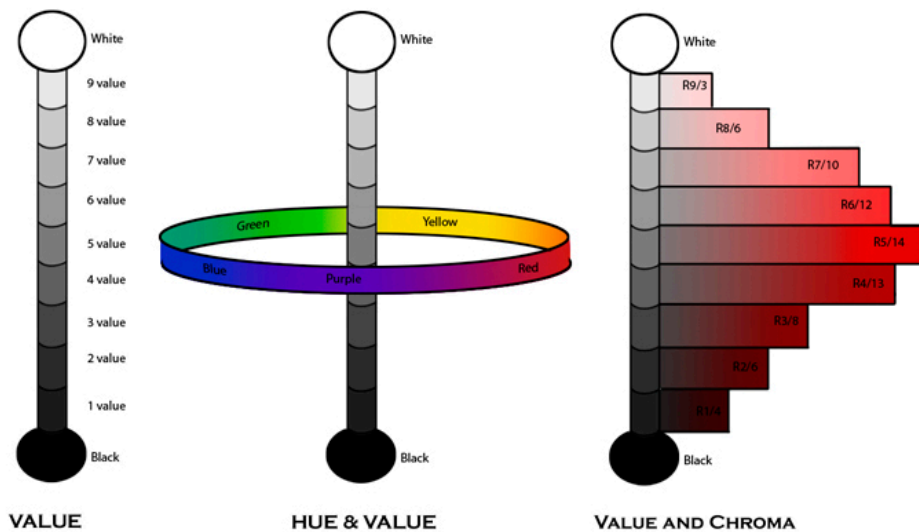
tespiti sonucu ortaya çıkacak estetik hatalar nispeten daha az fark edilebilir. Ancak ana renk ve doygunluktaki aşırı değişiklikler parlaklık değerini de düşürerek, restorasyonun daha koyu ve gri görünmesine neden olur.^(105, 125)



Şekil 2.8. Parlaklık Diagramı⁽¹²⁴⁾

Kroma (Renk yoğunluğu, doygunluk)

Bir rengin doygunluğunu, saflığını belirler ve rengin içerdiği ana renk miktarını yani ana rengin yoğunluğunu ifade eder. Munsell tarafından kuvvetli bir rengi zayıf bir renkten ayıran özellik olarak bildirilmiştir. Munsell renk sisteminde renklerin dizilimi bir küre şeklinde gösterilmiştir. Kürenin dikey ekseninde 10 basamağa bölünmüş olan parlaklık, dikey eksenin her basamağının etrafında yine 10 basamağa bölünmüş olan yatay renk tonu örnekleri (Şekil 2.9) bulunmaktadır. Renk tonlarının yoğunluğu eksenden dışa doğru uzanır.^(94, 122)



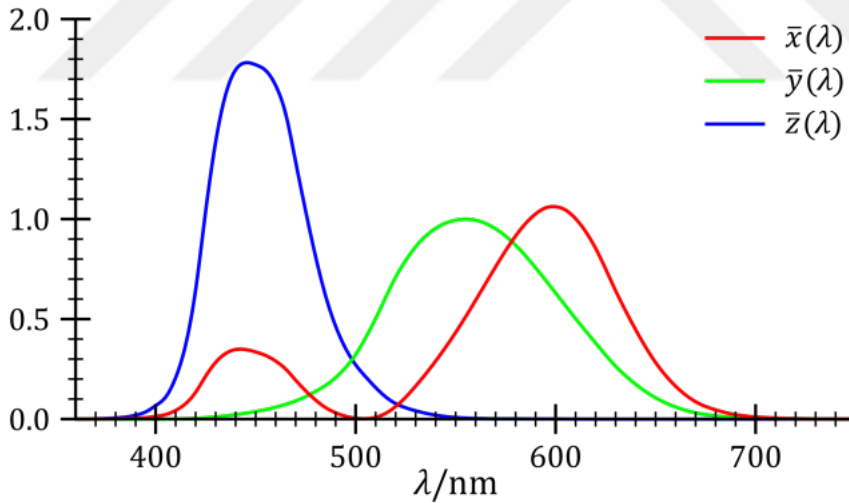
Şekil 2.9. Diğer renk kavramları ve kroma

2.4.4.2. CIE Renk Sistemi

1986 yılında kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE; “Commision del Eclairage” veya “International Commission on Illumination”) renk, görünüm gibi alanlarda standart bir ışık kaynağında, standart bir gözlemci ve verilen bir renge, insan görme sisteminin cevabını gösteren tristimulus/uyaran değerlerinin hesaplanmasında yetkili bir organizasyondur.⁽¹²⁷⁾

CIE’nin uyaranlı ilk standart gözlemci eğrisi 1931 yılında açıklanmıştır ve belirli bir rengin tristimulus değerleri bu eğriden elde edilmiştir.

CIE üçlü uyaran değerler sisteminde, CIE gözlemcisi tarafından belirlenen spektral yanıt fonksiyonlarına dayalı olarak X, Y ve Z şeklinde üç değişken kullanılmıştır (Şekil 2.10). X, Y ve Z değerleri üç ana rengin (kırmızı, yeşil, mavi) algılanmasını sağlayan sinirlerin beyne yolladıkları uyarıların toplamıdır. Bu üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi tanımlar. X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel duyulanma toplamına eşittir.⁽¹⁰⁵⁾

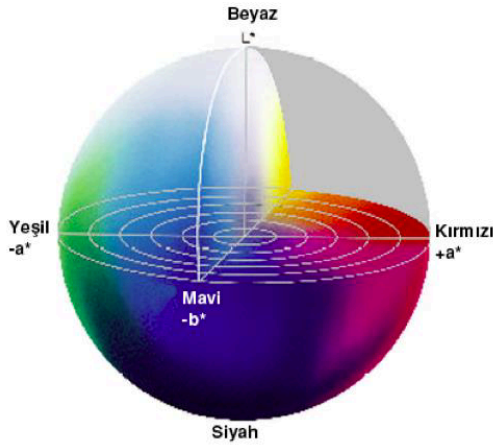


Şekil 2.10. CIE renklerin tristimulus değerleri eğrisi⁽¹²⁸⁾

CIE L*a*b* Renk Sistemi

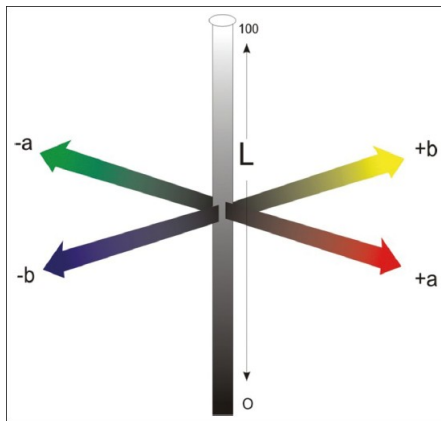
CIE tarafından, 1976 yılında geliştirilmiş olan sistem, standart bir gözlemci ile insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel cevabın koordinat değerlerinin hesaplanması ile ortaya çıkartılmıştır. Renk, Munsell renk sisteminde olduğu gibi üç koordinatta verilir ve tüm renkler bu koordinatların oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan bir küre üzerinde yer alır (Şekil 2.11). CIE L*a*b* renk sisteminde renklerin L*, a* ve b* koordinatlarına göre dağılımları lineerdir, daha düzgün bir sıralama

gösterir ve farklı renkler arasındaki uzaklıklar eşittir. Bu nedenle de renk ölçümü ve renk ayrımı yapıldığı durumlarda, diş hekimliği araştırmaları ve literatürde en sık kullanılan renk sistemidir.⁽¹⁰⁵⁾



Şekil 2.11. Üç koordinatın oluşturduğu eksenlerin kesiştiği merkez etrafında bulunan küre⁽¹²⁹⁾

L^* , Munsell sistemindeki parlaklık değeri ile orantılıdır ve rengin açıklık, koyuluk veya siyah-beyaz karakterini gösterir. L^* parametreleri dikey ekseninde bulunur, açık renkler L^* dikey ekseninde daha yukarıda ve daha yüksek değere sahipken koyu renkler eksenin daha altında ve daha düşük değerdedirler. Saf siyah rengin L^* değeri 0 iken saf beyazın L^* değeri 100'dür. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde a^* ve b^* değeri, Munsell sistemindeki ana renk ve doygunluk değerleri ile orantılıdır. a^* parametreleri yatay ekseninde olup, bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki doygunluk koordinatlarını gösterir (Şekil 2.12). Değeri arttıkça renk kırmızıya, azaldıkça yeşile kayar. b^* parametreleri de a^* yatay eksenine dik olan yatay ekseninde olup yine cismin sarı (+) ile mavi (-) arasındaki koordinatlarını gösterir. Değeri arttıkça renk sarıya azaldıkça maviye kayar. a^* ve b^* koordinatlarının 0 değerleri nötral renkleri (beyaz, gri) verirken bu değerlerin artması rengin daha yoğun ve doygun olduğunu gösterir.^(101, 105)



Şekil 2.12. a^* ve b^* koordinatları⁽¹³⁰⁾

CIE L*a*b* renk sisteminin en büyük avantajı, renk farklılıklarının algılayıcı tarafından kolayca fark edilebilmesi ve klinik olarak anlamlılık arz etmesidir. Tüm ışık kaynaklarının standardizasyonunu sağlayarak, görsel algılamadan doğacak varyasyonlara engel olur. CIE L*a*b* renk sisteminde renkler geometrik olarak dizildiğinden iki renk arasındaki farklılıklar matematiksel olarak hesaplanabilir. İki renk uyarımı arasındaki renk farklılığı (ΔE^*), bu renklerin L*a*b* değerlerinin ilgili formül kullanılarak hesaplanması ile elde edilmektedir.^(101, 131)

$$\Delta E^* = [(L1^* - L2^*)^2 + (a1^* - a2^*)^2 + (b1^* - b2^*)^2]^{1/2}$$

Formülde belirtilen “1” değerli alanlar ilk ölçüm sonuçları, “2” ise ikinci ölçüm sonuçlarıdır. ΔE^* değeri, aynı ya da farklı örneklerin zaman içindeki L*, a*, b* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını ifade eder. Bu değerın sıfır olması bu iki rengin aynı olduğu, ΔE^* değerinin sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE^* değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. Yapılan çalışmalara göre; klinik olarak insan gözünün renk farklılığını tespit edebileceği ΔE^* değeri sınırı konusu tam olarak netleşmemiştir. Renk değişiminin klinik açıdan fark edilebilir olarak kabul edilmesi için; bazı araştırmacılar renk değişiminin 3.7 ΔE^* birimden^(105, 132), bazıları 1 ΔE^* birimden bazıları 3 ΔE^* birimden^(133, 134), bazıları ise 3.3 ΔE^* birimden⁽¹³⁵⁾ fazla olması gerektiğini ifade etmektedir.

2.4.5. Renk Ölçüm Yöntemleri

Dental alanda renk ölçümü iki başlık altında incelenir; görsel renk ölçümü ve bir cihaz yardımıyla gerçekleştirilen ölçümdür.

2.4.5.1. Görsel Renk Ölçümü

Renk algısı, kişiden kişiye değişen subjektif ve psikofizyolojik bir süreçtir. Renk algılamasını etkileyen faktörler; ışık kaynağı, cismin görünümü ve gözlemciye bağlı faktörlerdir. Bir cismin rengi yalnızca retina görüntüsündeki ışığın spektral bileşimine bağlı değildir.^(102, 136) Görsel renk ölçümü yöntemleriyle yapılan renk seçimlerinin tutarlılığını etkileyebilecek pek çok faktör bulunmaktadır.^(94, 101) Bunlar;

- Ortamı aydınlatan ışığın spektral özellikleri ve şiddetine bağlı faktörler,
- Renk seçimi yapan bireyin beceri, deneyim, cinsiyet, yaş ve renk reseptörlerinin yorgunluğu gibi bireysel varyasyonları ve ruhsal durumu,

- Renk seçiminde kullanılan renk tablalarının (Şekil 2.13) doğal dişe ait tüm renkleri barındıracak yeterlilikte olması,
- Renk tablasındaki örneklerin, renk düzlemlerine göre sistematik yerleştirilmemesi gibi faktörlerdir.



Şekil 2.13. VITA toothguide 3D-Master skalası⁽¹³⁷⁾

2.4.5.2. Cihaz Kullanılarak Yapılan Renk Ölçümü

Cihaz kullanmanın en büyük avantajı objektif sonuçlar elde edilebilmesidir. Günümüzde bu amaçla tercih edilen araçlar; kolorimetreler, spektoradyometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleridir.⁽¹¹²⁾ Cihaz kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin; bireysel, çevre ve aydınlatma koşullarından etkilenmemesi ve elde edilen sonuçların tekrarlanabilir ve matematiksel olarak hesaplanabilir olması gibi avantajları mevcuttur. Dezavantajları ise daha maliyetli olması, doğru kalibre edilmediği veya uygun kullanılmadığı zaman hatalı sonuçlar alınabilmesidir.^(102, 112)

Kolorimetre

Sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı kullanarak, objeden yansıyan ışığı üç ya da dört görünür spektrumda filtreleyip ölçmektedir (Şekil 2.14). Aletin kullanımı yüzey rengi ve yarı parlak renklerin ölçümü olarak iki alanda kategorize edilebilir. Yüzey rengi ölçümünde kullanılan aletin ana komponentleri; bir ışık kaynağı, bir bütünleştirici küre ve algılayıcıdır. Yarı parlak renklerin ölçümünde, ışık kaynağına da ihtiyaç yoktur. Algılayıcı içerisinde, filtreden geçen değişik spektrumlardaki ışık demetlerine hassas olan ve insan gözündeki renkli görmeyi sağlayan koni hücrelerine benzer sensörler

bulunmaktadır. Bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç alınabilmesine olanak vermektedirler.⁽¹³⁸⁾



Şekil 2.14. Kolorimetre⁽¹³⁹⁾

Kolorimetrelerin kullanımları, diğer cihazlara göre (spektroradyometre ve spektrofotometrelere) daha kolay ve daha az maliyetlidir. Ancak aletin filtrelerinin zamanla eskimesine bağlı olarak tutarlılığı, sürekliliği ve filtrelerin tekrar CIE renk sistemine uyumlu sonuç verme olasılığı zayıflar. Aletin bir diğer dezavantajı da metamerizmin miktarının ölçülmesinde kullanılamamasıdır (bir grup örneğin aynı ışık kaynağı ve görme açısı şartlarında aynı olan spektral yansımaları şartlar değiştiğinde değişebilmektedir). Kolorimetreler daha çok düz yüzeylerden ölçüm yapabilmek için tasarlanmış olduklarından klinik kullanıma tam olarak uygun değildir. Ayrıca yarısaydam materyallerin renklerinin belirlenmesinde, ışığın kırılarak, dağılmasından dolayı güvenilir olmayan sonuçlar elde edilebilir. Bunu önlemek amacıyla standart bir arka plan hazırlanıp kullanılması daha uygundur. Örneğin, gerçek diş ile aynı renkteki metal seramik restorasyonun kolorimetrik sonuçlarında farklılık görülebilir. Bu duruma "edge loss" adı verilmektedir.^(102, 138) Genelde tekstil, boya otomotiv gibi üretim sektöründe basit renk tespitinde ve kıyaslamada kullanılır.⁽¹³⁸⁾

Spektrofotometre

Daha çok yüzey renginin ölçülmesi amacıyla geliştirilmiş ve diş hekimliği için çok daha uygun, kullanışlı aletlerdir. Spektrofotometreler, temel olarak kararlı bir ışık kaynağı içerdikleri için spektroradyometrelerden farklılık gösterir. Bu cihazlar için yaygın olarak kullanılan iki tür temel tasarım vardır. İlki geleneksel tarama cihazı, her dalga boyundaki ışık miktarını kaydeden tek bir fotodiyot detektöründen oluşur. Işık bir monokromatörden geçirilerek küçük dalga boyu aralıklarına bölünür. İkinci tür daha yeni bir tasarımıdır ve her dalga boyu için özel bir eleman içeren bir diyet dizisi

kullanır. Bu tasarım, tüm dalga boylarının eşzamanlı entegrasyonuna izin verir. Her iki tasarım da filtre kolorimetrelerden önemli ölçüde yavaştır ancak bunlar rutin olarak kullanılan renk ölçüm cihazlarıdır. Vita EasyShade (VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Sackingen, Germany) (Şekil 2.15), bir spektrofotometre örneğidir.



Şekil 2.15. Spektrofotometre

Spektrofotometreler, metamerizmi ayırt edebilirler. Birden fazla dalga boyunda ölçüm yapabilmeleri sonucunda insan gözünün tespit edemeyeceği renkleri algılayabilmeleri ile kolorimetrelerden daha çok tercih edilirler.

Vita Easyshade (VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Sackingen, Germany) spektrofotometreler arasında yapılan çalışmalarda, tekrarlanan renk ölçümlerinde güvenilir bir aygıttır. Witkowski ve ark.,⁽¹⁴⁰⁾ 2011 yılında yaptıkları çalışmada farklı ışık kaynakları ve gözlemci kullanıldığı durumlarda bile tutarlı sonuçlar verdiğini bulmuşlardır.

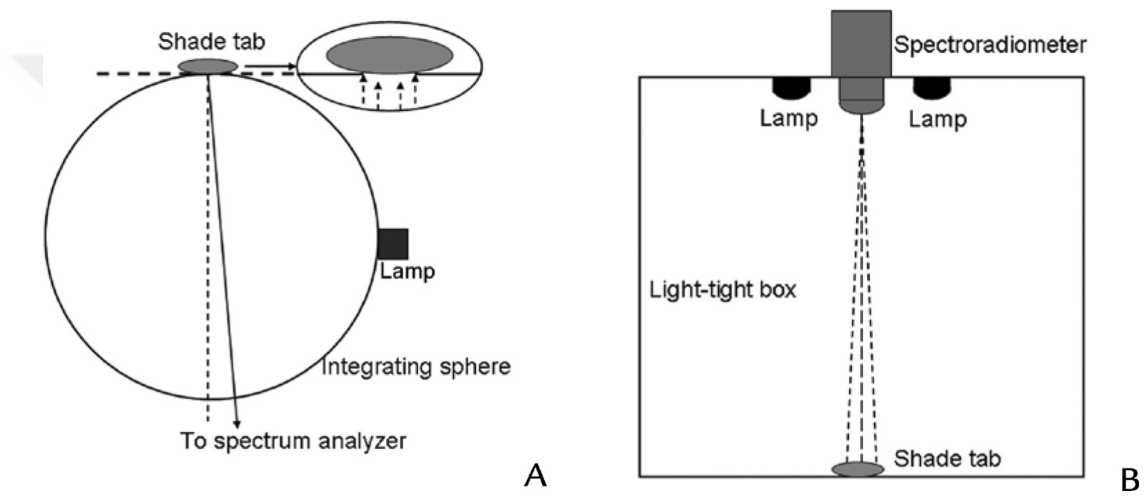
Klinik çalışmalar ve dental araştırmalarda kullanılan spektrofotometrelerin pek çoğu; pahalı ve karmaşık olmaları gibi dezavantajlara sahiptir. Bununla beraber, bilimsel araştırmalar için geliştirilmiş olan küresel optik uçlu spektrometrelerde; örnek aletin pek çok farklı yön ve açıdan ışık gönderen optik yuvasına yerleştirilebilmekte ve böylelikle örneğin en güvenilir ve tutarlı şekilde yansıma özelliğinin spektral analizi gerçekleştirilmiş olmaktadır. Ancak, dental spektrofotometrelerde ışık diş yüzeyinden tek bir açıyla verilebilmektedir.^(105, 112)

Spektrofotometre, yüzey renginin ölçülmesinde çok kullanışlıdır. Bir prizma, spektrofotometre içindeki tungsten-filaman bir ampülden beyaz bir ışığı, 10 ve 20

nm'lik dalga boyu bantlarındaki bir spektrumda yayar. Görsel spektrumdaki her dalga boyu için örnekten yansıyan ışığın miktarı ölçülür.⁽¹¹²⁾

Spektroradyometreler

Spektroradyometreler, parlaklık ve ışıyım gibi radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılacak şekilde tasarlanmıştır. Aydınlatıcı ışık, alet ve nesne arasında açıklık olmadığından ve renk belli bir mesafeden ölçüldüğünden “edge loss” etkisinden ve kavisli yüzeyin olumsuz etkisinden kaçınılmış olur (Şekil 2.16). Optik ölçümün yapılması sırasında konumlandırmadaki küçük bir değişiklik hatalı ölçüme neden olabilir.^(141, 142)



Şekil 2.16. Renk ölçüm geometrileri, A.spektrofotometre, B.spektroradyometre⁽¹⁴²⁾

Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Optik ölçümlerde dijital cihazlar öne çıkmaktadır. Bu sistemde objenin renginin tek bir noktadan ölçülmesi yerine objenin tamamına ait görüntüsü ölçülür. Bu sistemin teknolojisi, kolorimetrik ve multispektral olarak iki açıdan ele alınmaktadır. Kullanıcının fotoğraf metodolojisi ve bilgisayar teknolojisindeki becerilerini geliştirmesiyle beraber bu yöntem, renk ölçümü açısından son derece basit ve kullanışlıdır. X, Y, Z tristimulus değerlerinin hesaplanması gibi, kamerada da RGB (kırmızı, yeşil ve mavi) değerleri bir formül ile hesaplanır. Kameranın optik algılayıcıları CIE'nin standart algılayıcıları ile aynı hassasiyette olmadıklarından kameranın RGB değerleri, CIE'nin XYZ değerleri ile eşleşmez. Renk ölçümü için bu değerlerin "kamera karakterizasyonu" denen bir yöntem ile eşleştirilmesi gerekmektedir.^(105, 112)

Yapılan ölçümler sonucunda, klinik ve laboratuvar arasında kolay bağlantı sağlanması açısından önemlidir. Geleneksel renk skalalarıyla beraber alınan fotoğraflar, bu bağlantıyı daha da arttırmakta ve bu fotoğraflar ayrıca dişin translusensi, opasite özellikleri ve yüzey karakteristiği hakkında da bilgi vermektedir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Literatür araştırması geniş kaynak yelpazesine sahip Akdeniz Üniversitesi Kütüphanesi (<http://kutuphane.akdeniz.edu.tr>) çevrimiçi veri tabanı, PUBMED (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>) ve Google Akademik (<https://scholar.google.com.tr>) siteleri veri tabanlarında gerçekleştirilerek, konu ile ilgili olabildiğince fazla anahtar kelime tarandı. Elde edilen literatürlerin kaynakçalarından yola çıkılarak tekrarlı literatür taramaları gerçekleştirildi. Proje kapsamında yapılacak çalışmalarda tercih edilecek örneklem boyutları hakkında uzman istatistikçi görüşü alındı. Elde edilen bilgiler ışığında çalışmada takip edilecek yöntemler belirlenerek aşamalar planlandı.

Çalışma kapsamında gönüllü bireyler üzerinde yapılacak çalışmalar için Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı (Tarih: 30.03.2018, sayı: 70904504/144).

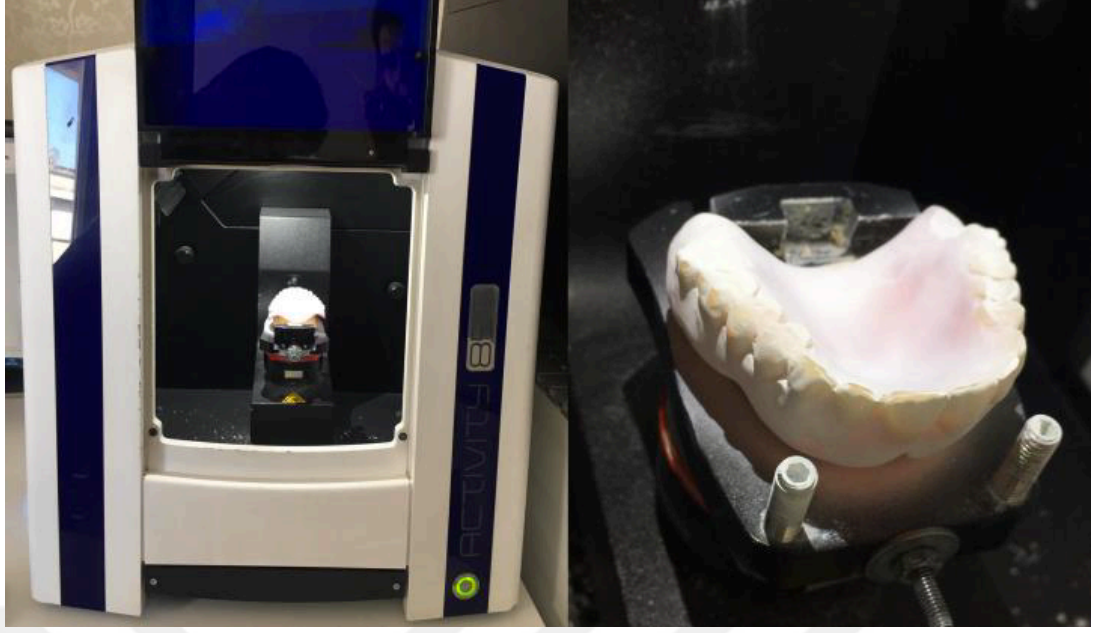
Bu çalışmada hibrit seramik ve rezin nano seramik kompozit CAD/CAM materyalleri [VE, VITA Enamic (Hibrit seramik, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), LU, Lava Ultimate (Rezin Nano Seramik, Lava Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, ABD), GC, Cerasmart (Rezin Nano Seramik, GC Dental Products Europe, Leuven)] ve ayrıca akrilik rezin bir yapay diş (IV, Ivostar, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) değerlendirildi (Tablo 3.1). Renk değişimini incelemek amacıyla ΔE^* değerleri karşılaştırılarak incelendi.

Tablo 3.1. Çalışmada incelenen materyaller ve içerikleri

Ürün	Üretici	Renk	Türü	Organik Matriks Ve Doldurucular	Miktar (%W)
GC CeraSmart (CS)	GC Europe	A2-HT	Nano seramik blok	Bis-MEPP, UDMA, DMA	29
				Silica (20 nm), barium glass (300 nm)	71
3M Lava Ultimate (LU)	3M ESPE	A2-HT	Rezin nano seramik blok	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, BisEMA	20
				SiO ₂ (20 nm), ZrO ₂ (4-11 nm), aggregated ZrO ₂ /SiO ₂ microcluster	80
Vita Enamic (VE)	VITA Zahnfabrik	2M2-HT	Hibrit Seramik/ Polimer infiltre seramik ağ bloğu	UDMA and TEGDMA	14
				Alüminyum oksitle beraber ince yapılı feldspar seramik	86
Ivostar (IV)	Ivostar, Ivoclar Vivadent	A2	Akrilik	Geleneksek Poli Metil Metakrilat	100

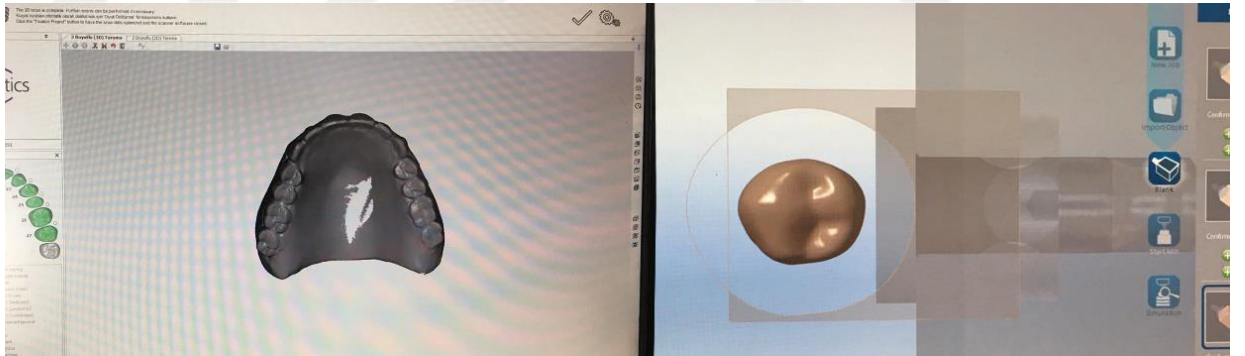
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğine tam protezleri için kontrole gelmiş olan hastalardan çalışma kriterlerine uyanlar belirlenerek görüşmelere başlandı.

Bu hastalar arasından 50 yaş üzeri, sağlıklı, sigara içmeyen, alkol kullanmayan, tam protez kullanmakta olan bireyler tespit edildi. Bu bireylere çalışmanın amacı ve seyri hakkında ayrıntılı bilgiler verilerek, onam formu katılımcılara okutuldu. Gönüllü olmayı kabul eden bireylerin ayrıntılı kayıtları alınarak çalışmaya dâhil edildi. Çalışmaya başlanması için toplamda ulaşılması gereken 25 gönüllünün tamamının sağlanması beklenmedi. Gönüllülerden üst tam protezleri istenerek bir optik tarama (SmartOptics activity 855, Smartoptics Sensortechnik GmbH, Almanya) cihazı kullanılarak üç boyutlu taramaları yapıldı (Şekil 3.1).



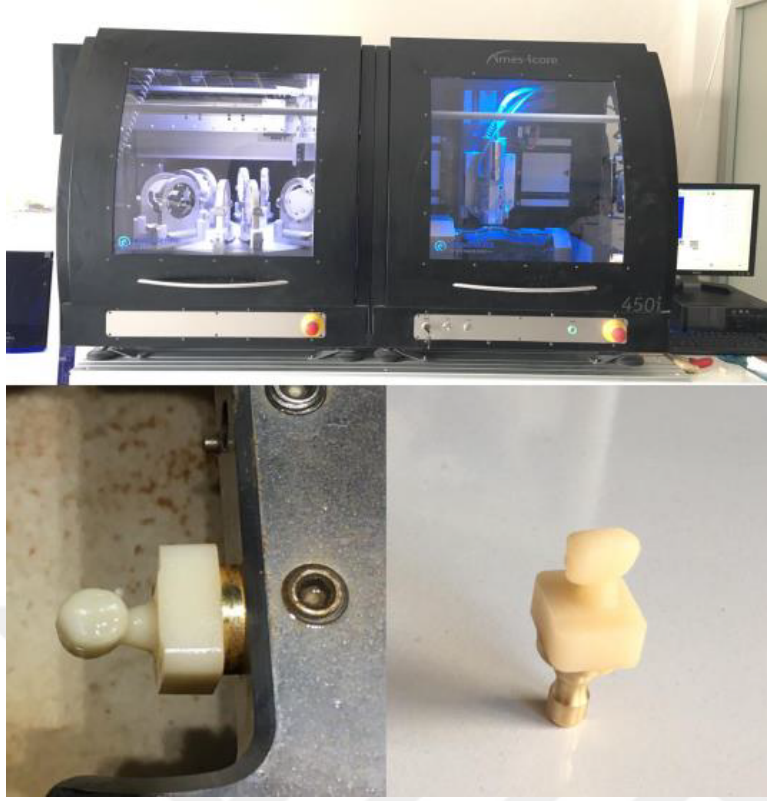
Şekil 3.1. Gönüllülerden alınan protezlerin üç boyutlu taramasının yapılması

Tarama verileri bir CAD yazılımında (exocad GmbH; Fraunhofer IGD, Darmstadt, Almanya) işlenerek 1. ve 2. küçük azı dişleri üç boyutlu tam protez modeli üzerinden ayrıldı. Hibrit seramik ve rezin nano seramik bloklardan yapay dişler için kazıma yapılabilecek şekilde, tasarıma son hali verildi (Şekil 3.2).



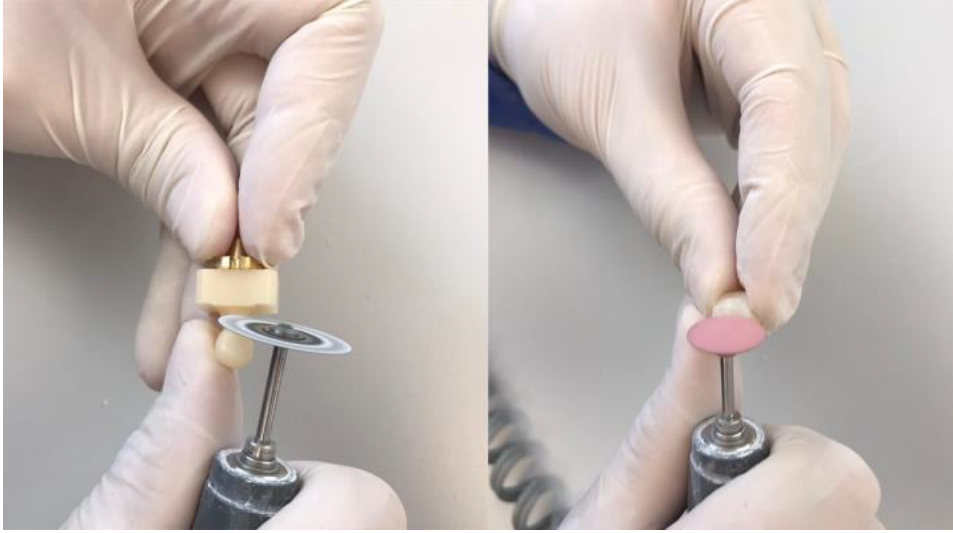
Şekil 3.2. Taranmış protezin üç boyutlu görüntüsü ve bir premolar dişin bu tasarımdan ayrılarak blokta konumlandırılmış hali

Bloklar bilgisayar destekli üretim cihazına (imes-icore 450i; imes-icore GmbH) yerleştirilerek freze işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Bilgisayar destekli üretim cihazında blokların freze edilmesi işlemi.

Tasarım kullanılarak bilgisayar destekli üretim işlemi ile Vita Enamic (Hibrit seramik, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Lava Ultimate (Rezin Nano Seramik, 3M ESPE, St.Paul, ABD) ve Cerasmart (Nano seramik, GC Dental Products Europe, Leuven) markalarına ait bloklardan aynı anatomik yapıda dişler elde edildi. CAM ünitesinden ayrılan işlenmiş bloklarda tij kısmı kesilerek parlatma işlemine geçildi. Tüm örneklerin polisaj işlemleri firma önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi (Şekil 3.4). Tüm tarama, dizayn, freze aşamaları ve parlatma işlemleri aynı kişi tarafından gerçekleştirildi.



Şekil 3.4. Örneklerin polisaj işleminin yapılması.

Gönüllülerin kullanmakta oldukları üst çene tam protezleri üzerinde 14, 15, 24, 25 numaralı dişler hard frez kullanılarak uzaklaştırıldı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Protezlerden örneklerin yerleştirileceği bölgelerdeki premolar dişlerin uzaklaştırılması. En sağda ise yerleştirilecek dişler ile birlikte ilgili protez görülmektedir.

Uzaklaştırılan üç dişin yerine hibrit seramik ve rezin nano seramik materyaller olan Vita Enamic, Lava Ultimate ve Cerasmart bloklardan daha önce hazırlanmış dişler yerleştirildi. Kalan bir diş boşluğuna da akrilik rezin yapay diş (Ivostar, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirildi Değiştirilen dişlerin sabitlenmesi için ağız içi uygulamalarda da kullanılan Ufigel Hard (Voco, Cuxhaven Germany) tercih edildi (Şekil 3.6).

Dijital bir renk ölçüm cihazı olan spektrofotometre (Vita Easy shade, VITA Zahnfabrik GmbH, Bad Sackingen, Germany) ile yerleştirilen dişlerin CIELAB renk uzayındaki renk parametreleri kaydedildi. CIELAB ölçümleri öncesi spektrofotometre kendi özel kalibrasyon sistemi ile kalibre edildi ve örneklerin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Her bir örnek için 3'er kez ölçüm yapıldı ve bu

ölçümlerin ortalaması alındı.

Son kontroller yapılarak üst tam protezler gönüllülere iade edildi. Çalışma sürecinde katılımcıların boyar etkisi nedeniyle klorheksidin de dahil gargara kullanmamaları, protezlerini sabah kahvaltı sonrası ve gece yatmadan önce yumuşak diş fırçası, ılık su ve sabunla temizlemeleri ve temizleme tableti kullanmaksızın su içinde sabaha dek muhafaza etmeleri önerildi.



Şekil 3.6. Dişlerin proteze yerleştirilmesi sonrası son durum

Tüm gönüllülerin 1. ay, süresi dolanların ise 3. ay renk ölçümleri yapıldı (Şekil 3.7). Tüm renk ölçümleri aynı araştırmacı tarafından spektrofotometre cihazı ile gerçekleştirildi. Ölçümlere ait veriler L^* , a^* , b^* değerleri şeklinde kaydedildi. 6. ay renk ölçümü tamamlanan hastaların protezlerinden renk ölçümü alındıktan sonra, deneysel olarak yerleştirilen dişler uzaklaştırılarak yerlerine akrilik dişler yerleştirildi. Protezler hastalara teslim edildi.



Şekil 3.7. Protetezlere yerleştirilen dişlerin renginin ölçülmesi

Bu çalışmada istatistiksel analiz SPSS (SPSS v23.0; IBM SPSS Inc. Chicago, ABD) programı ile yapıldı. $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Materyaller arası farkın belirlenmesi amacıyla Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapıldı. Anlamlı çıkan durumlarda ikili karşılaştırmalar Duncan Testi ile gerçekleştirildi. Her bir materyaldeki zamana göre değişimi incelemek amacıyla tekrarlı ölçümlerde tek yönlü ANOVA analizi (repeated measures ANOVA) yöntemi kullanıldı.

4. BULGULAR

Bu klinik çalışmanın hiç bir aşamasında yer değiştirilen dişlerde tutuculuk ya da protezdeki yerinden ayrılma ile ilgili bir sorunla karşılaşılmadı. Planlanan gönüllü sayısına 09.12.2019 tarihinde ulaşıldı. Her hastanın çalışmaya dâhil olma tarihi farklı olduğu için hastaların takip süreçleri ve renk ölçüm tarihleri birbirinden farklıydı. 1. ay sonunda yapılan renk ölçümlerine tüm gönüllüler katıldı. Bununla birlikte, bazı hastalar için tüm dünyayı etkisi altına alan ve ülkemizde de Mart ayında ilk vakanın ortaya çıktığı SARS-CoV-2 pandemisi nedeniyle 3. ay renk ölçümleri yapılamadı. Telefonla ulaşılarak ölçüm için teklif iletilen gönüllülerin protezleri evlerinden teslim alınarak, klinik ortamında renk ölçümleri yapıldıktan sonra tekrar hastalara teslim edildi. Çoğunluğu 60 yaş üzeri olan gönüllülerden bazıları, dünya genelinde pandemiden daha fazla yaşlı kitlenin etkilenmesi nedeni ile bu süreçte dışarı ile temas konusunda çekincelerini ifade ederek çalışmadan ayrıldı. Bu nedenle tüm hastaların 3. ay ölçümleri yapılamadı. Devam eden süreçte, 65 yaş üstü bireyler için söz konusu olan sokağa çıkma yasağı nedeni ile 25 gönüllü katılımcıdan toplamda 16'sının tüm renk ölçümleri alınabildi. 09.06.2020 tarihi itibarıyla 6. ay renk ölçümleri sonlandırıldı. Tüm bu nedenlerle, bu çalışmada 8 kadın ve 8 erkek katılımcı yer aldı. Erkeklerin yaş ortalaması 67.9 ± 10.2 kadınların yaş ortalaması ise 66.3 ± 6.8 'dir. Çalışma tam protez kullanmakta olan 25 gönüllü birey ile gerçekleştirilmesi planlanmasına rağmen, SARS-CoV-2 pandemisi sebebiyle 16 gönüllü ile tamamlandı.

Tablo 4.1. Gönüllülerin demografik dağılımı

	Cinsiyet	Yaş
1.Hasta	K	56
2.Hasta	E	67
3.Hasta	K	74
4.Hasta	E	64
5.Hasta	K	56
6. Hasta	E	67
7. Hasta	E	66
8. Hasta	K	81
9. Hasta	K	60
10. Hasta	K	77
11. Hasta	E	78
12. Hasta	E	67
13. Hasta	K	76
14. Hasta	E	68
15. Hasta	K	63
16. Hasta	E	53

LU, CS, VE, IV materyallerine ait örneklerin renk değerleri değişimlerinin incelendiği bu araştırmada, renk değerlerini karşılaştırmak için CIE L*, a*, b* ve ΔE^* parametreleri kullanıldı. Proteze yerleştirilen CS, LU, VE ve IV materyallerine ait renk ölçünleri ile elde edilen L*, a*, b* değerleri aşağıda belirtilen formülde yerine konularak ΔE_{00} değerleri hesaplandı.

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

Bu formül için L*, a *, b * değerleri beyaz arka plan üzerinde yapılan ölçümler üzerinden hesaplanmaktadır. Elde edilen ΔE_{00} değerleri kullanılarak materyaller arası zamana bağlı renk değişimleri değerlendirildi. Bu çalışma için tüm KL, KC ve KH değerleri 1.0'a ayarlandı. Klinik olarak %50:50 kabul edilebilir renk değişimi eşik seviyesi $\Delta E_{00}=3.70$ olarak belirlendi.

Tablo 4.2. materyallerin renginde meydana gelen zamana bağlı değişimleri göstermektedir. Çalışmada incelenen dört materyalin ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 1. ve 3. aya ait veriler incelendiğinde tüm materyallere ait değerlerin farkedilir renklenme eşiği olan $\Delta E_{00}=3.70$ değerinin altında kaldığı görülmektedir. 6. ayda ise, LU ve IV

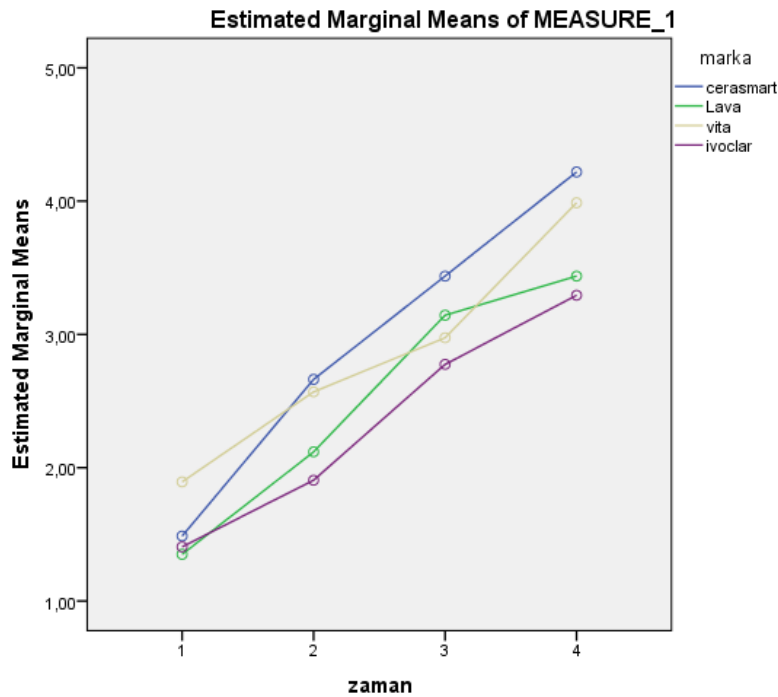
materyallerine ait ΔE_{00} değerleri 3.7 değerinin altında kalırken, CS ve VE materyallerinde klinikte farkedilir renk değişimi gözlenmiştir.

Tablo 4.2. Çalışmada farklı zaman dilimlerinde elde edilen ΔE ve standart sapma değerleri

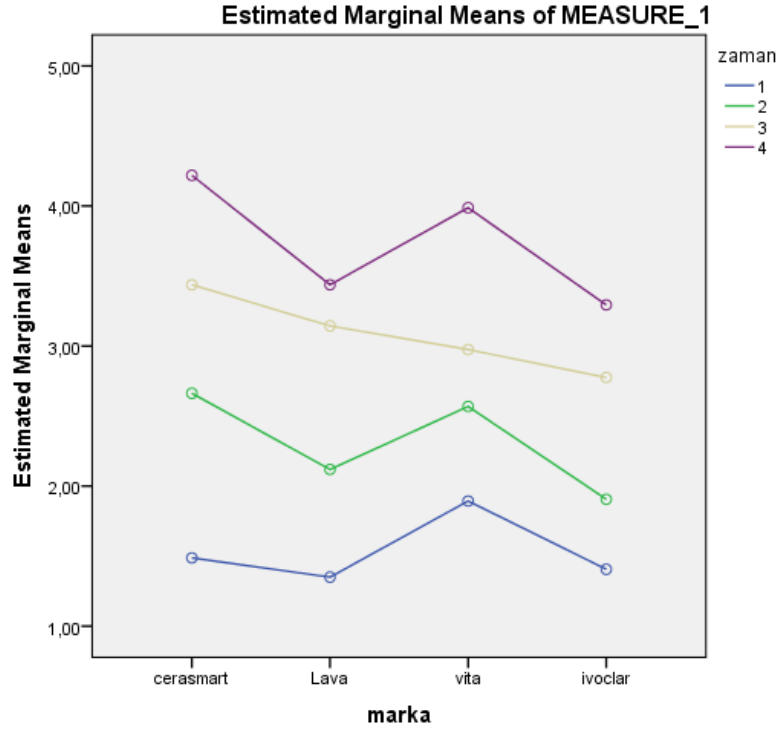
	1. ay	3. ay	6. ay
CS	2.66 $\pm$ 1.60	3.44 $\pm$ 1.73	4.22 $\pm$ 2.30
LU	2.12 $\pm$ 1.02 ^{ab}	3.14 $\pm$ 1.51 ^{b**}	3.44 $\pm$ 1.58 ^a
VE	2.57 $\pm$ 1.17 ^{ab}	2.98 $\pm$ 1.34 ^{b**}	3.99 $\pm$ 1.96 ^a
IV	1.91 $\pm$ 0.88	2.78 $\pm$ 0.85	3.29 $\pm$ 0.98

(Aynı satırda, farklı üst simge küçük harfler tarafından tanımlanan alt gruplar istatistiksel olarak farklıdır. * ve ** simgeleri zamanlar arası karşılaştırma için sırasıyla $p < 0.001$, $p < 0.05$ değerlerini ifade etmektedir.)

LU ve VE materyallerine ait ΔE_{00} değerleri zamanla istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermiştir. CS, IV materyallerinde ise 1., 3. ve 6. aya ait ΔE_{00} değerleri zamanla artmasına rağmen aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.



Şekil 4.1. Belli bir zaman dilimindeki materyallerin ΔE_{00} değerleri arasındaki ilişki



Şekil 4.2. Materyal-zaman arasındaki ilişki grafiği

5. TARTIŞMA

CAD/CAM sistemleri ile kullanılan rezin matriks seramikler başlığı altında farklı kimyasal içeriklere sahip üç adet bloğun *in vivo* renklenmelerinin değerlendirildiği bu çalışmada elde edilen bulgular doğrultusunda "farklı içeriklere sahip materyallerin kullanım sonrasında göstereceği optik değerler arasında fark vardır" olarak belirlenen sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel farklılık göstermemiştir.

Bu çalışmada kullanılan CAD/CAM malzemeleri, son dönemde popülaritesi artmış ve kullanımı yaygınlaşmış olan; Lava Ultimate (rezin nano seramik), Cerasmart (rezin nano seramik), Vita Enamic (polimer infiltre seramik ağ/hibrit seramik) materyalleridir. Güncel literatür değerlendirildiğinde, bu yeni nesil CAD/CAM materyallerine ait pek çok farklı sınıflama olduğu görülmektedir. Bu malzemeler ile ilgili yapılmış olan araştırmalar değerlendirildiğinde, yeni nesil CAD/CAM bloklarının "seramik/cam-seramikler", "seramik-polimerler" ve "rezin kompozitler" olmak üzere üç ana başlık altında inceleyebileceği düşünülmektedir. Bu tez çalışmasında kullanılan Lava Ultimate, Cerasmart ve Vita Enamic materyalleri "seramik-polimerler" başlığı altında değerlendirilebilir.

Son yirmi yılda seramik ve kompozitler dahil olmak üzere metal içermeyen CAD/CAM malzemeleri diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Restoratif klinik alanda, bu materyaller biyolojik ve estetik özellikleri nedeniyle önem kazanmakta, hastaların ve diş hekimlerinin artan talep ve beklentilerini karşılamak için olumlu tedavi sonuçları sağlamaktadır. Günümüzde ağız sağlığındaki gelişmeler diş hekimlerini daha az agresif dental tedavi tercihlerine yönlendirmiştir. Bu süreç geleneksel tedavileri ve beraberinde iş akışlarını değiştiren mevcut metal içermeyen malzemelerin geliştirilmesini teşvik etmiştir. Diş tedavilerinin mevcut durumu, zaman kazanımı ve hasta bakımındaki talepler açısından yaşam değişiklikleri ile birlikte, yüksek kaliteli restoratif tedavileri kolaylaştıran CAD/CAM teknolojisini kullanan daha hızlı ve düşük maliyetli dijital klinik iş akışlarının geliştirilmesine sebep olmuştur.⁽¹⁴³⁾

Dental tedavilerde kullanılan materyaller estetik beklentileri karşılamalı ve çiğneme sistemi ve ağız içi dokulara zarar vermeden fonksiyonel ihtiyaçları karşılayabilecek

özelliklere sahip olmalıdır. Fizyolojik yapısı ve yeme-içme fonksiyonu nedeniyle farklı bir ortam olan ağız ortamında materyallerin ilk günkü optik özelliklerini sürekli olarak koruması oldukça zordur. Bu açıdan bakıldığında ağız ortamına dayanıklılık ve estetik özelliklerini, kullanımları süresince koruyabilme özelliği restoratif materyaller açısından oldukça önemlidir.

Dental alanda özellikle ön bölgeyi kapsayan restorasyonlarda görünümle ilgili parametreler önem kazanmıştır. Estetik başarı için harcanan emek, zaman ve maddi olanaklar dolayısıyla bu bölgede elde edilen durumun uzun süreli olarak devam ettirilmesi gerekmektedir. Estetik denildiğinde ilk akla gelen şekil ve renk parametreleridir. Estetik materyaller ağız ortamında optik açıdan çeşitli değişikliklere uğrayabilirler. Metal seramik restorasyonlar veya tam seramik restorasyonlara dair bu konuda pek çok çalışma yapılmış, bu materyallerin renk stabiliteleri laboratuvar ortamında ve klinik olarak pek çok kez incelenmiştir.

Hibrit seramik materyaller, diş hekimliğindeki en güncel restoratif materyallerden biridir ve bu nedenle konu ile ilgili yapılan bilimsel araştırmalar sınırlı olup sonuçları yakın zamanda yayınlanmaya başlamıştır. Yayınlanan makaleler incelendiğinde hibrit seramiklerin mekanik özelliklerine odaklanıldığı, optik ve estetik açıdan henüz yeterince değerlendirilmediği gözlenmektedir.^(23, 144-149)

Restoratif materyallerin renk değiştirmesi hasta memnuniyetsizliğine ve restorasyonun yenilenmesi dolayısıyla gerekenden fazla maliyet ve zamana sebep olur. Estetik restorasyonların başarısındaki en önemli faktörlerden biri renk uyumu ve renk stabilitesidir.⁽¹⁵⁰⁾

Günümüzde hızla gelişen materyal teknolojis ve şartları değişen sosyal hayat ile estetik beklentilerimizi de hem hekim hem hasta olarak artırmıştır. Restorasyonlarda renk uyumunun iyileştirilmesine yönelik çalışmalar uzun yıllardır sürmektedir. Buna rağmen halen ideal özellikleri taşıyan bir materyalin geliştirildiğinden söz edilememektedir. Materyallerin renk uyumu artırıldığında, içerikte yapılan değişime bağlı olarak, kullanım süresi ve dayanıklılık gibi özelliklerde zayıflama ortaya çıkabilmektedir. Aksine, optik özellikleri iyileştirilen bir materyal; örneğin, aşırı sert bir hale gelip doğal diş dizisine veya çiğneme sistemine zarar verecek bir hale gelebilmektedir. Bu açıdan, materyalin renk ve optik özelliklerinin geliştirilmesinde

çiğneme sistemini ilgilendiren ve materyalin mekanik davranışını belirleyen özellikler de korunmalı veya geliştirilmelidir. Günümüzde halen sıklıkla uygulanan metal destekli seramik restorasyonlarda ışık geçirgenliğinin olmayışı restorasyonları doğal görünümünden uzaklaştırmaktadır. Sözü edilen ışık geçirgenliğinin, restorasyona doğallık, canlılık özellikleri kattığı bilinmektedir.^(151, 152) Üzerine işlenen porselen tabakanın ince olduğu durumlarda alt kısımda yer alan opak tabakası yansıyarak restorasyonun görünümünü olumsuz etkilemektedir. Bu dezavantajlar ve olumsuzluklar nedeniyle daha etkin ışık geçirgenliği sağlayacak materyallerin arayışına girilmiştir. Yapılan çalışmalarda, popüler olan rezin matriks seramik materyallerin doğal dişlerin çift yapılı (mine ve dentin) doğasına uygun optik özellikler gösterdiği belirtilmiştir.^(153, 154) Restorasyonların estetik başarısından ve doğala yakın sonuç beklendiğinde materyalin ışık geçirgenliği önemli bir faktördür.^(152, 153, 155) Bu sebeple çalışmanın polimer içerikli seramik ile gerçekleştirmesine neden olmuştur.

90'lı yıllar sonrası diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan zirkonya, estetik açıdan üstünlüğüyle metal destekli restorasyonlara önemli bir alternatif olmuştur.⁽¹⁵⁶⁾ Bununla birlikte, zirkonya destekli sistemler opak beyaz renge sahiptir ve hibrit seramiklerde mevcut olan doğala yakın translüsensinin aksine düşük translüsensi dezavantajını taşımaktadır. Her ne kadar zirkonya altyapı üzerine feldspatik porselen ilavesi ile daha estetik bir görünüm oluşturulsa da yine de bu dezavantajlar tamamıyla ortadan kalkmamaktadır. Ayrıca, bu şekilde ortaya çıkan yapı dental arka yer alan doğal dişlerle benzer mekanik özelliklere sahip değildir. Zirkonya altyapı üzerine seramik tabakalması yapılmış restorasyonlar çok sert yapıda olup zamanla aşınmamaktadırlar. Bu durum karşıt diş arkındaki doğal dişe zarar verebilmekte hatta parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında eklem yapısını da olumsuz etkileyebilmektedir. Hibrit seramiklerin doğal dişlere yakın aşınma ve benzer deformasyon kapasitesi gösterdiği kabul edilmiştir.⁽¹⁵⁷⁾ Ayrıca, fonksiyon sırasında porselenin zirkonya altyapıdan ayrılması (çipping) gibi sık karşılaşılan komplikasyonlarda söz konusudur.⁽¹⁵⁸⁻¹⁶¹⁾ Bu durum blok halinde üretilen rezin matriks seramiklerde görülmediğinden estetik fakat meydana gelebilecek ayrılmalara karşı zirkonya altyapılı estetik materyallere karşı hibrit seramiklerin tercih edilme sebebi olmuştur. Zirkonya altyapı üzerine işlenen porselende yavaş çatlak ilerlemesine dair olan eğilim, bu materyallerin klinik kullanımlarında kısıtlamaya neden olmaktadır.^(161, 162) Hibrit seramiklerde ise oluşan çatlak hattı hibrit ağ içindeki iç içe geçen polimer tabakası tarafından durdurularak

oluşumu engellenir.⁽⁶⁶⁾ Ayrıca meydana gelen kırıklar ya da materyal ekleme ihtiyacı doğan bölgelerin ağız içinde kompozit ile tamir edilebilme özelliği vardır.⁽¹⁶³⁾

Klinik olarak ortaya çıkan tüm bu olumsuzluklar dental materyal araştırmacılarını ve üreticileri doğal diş yapısına daha yakın ve yukarıdaki dezavantajları ortadan kaldıracak materyallerin geliştirilmesine yönlendirmiştir. Bu nedenle insan diş minesi ve dentininin mekanik özellikleriyle benzer özelliklere sahip bir dental materyal geliştirilmesi dental materyal bilimcilerinin uzun süredir temel amaçları arasındadır. Güncel materyallerde yapısal olarak daha az sertliğe sahip kompozitler seramikler ile birleştirilmiştir. Burada amaç seramiklerin optik özelliklerinden ve kompozit materyallerin mekanik özelliklerinden yararlanmaktır. Rezin kompozitlerin elastik modülünün dentine yakın olması özelliği ile seramiklerin uzun dönem estetik stabilitelerinin birleştirilmesinin olumlu bir alternatif oluşturacağı düşünülmüştür.⁽²³⁾ Bu bağlamda polimer infiltre seramikler ve rezin nano seramik materyaller üretilmiştir. Bu materyaller hem estetik hem de mekanik açıdan doğal dişlere yakın özellikler sergilemektedir. Hibrit seramiklerin ve rezin nano seramiklerin dental kompozitler veya seramiklerle karşılaştırıldığında doğal diş yapısına daha yakın özellikler sergilemesi, bu materyallere iyi bir alternatif olabileceğini göstermektedir. Hibrit seramik ve rezin nano seramikler ISE değerlerini taşımaktadır ve insan minesiyile benzer mekanik özellikler göstermektedir. Mine ve dentine eşdeğer mekanik özelliklere sahip olması materyalin implant destekli protezler için de uygun olduğunu göstermektedir.⁽⁷⁴⁾ Hibrit materyaller içeriklerinde Bis-GMA, UDMA, UTMA, Bis-EMA monomerlerini barındırmaktadır. Bu materyallerin ışık geçirgenliği karakteristiklerindeki farklılık; polimer matriksin kırılma indeksi, monomer tipi, doldurucu tipi, doldurucuların büyüklüğü, miktarı, içeriği gibi özelliklere bağlıdır.⁽¹⁶⁴⁾ Üreticiler hibrit materyalleri içeriklerindeki materyal oranlarını değiştirilerek farklı adlar altında piyasaya sürmektedirler.

Bu çalışmada kullanılan hibrit seramik ve rezin nano seramik materyaller diş hekimliğinde en güncel restoratif materyallerdendir. Yeni olmaları nedeni ile bu materyallerle ilgili laboratuvar ve klinik çalışmalar sınırlıdır. Bu çalışmalardan bazılarında söz konusu materyali kırılma dayanımının seramiğin rezin ile takviyesi sayesinde artırıldığı yönündedir.^(23, 74, 165) Araştırmacılar hibrit ve rezin nano seramik materyallerin kompozit doğal diş benzer mekanik özellikleri olduğunu ve bu nedenle özellikle implant destekli restorasyonlar gibi karşıt ark doğal diş aşınmasının problem

olduğu vakalarda umut verici olabileceğini belirtmektedir Bu materyallerin Young modülü dentine yakın, Vickers sertlik değerleri mine ve dentin arasında bulunmaktadır. Bu malzemeler, ince tabakalar elde edilecek şekilde kolaylıkla işlenebilirler.^(23, 74) Klinik gereksinime bağlı olarak, non-invaziv restorasyonlar için oldukça ince düzeyde işlenebilirler.⁽⁶⁶⁾ Bu nedenle, hibrit seramik ve rezin nano seramik malzemeler genç hastaların tedavisi, amelogenezis imperfekta gibi kalıtsal hastalıklardan mustarip hastalar veya brüksizm veya diş erozyonları olan hastalar için de etkili olabilir.

Bir nano seramik kompozit materyali olan CS materyali VE materyaline göre daha yüksek rezin içeriğine sahiptir. Yüksek eğilme gücü ile çiğneme basıncına karşı dayanıklıdır. Farklı renk ve çeşitli translüsensi oranlarıyla diş hekimliği alanında kullanıma sunulmuştur. Benzer özelliklerle piyasaya sürülmüş bir diğer materyal ise bir rezin nano seramik olan LU'dur. LU karşıt dentisyon için daha az aşındırıcıdır ve minimal diş preparasyonu ile restorasyonlar üretilebilmektedir. Kabul edilebilir estetik özellikleri, güçlü yapıları ve aşınmaya dirençli yapılarıyla CAD/CAM uygulamalarında porselen bloklara önemli bir alternatif olarak sunulmaktadır. Benzer şekilde, CAD/CAM teknolojisi ile restorasyon üretilen VE materyali seramik ve polimer özelliklerini birleştirmektedir. Bu, yapı "polimer infiltre seramik ağı" [polimer infiltrated seramik network (PICN)] yapı olarak isimlendirilir, seramik ve polimerin iki iç içe geçmiş ağları ile bir hibrid yapıdan oluşur.⁽¹⁶⁶⁾ Feldspatik porselen ve akrilat polimer ağının bu yeni yapısı sayesinde, bu materyal dentine yakın bir elastikliğe, yüksek bükülme dayanımına ve benzer bir aşınmaya sahiptir. Diş dokusunun korunması için preparasyon oldukça konservatif ve az miktarda olmak üzere hazırlanabilir ve materyal çok ince hazırlanabilir (0.2-0.5 mm; VITA Zahnfabrik).

İnsan gözü, aldığı veriyi beyinde işleyerek, rengi algılama ve iki nesne arasındaki renk farklılıklarını tespit etmede oldukça başarılıdır. Ancak bellekte yer alan renk değerlendirmesi ölçülemeyen, karşılaştırılamayan ve doğru bir şekilde tarif edilemeyen bir kavramdır.^(167, 168) Optik değerlendirmeler sırasında renk farklılıklarının bizim tarafımızdan ayırt edilip edilmemesi subjektif bir durum yaratmaktadır. Bu amaçla, rengi ölçen ve renk iletimini sağlayan çeşitli araçlar geliştirilmiştir. Bazı araştırmacılar renk ölçümlerinin görsel olarak yapılabilceğini ancak renk cihazları kullanılarak yapılan ölçümlerin daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir.⁽¹⁰⁵⁾ Ayrıca görsel ölçümlerin; testin yapıldığı çevresel faktörlere,

referans alınan renk skalasının güvenilirliğine, ölçüm yapan kişinin fizyolojik ve psikolojik ruh haline, göz yorgunluğuna bağlı olarak hatalı sonuçlar verebileceğini bildirmişlerdir. Çalışmalara göre ölçümler sonucunda $\Delta E < 1$ (ΔE : Renk farklılığı) olduğu durumlarda insan gözünün yetersiz olduğu belirtilmiştir.⁽¹⁶⁹⁾ Renk cihazı olarak sıklıkla spektrofotometre ve kolorimetreler tercih edilmektedir. Spektrometreler de diş hekimliğinde alternatif renk ölçüm cihazları olarak sunulmuştur. Kolorimetreler, sabit bir ışık kaynağı ve görme açısı kullanarak tristimulus değerlerini sadece üç renk sensörü ile ölçebilen aletlerdir; ancak spektrofotometreler çoklu sensör sistemi ile çalışarak daha detaylı renk ölçümü yapabilme olanağı sunmaktadır. İnsan gözünün saptayamayacağı renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler.⁽¹⁰⁵⁾ Spektrofotometreler, renk çalışmalarında, diş ve renk skalalarının rengini belirlemek ve kor seramiklerinin translusensilerini değerlendirmek amacıyla kullanılmıştır.⁽¹⁷⁰⁾ Spektrofotometre cihazı her bir ölçümde CIE L*a*b* diyagramındaki L*, a*, b* eksenlerindeki değerlerini verir. Kolorimetrelerden farklı olarak metamerizmi de değerlendirebilmektedirler. Paul ve ark.⁽¹²⁰⁾ spektrofotometrik aletlerle yapılan optik farklılık ölçümünün insan gözü ile yapılan değerlendirmelere göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmiştir. 0.48 ΔE hata payı ile yüksek derecede tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini tespit etmişlerdir.⁽¹⁷¹⁾ Dozic ve ark.⁽¹⁷²⁾ beş renk ölçüm cihazının performanslarını değerlendirdikleri çalışmalarında; spektrofotometrenin *in vivo* ve *in vitro* koşullarda en yüksek doğruluk gösterdiğini ve en güvenilir cihaz olduğunu vurgulamışlardır. Kolorimetre cihazları uzun süre kullanım ve filtrelerin yağlanması nedeniyle spektrofotometreye göre daha az tekrarlanabilir sonuç verir ve bozulmaya karşı daha hassaslardır.^(105, 173) Bu çalışmada kullanılan Vita Easysshade spektrofotometre ile hem laboratuvar hem de klinik koşullar altında güvenilir objektif ve tekrarlanabilir renk ölçümleri elde edilebildiği bilinmektedir.^(46, 120, 155, 174) Bu nedenle bu çalışmada renk değerlendirme işlemleri için daha hassas sonuçlar alabilmemizi sağlayan Vita Easysshade spektrofotometre kullanılmıştır.

Renk farklılığını tanımlayan ΔE değeri, iki cismin veya iki rengin renk uzayında birbirlerine göre olan uzaklığını matematiksel olarak ifade etmektedir. Paravina ve ark.,⁽¹²⁷⁾ monokromatik dental seramik örnekler üstünde renk farkının algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşiğini araştırdıkları bir çalışmada ΔE_{76} renk sisteminde 50:50% algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{76}=1.2$ olarak bulunurken, 50:50% kabul edilebilirlik eşiği $\Delta E_{76} = 2.7$ olarak tespit edilmiştir. Bununla birlikte ΔE_{00} renk sisteminde 50:50%

algılanabilirlik eşiği $\Delta E_{00}=0.8$ olarak bulunurken, 50:50% kabul edilebilirlik eşiği $\Delta E_{00}=1.8$ olarak tespit edilmiştir.

ΔE değeri materyaldeki renk değişikliği oranına dair bir bilgi sunmaktadır ve bu nedenle bu değere özgü olarak literatürde belirli sınır değerler mevcuttur. Renk değişiminin klinik olarak kabul edilirliliğine dair belirlenen bu sınır değerler genellikle bilimsel araştırmalara katılan gözlemcilerin subjektif değerlendirmeleri temelinde yapılmaktadır.⁽¹⁷⁵⁾ Bu nedenle ΔE_{00} değerinin klinik olarak kabul edilebilirliğine dair kesin bir değer bulunmamaktadır. Klinik kabul edilebilirlik değerleri genel olarak 2.0 ve 5.5 değerleri arasında değişmektedir.⁽¹⁷⁶⁻¹⁷⁹⁾ Johnston ve ark.⁽¹⁸⁰⁾ 3.7 değerini klinik olarak kabul edilebilir eşik değer olarak bildirmiştir ve pek çok çalışmada bu değer referans alınmıştır.^(181, 182) Renk algılama durumu ortamın ışığı, yüzey yapısı, materyal çeşiti, kullanılan cihazların farklılıkları ve daha da önemlisi bireylerin renk algılarına bağlı olarak değiştiği için referans alınacak eşik değer konusu günümüzde hala tartışmalıdır.⁽¹⁸¹⁾ Zenthöfer ve ark.⁽¹⁸²⁾ renk farklılıklarının algılanabilirlik eşik değerinin 3.7, kabul edilebilirlik eşiğinin 5.5 ya da 6.8 olduğunu ve renk belirleyicilerin ΔE_{00} değerlerinin bu değerlerden daha düşük olması gerektiğini bildirmektedir. Bu çalışmada ise 3.7 değeri klinik kabul edilebilirlik eşik değeri için referans değer olarak kabul edildi.

CIELAB sistemi bu cihazlar tarafından yapılan ölçümün nicel temsilini sağlamaktadır. Endüstriyel uygulamalarda, cihazlarla ölçülen ve görsel olarak ölçülen renk değerlendirmeleri arasındaki doğruluğu arttırmak için son zamanlarda, CIE tarafından yeni bir CIELAB bazlı renk farkı formülü (CIEDE2000) önerilmiştir.⁽¹⁸³⁾ Resmi anlamda, renk farklılığı hesaplamasında kullanılan son formül olarak kabul gören bu formülün; deneysel anlamda minimal renk farklılıklarının saptanmasında, CIELAB formülüne göre daha kesin sonuçlar verdiği bildirilmiştir.⁽¹⁸⁴⁾ Bu nedenle bu çalışmada renk farklılığını hesaplamada, CIEDE2000 formülü kullanıldı. Renk farklılıklarının hesaplanması daha çok renk mühendisliği alanına girdiğinden, CIEDE2000 formülünün doğru bir şekilde uygulanabilmesi için bilim insanlarına yardımcı olmak amacıyla Sharma ve ark.⁽¹⁸⁵⁾ yayınladığı makale ve bu makale beraberinde sunulan program, değerlerin hesaplanmasında kullanıldı.

Yapılan bazı çalışmalarda; rutin CIEDE2000 formülünde önerilen parametrik faktörler (KL=1, KC=1 ve KH=1) yerine, CIEDE2000 (2:1:1) formülizasyonundaki (KL=2,

KC=1 ve KH=1) parametrik faktörlerin kullanılması sonucu; görsel algıyla daha uyumlu sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir.^(184, 186) Ancak bu konunun tam anlamıyla kabul görebilmesi için daha fazla çalışma yapılması gerektiğinden bu çalışmada, CIE tarafından önerilen⁽¹⁸³⁾ ve kabul gören parametrik faktörler (KL=1, KC=1 ve KH=1) kullanılmıştır.

Restorasyonun tamamlanması sonrası doğal dişler ile restorasyonların renk tonu arasındaki estetik ve uyum mükemmel olabilir, ancak zamanla dental restorasyonların rengi farklı faktörler nedeniyle değişme eğilimindedir.⁽¹⁸⁷⁾ Restorasyonların başarılı estetik prognozu büyük ölçüde uzun bir süre sonra restorasyonların ilk renk tonunun korunmasına bağlıdır. Renk değiştiren faktörler arasında, dental materyallerin bileşimi ve bileşenleri, materyallerin lekelenme direncinde büyük öneme sahiptir, çünkü bazı bileşen materyalleri restorasyonların tüm tonunu değiştirme eğilimindedir.⁽²³⁾ PICN malzemeleri yapılarında hem seramik hem de polimer içerirler. Yapılarındaki polimer zincirleri ve yüksek seramik içeriği nedeniyle renk bozulmasına bağlı bazı dezavantajlara da sahip olabilirler. Diş hekimliğinde polimerlerin önemli bir komplikasyonu renklenme eğilimidir.⁽²³⁾ Dental endüstrideki yeni ürünlerle oluşan geniş CAD/CAM ürün yelpazesi sonucunda ortaya çıkmış mevcut materyallerin klinik davranışını değerlendiren kanıta dayalı çalışmalara ihtiyaç vardır.⁽¹⁸⁸⁾

Bu çalışmada kullanılan materyaller lamina veneer gibi estetik önceliği olan tedavilerde tercih edilen materyaller arasındadır. Tedavi sonuçlarını iyileştirmek ve başarı oranlarını arttırmak amacıyla, teknik ve materyal geliştirme çalışmaları devam etmektedir.⁽¹⁸⁹⁻¹⁹¹⁾ Lamina veneer restorasyonlarda karşılaşılan en önemli zorluklardan biri minenin sınırlı preperasyonu ile ideal estetik sonuçlar elde etmektir.⁽¹⁹²⁾ Porselen lamina veneer kalınlığının 0.3 ile 1.5 mm arasında değiştiği bilinmektedir.^(193, 194)

Bazı araştırmacılar materyal içeriği ile birlikte çalışılan materyal kalınlığının optik özellikleri değiştirebileceğini savunmuşlardır. Materyallerin kalınlığı arttıkça ışığın materyal içinde aldığı yol artmaktadır. Bunun sonucunda ışık daha fazla absorbe edilmekte ve yayılmakta, materyalden geçen ışık miktarı azalmaktadır.⁽¹⁹⁵⁾ Böylece, opak tabakadan daha az ışık yansır. Bir cisimden geri dönen ışık miktarı azaldıkça L* değeri de azalmaktadır.⁽¹⁹⁶⁾ Daha önce yapılan çalışmalarda farklı kalınlıktaki tam seramik sistemlerinin ışık geçirgenliği incelenmiş, sonuç olarak materyal kalınlığının, optik parametreleri doğrudan etkilediği bildirilmiştir.⁽¹⁹⁵⁾

Bir çalışmada, zirkonya takviyeli lityum silikat seramik (Celtra Duo), lityum disilikat cam seramik (IPS e.max CAD), rezin nanoseramik (Lava Ultimate), polimer ağ içerikli cam seramik (VITA ENAMIC), zirkonya takviyeli lityum silikat (VITA SUPRINITY) ve zirkonya (VITA YZ HT) dan oluşan altı farklı CAD/CAM restoratif bloğu lamina veneer (0.7 mm) ve tam kron uygulaması (1.3 mm ile 1.5 mm) için 2 kalınlıkta olacak şekilde örnekler hazırlanmıştır. Resin nano seramik grubunda lamina veneer örneklerinde (0.7 mm) diğer veneer kalınlığındaki materyallere göre belirgin bir renk değişikliği görülmüştür. Hibrit seramik (Vita Enamic) örneklerde ise lityum disilikat içerikli örneklerle göre daha fazla renk değişimi gözlenmiştir. Sonuç olarak resin nano seramik (Lava Ultimate) ve örneklerde yapılan işlemler sonrasında oluşan renk değişimi kabul edilebilir eşiğin üzerinde renklenme göstermiştir.⁽¹⁹⁷⁾ Bu tez çalışmasında ise LU ve VE arasında gerek fark edilir renk değişikliği, gerekse ΔE_{00} değerleri arasında istatistiksel bir farklılık bulunmamıştır.

Kalınlığın etkisini inceleyen başka bir çalışmada da 3 farklı CAD/CAM restoratif materyal olan Vita Enamic, Lava Ultimate, IPS e.max ve nano kompozit resin CADFiltek Supreme Ultra Universal'in renklenmeleri incelenmiştir⁽¹⁹⁸⁾ Örnekler 0.5-0.7 mm ve 1-1.2 mm kalınlıkta olacak şekilde gruplar oluşturulmuştur. Renklenme üzerinde materyal kalınlığının önemli ortak bir değişken olduğu belirtilmiştir. Değişimlerde elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri nano hibrit kompozit resin için 4.34, resin nanoseramik için 3.66, hibrit seramik için 1.35 ve lityum disilikat seramik için 0.43 ΔE_{00} değerleri elde edilmiştir. Resin nano seramik ve nano kompozit rezinde yüksek renk değişimleri gerçekleşmiştir. Lityum disilikat seramikte klinik olarak bir renk değişimi görülmemiştir.⁽¹⁹⁸⁾ Bu tez çalışmasında ise hibrit seramik materyal olan VE için ΔE_{00} 1., 2. ve 3. ay değerleri sırasıyla 2.57, 2.98 ve 3.99 olarak bulgulanmıştır. Bulgu farklılıklarının bu çalışmaların *in vivo* ve *in vitro* farklılıklardan kaynaklanabileceği söylenebilir.

Arif ve ark.⁽¹⁹⁷⁾ ve Acar ve ark. ⁽¹⁹⁸⁾ çalışmalarında materyal kalınlığının azalmasıyla renk değişiminin arttığını belirtilmiştir. Ayrıca, cam seramiklere göre içeriğindeki resin miktarının artmasıyla renklenmenin arttığı gözlenmektedir. İki farklı resin içerikli seramikteki farklı renklenmenin sebebi olarak ise içeriklerindeki farklı monomerlerden (LU içeriğindeki bis-a glisidil metakrilat) kaynaklanabileceği belirtilmiştir.

Gargara ve profilaksi pastalarının optik değerleri değiştirebilme durumunu sorgulayan bazı çalışmalarda mevcuttur. Lava Ultimate, Vita Enamic, Ips Emax materyallerine ağız gargaralarıyla oluşabilecek renk değişiklikleri *in vitro* incelenmiş ve beyazlatıcı gargara kullanımının polimer infiltre edilmiş seramiklerde, felspatik seramiklerde ve lityum disilikat seramiklerde önemli ölçüde fazla renk değişikliğine yol açtığı belirtilmiştir. Rezin nano seramik örneklerde sadece beyazlatıcı ağız gargarasının renk farkı oluşturduğu belirtilmiş ancak farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir.⁽⁸⁾ Bu çalışmada ise LU ve VE arasında gerek istatistiksel olarak gerekse gözlemci tarafından fark edilebilen renk değişikliği bakımından farklılık gözlenmemiştir. Ayrıca bu tez çalışmasında katılımcı bireylerin ağız gargarası kullanmamaları önerilmiştir. Liebermann ve ark.,⁽¹⁹⁹⁾ 2018 yılında yayınladıkları *in vitro* çalışmalarında, dokuz farklı profilaksi pastasının, CAD/CAM rezin materyalindeki renklenme, parlaklık ve yüzey özellikleri üzerine etkilerini araştırmışlardır. Materyal olarak Cerasmart'ı kullanan araştırmacılar, profilaktik cila pastalarının yüzey bitirme ve parlatma işlemlerini geliştirdiğini, renklenmeleri kaldırmada markalar arasındaki farklılıkların minör olduğunu ve çok aşamalı sistemlerin özenle uygulanmasının önemini rapor etmişlerdir. Bu tez çalışmasında ise bitirme ve parlatma işlemlerinin farklılık oluşturmaması için, bu aşamalar standart ve özenli bir şekilde uygulanmıştır.

Optik özellikleri etkileyen diğer önemli bir faktör de yüzey özellikleridir. Pürüzlü yüzey materyalin optik özelliklerini ve renk stabilitesini doğrudan etkilerken, aynı zamanda plak retansiyonu sebebiyle periodontal probleme, karşıt dentisyonda aşınmaya, restorasyonun dayanımında azalmaya ve yapısında çatlak oluşumuna sebep olabilir. Materyal yüzeyindeki pürüzlülükler, birer stres kaynağı oluştururlar ve daha küçük streslerde bile kırılmalar meydana gelebilir. Jager ve ark.⁽²⁰⁰⁾ bu sebeple yüzey bitirme işlemlerinin, diş hekimliğinde kullanılan porselenlerin dayanıklılıklarına olan etkilerini araştırmışlar ve dört farklı ticari markaya ait seramik materyali üzerinde, elmas diskler ile manuel polisaj ve glaze işlemleri uygulamışlardır. Yapılan dayanıklılık testi ve SEM sonucunda yüzey pürüzlülüğü ve biaksiyal dayanıklılık arasında bağlantı olduğu gösterilmiştir. Yüzey düzgünlüğü arttıkça, porselenlerin dayanıklılığının arttığını belirtmişlerdir.⁽²⁰⁰⁻²⁰²⁾

Yüzey işlemlerinin optik özellikler üzerine etkisini incelen bir başka çalışmada ise materyalleri lityum disilikat seramik (IPS e.max CAD), iki rezin nanoseramik (Lava

Ultimate, GC Cerasmart), ve polimer infiltre seramik ağı (Vita Enamic) olarak belirlenmiştir. Gruplar kontrol, hidroflorik asit uygulaması, hava partiküllü abrazyon, 2W ve 3W Er,Cr:YSGG lazer uygulamasından oluşturulmuştur. Lityum disilikat için renk değişimi klinik olarak algılanabilir seviyenin altında bulgulanmıştır. Rezin bazlı örneklerde renk değişimi algılanabilirlik eşiğinin üzerinde bulunmuştur. Asitleme ve 3W lazer ışınlarının uygulandığı Vita Enamic örneklerinde yüksek renk değişikliği değerleri gözlenmiştir. Rezin bazlı materyellerde yüzey işlemleri sonrasında yarı saydamlıkları önemli ölçüde azalmıştır.⁽²⁰³⁾

Özarslan ve ark.⁽²⁰⁴⁾ üç farklı yüzey polisaj ve bitirme prosedürlerinin polimer infiltre seramiğin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine olan etkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, laboratuvarında kullanılan teknik yerine klinikte uygulanan teknik sonrası glaze uygulamasının yüzey pürüzlülüğü ve renk açısından daha iyi klinik performans gösterdiğini bildirmişlerdir.

Başka bir çalışmada *in vitro* gerçekleştirilen deneylerde; Vitablocs Mark II, VITA Enamic, and VITA Suprinity'den oluşan şekilde 90 örnek elde edilmiştir. İlk grup glazürlenmiş halde kontrol grubu elde edilmiş, 2 grupta üretim tamamlandığında polisaj yapılmış 3 grupta ise bitim ve polisaj sonrası tekrar glazür uygulanmıştır. Deney sonucunda bütün CAD/CAM örneklerde renk değişimin olduğu belirtilmiş ancak en fazla renk değişimi bitim ve cilalama yapılan grupta görülmüştür. Vita Enamic'ten oluşan grupta en yüksek renklenme değeri görülmüştür.⁽²⁰⁵⁾ Mevcut çalışmada ise incelenen materyaller arasında sadece VE, CS ile fark edilir renklenme açısından farklılık göstermiştir

In vitro ortamda hibrit seramik (Vita Enamic), CAD/CAM kompozit blok (Grandio blocs) ve lityum disilikat seramik (Emax CAD LS) örneklerin termal siklus ve renklenmeye maruz bırakıldıktan sonra materyal türünün, bırakılan solüsyonun türünün, yaşlandırma seviyesinin renklenme üzerinde anlamlı bir değişime sebep olduğu belirtilmiştir.⁽²⁰⁶⁾ Vita Enamic örneklerin renklenme düzeyi lityum disilikat ve kompozit blokların renklenme düzeyinin arasında bulunmuştur. Tüm yaşlandırma aşamaları sonrasında renk değişikliği büyük ölçüde farklı değerler göstermiştir. Hibrit seramik ve lityum disilikat örneklerde ΔE kabul edilebilir eşik seçilen değerinin altında sonuç elde edilmiştir.⁽²⁰⁶⁾ Polisajlama sonucunda Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Vitablocs Mark II materyalleri ile farklı yüzey bitirme

teknikleri incelenmiştir. Değerlendirilen tüm parametreler (yaşlandırma, malzeme türü ve bitirme cilalama prosedürleri) arasında anlamlı bir etkileşim olduğu belirtilmiştir. En yüksek ΔE değeri Lava Ultimate-cilalanmış ($\Delta E^*=22.7$) örneklerinde, en düşük ΔE değerleri ise Vita Mark 2 ($\Delta E^*=0.86$) kontrol grubunda bulunmuştur. Bu çalışmada ise LU, VE ve IV arasında gerek farkedilir renklenme gerekse ΔE değerleri arasında istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. Sadece CS örneklerde 6 ay sonunda diğer gruplara göre gözlemci tarafından fark edilmez renk değişimi bulgulanmıştır.

CAD/CAM malzemelerin optik özelliklerinin, malzeme türünden ve uygulanan yüzey bitirme ve cilalama prosedüründen etkilenebileceği belirtilmiştir. Seramik malzemeler için, renk kararlılığı açısından manuel polisaj veya cilalama önerilmiştir. Test edilen malzemelerin farklı kimyasal bileşimleri düşünüldüğünde bu şaşırtıcı bir sonuç değildir. Birkaç çalışma, malzemenin yüzey kalitesinin ve renk bozulma oranının kristal yapı, polimerik matris, dolgu boyutu ve formundan etkilendiğini ortaya koymuştur.⁽¹⁹⁸⁾ İnorganik seramik parçanın ağırlıkça kütle yüzdesi LU için %80, CE için %79 ve VE için %86'dır.⁽²⁰⁷⁾

Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin zamanla oluşan renk değişimi, protezlerin estetik kullanımını etkilemektedir. Bazı *in vivo* çalışmalarda yeme alışkanlıklarıyla birlikte ağız hijyen koşullarında bu yapay dişlerde renk değişikliğine yol açabileceği bildirilmiştir. Hastaların demografik yapısının, günlük davranışların renk parametrelerine etkisi olduğu belirtilmiştir. Çoğu çalışmada *in vitro* koşullarda protez dişlerin renk stabilitesi incelenmiştir. Bu çalışmalar sonucunda da 1.82 ile 7.94 ΔE değerleri arasında sonuçlar elde edilmiştir.⁽²⁰⁸⁾ Yapılan bir *in vivo* çalışmada akrilik dişlerde 1.83 ile 11.03 ΔE değerleri arasında renk değişimi elde edilmiştir. Bu meydana gelen kabul edilebilir seviyeden yüksek renk değişimi fazla olmasına rağmen çalışmadaki katılımcılar tarafından fark edilmediği belirtilmiştir. Günlük alışkanlıklarında renklendirici ajanlara maruz kalan gruplarda değişimin daha fazla olduğu belirtilmiştir.⁽²⁰⁸⁾ Bu çalışmada akrilik rezin yapay diş olan IV ve LU, VE arasında 6 ay sonunda gözlemci tarafından farkedilir renk değişikliği ve ΔE 'leri arasında istatistiksel farklılık bulgulanmamıştır. Akrilik rezin yapay dişler sadece CS'den farkedilir renklenme açısından farklılık göstermiştir. Akrilik rezin protez dişlerin *in vivo* renk değişimleri üzerine çalışmalar artırılabilir.

Bu tez çalışmasında materyallerin ΔE değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Tüm materyallerin ΔE değeri ortalamaları 6. aya doğru artmıştır, bununla birlikte CS ve VE materyalinin 6. ay ölçümleri hariç hiçbir materyalin ΔE değeri klinik kabul edilebilirlik eşiği olan 3.7 değerini aşmamıştır. Literatürde bulunan benzer materyaller ile yapılan *in vitro* çalışmalara paralel sonuçlar bulunmamıştır. Bu nedenle, *in vitro* ortamın ağız ortamını taklitinin ne derece eşleştığının sorgulamasına neden olabilir.

Materyal içeriğinin etkisini inceleyen Stawarczyk ve ark.⁽²⁰⁹⁾, 2015 yılında yaptıkları araştırmada CAD/CAM ile kullanılabilen farklı materyallerin renk stabilitesini değerlendirmek amacıyla, hazırladıkları örnekleri, 14 gün süreyle farklı solüsyonlarda bekletmişlerdir. Kırmızı şarapta bekletilen örnekler arasında, en yüksek ΔE değeri Cerasmart ($\Delta E=19.7$) materyalinde elde edilmiştir. Onu sırasıyla Lava Ultimate ($\Delta E=15.1$), Vita Enamic ($\Delta E=13.6$), Empress CAD ($\Delta E=6.9$) ve e.max CAD ($\Delta E=3.1$) blokları takip etmiştir. Çalışmanın sonucu olarak, cam seramiklerin renk değişim değerlerinin, seramik-polimer materyallerden anlamlı derecede düşük olduğu belirtilmiştir.⁽⁶¹⁾ Bu çalışmada hem VE hem de LU için benzer ΔE değerleri bulgulanmıştır. Polimer içerikli materyaller yapıştırma prosedürleri ve kullanım kolaylıklarından dolayı piyasaya sürüldüklerinden itibaren yaygın olarak kullanılmaktadırlar.⁽²¹⁰⁾

Bu çalışma sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulgulanmamıştır. Elde edilen 6.ay ΔE değerlerini azalan şekilde sıraladığımızda CS>VE>LU>IV, CS=4.22, VE=3.99, LU=3.44, IV=3.29'dir. Birbirine yakın bu değerlerin sebebi olarak benzer oranlardaki inorganik içerik miktarları (LU=%80, CS=%79, VE=%86) gösterilebilir. Yapılan başka bir renk değişimi takibi çalışmasında elde edilen sonuçlar LU>CS>VE>VS>VM, LU=20.33, CE=17.29, VE=6.60, VS=1.96, VM= 1.54 olarak elde edilmiştir (VS: Vita Suprinity, Zirkonya takviyeli lityum disilikat, VM: Vita Mark 2, Feldspatik seramik).⁽²⁰⁷⁾ Burada elde edilen düşük ΔE değerlerinin (VM ve VS) sebebi seramiklerde görülen yüksek renk stabilitesi özelliğinden kaynaklanmaktadır. Üstelik, materyaller daha kararlı madde içerdiğinde, renk bozulması daha homojen bir şekilde meydana gelir ve daha yüksek renk kararlılığı sağlar. Ayrıca, karşılaştırılan çalışmada örnekler UV yaşlandırma sonucunda elde edilmiştir. *In vitro* düzenekteki UV yaşlandırma burada gözlenen

büyük değer farklılığının sebebi olabilir. Buradaki optik değerlerin farklı olmasının bir sebebi de çalışmada örneklerin hazırlanması amacıyla CAD/CAM sistemini tercih etmemiz olabilir. Örnek gösterilen çalışmada ve literatürü incelediğimizde örnekler düşük hızlı bir cihazla hazırlanmıştır.^(61,209) Bu da hem elde edilen örneklerin anatomik formlarda olmaması, düz tabakalar halinde olmasını ve yüzey özelliklerin ister istemez manual cilalanmasına rağmen farklı sonuçlar elde edilmesine sebep olmuş olabilir.

Gerçekleştirilen bu çalışmada en yüksek renk değişim değeri CS örneklerinde elde edilmiştir. CS materyali içerik bakımından değerlendirildiğinde yapısında renklenmeye dirençli UDMA'nın bulunduğu, su absorpsiyonu yüksek olan Bis-GMA ve TEGDMA içermediği görülmektedir. Yapısında yer alan Bis-MEPP'in yanında bu durumun daha düşük renk değişimlerinin gözlenmesinde etkisi olduğu düşünülebilir. CS materyalinde bu içeriklere rağmen diğer örneklerden daha yüksek değerlerin gözlenmesi ve eşik değerin aşılması durumu diğer iki hibrit materyalden ayrı olarak yapısında bulundurduğu Bis-MEPP, silika ve baryum içeriğine bağlanabilir. Başka bir çalışmada beş farklı CAD/CAM bloğundan elde edilmiş örneklerle [IPS e.max (IPS), Lava Ultimate (LU), Cerasmart (CS), Vita Enamic (VE), Crystal Ultra (CU)] termal siklus ve ardından kahveye daldırılma ile gerçekleştirilen bir *in vitro* düzenek kurulmuştur. Major renk değişimi kahveye daldırılan rezin nano seramiklerde (LU VE CS) ($\Delta E_{00} = 2.45$ ve 2.09) görülmüştür. Polimer infiltre seramik ağ malzemelerinde (PICN) (VE ve CU) ($\Delta E_{00} < 1.8$) görülen değişim kabul edilebilir düzeyde kalmıştır. CU örnekleri resin nano seramikler ile karşılaştırıldığında daha iyi renk stabilitesi göstermiştir. Bunun yanında VE (PICN) ve lityum disilikat içerikli cam seramikler ile karşılaştırıldığında da daha yüksek renk değişimi elde edilmiştir.⁽²¹¹⁾ Bu çalışmada incelenen materyaller arasında VE materyali sadece CS'den gözlemci tarafından farkedilir renk değişikliği konusunda farklılık göstermiştir. Resin içeriğinin CS ve LU gibi resin matris seramikler Bis-GMA ve onun etoksilenmiş formu olan Bis-EMA gibi monomerlerin içermesi olduğu düşünülebilir.⁽²¹²⁾

Renk değişikliği genellikle materyalin içindeki resin komponentinin su emiliminin bir sonucu olarak ortaya çıkar. Resin matrisin türü materyalin renginin devamlılığında temel rol oynar. Hem VE hem de LU malzemeleri hidrofobik üretilen dimetakrilat (UDMA) ve hidrofilik trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'dan oluşur,⁽²¹²⁾ TEGDMA daha fazla su emilimi gösterir ve bu nedenle herhangi bir hidrofilik renklendiricinin resin matris içine penetrasyonuna izin verir. LU bisfenol A-glisidil

metakrilat (Bis-GMA) ve etoksilat (Bis-EMA) versiyonu içerir. Bis-GMA'nın UDMA, TEGDMA ve Bis-EMA ile karşılaştırılması en yüksek su absorpsiyonu yaptığını göstermiştir.⁽²¹³⁾ Önceki çalışmalarda UDMA'nın düşük su absorpsiyonu ve çözünürlük karakteristiği sayesinde Bis-GMA'ya göre renk değişimine daha dayanıklı olduğu rapor edilmiştir.^(209, 214) Bis-GMA monomeri yüksek su absorpsiyonu nedeniyle rezin nano seramik materyallerde daha yüksek renk değişiminden sorumludur. Bu konu daha ileri çalışmalarla değerlendirilmelidir.

Bu çalışmada elde edilen ΔE değerleri *in vivo* ortama ait ΔE değerleridir. Literatürdeki, *in vitro* çalışmalardaki ΔE değerlerine göre oldukça düşüktür. *In vitro* çalışmalarda kurulan düzeneklerde kahve ve şarabın saf içeriğiyle materyallere uygulanması bu duruma neden olmuş olabilir. Ağıza alınan sıvılar tükürük ile birleşir ve restorasyon yüzeyiyle uzun süreli ilişkisi bu şekilde sağlanır. Tükürüğün pH değeri yaklaşık olarak ortalama 6.7 civarı yani nötr değerlerdedir. Tükürük ile karışan sıvılar git gide daha nötr değerlere yaklaşır. Renklenme oranının düşük pH'lı ortamlarda daha yüksek olduğu, kahve ve şarabın bu nedenle renklenmeye sebep olduğu, renk pigmentlerinin bu ortamda daha kolay rezin içeriğe penetre olabildiği farklı çalışmalarda gösterilmiştir.^(215, 216) Ayrıca, alkol ve yüksek konsantrasyondaki pigment molekülleri de bu farklı ΔE_{00} değerlerine ulaşmasına sebep olabilir.⁽²¹⁷⁻²¹⁹⁾ *In vitro* bir çalışmada IPS Empress CAD (Ivoclar), IPS e.max CAD (Ivoclar), ve Lava Ultimate CAD (3M ESPE)'dan üretilen örnekler üzerinde gargaraların alkol içeriğinin renklenmeye etkisi incelenmiş ve alkol içeriği en fazla olan Tantum Verde'ye maruz kalan örneklerin en yüksek ΔE değerleri gösterdiği alkol içeriği en az olan Klorhex ile en düşük ΔE değeri elde edildiği görülmüştür. En yüksek renklenmesinde homojen seramik materyallere kıyasla rezin içerikli seramik örneklerde görüldüğü bunun beklenen bir sonuç olduğu belirtilmiştir.⁽²²⁰⁾ Bu çalışmada rezin içeriği yüksek olan CS, VE'ten daha az renklenmiştir.

In vitro ortamdan farklı olarak ağız içinde dil ve yanak etkisi mevcuttur. *In vitro* ortamda örnekler solüsyonlara doğrudan doğruya maruz kalırlar. *In vivo* ortamda ise dil ve yanaklar sürekli fonksiyonel temizleyici olarak etki etmektedir. *In vivo* ortamda elde edilen düşük renk değişiminin açıklanmasında bu durum da göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu klinik çalışmada incelenmek istenen materyallerin aynı anda değerlendirildiği farklı bir yöntem kullanılmıştır. Literatürde materyallerin aynı anda klinik olarak değerlendirildiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle bu çalışma yöntemi bakımından zgndr. Klinik araştırmacılar ve materyal bilim insanları için de yeni bir yöntem olarak yol gösterici olacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmaya yaşlı ve yeterince koopere olmayan bireylerin dâhil olması, gönüllü sayısının SARS-CoV-2 nedeniyle beklenen düzeyde olmayışı gibi nedenlerle katılımcılar tüketim alışkanlıklarına göre sınıflandırıl原因mamıřtır. Bu nedenle bu çalışmanın ana sınırlılıklarından birisi, çalışmaya dâhil olan bireylerin tüketim alışkanlıklarının standardize edilememiş olmasıdır. Sonuçların doğrulanması için gönüllülerin alışkanlıklarına göre sınıflandırıldığı, hibrit seramik ve rezin nano seramik materyallerinin renk değişimlerinin incelendiği daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen veriler ışığında;

1. Gerçekleştirilen ölçümlerde materyallerin renklenme değerleri arasında herhangi istatistiksel bir fark gözlenmemiştir. Bulgular hibrit seramik ve rezin nano seramiklerin *in vivo* ortamda gösterdiği renk değişimi davranışları hakkında önemli bilgiler sunmaktadır. Bununla birlikte, farkedilir renk değişimi eşiğine göre materyaller arasında farklılık gözlenmiştir.
2. Bu çalışmada, *in vitro* çalışmalar ile paralel olmayan çok farklı sonuçlar *in vitro* deney düzeneklerinin geliştirilmesi ve değiştirilmesi gerektiğini ve klinik ortamı yansıtamayacağı sonucuna ulaştırmıştır.
3. Bu çalışmada kullanılan yöntem, aynı anda pek çok materyalin objektif değerlendirmesini sağlaması nedeniyle sonraki klinik çalışmalarda uygulanabilir bir yöntem olarak önerilebilir.

KAYNAKLAR

1. de Oliveira ALBMB, Ana Carolina Campos, Juliana Álvares Duarte Bonini Garcia, Patrícia Petromilli Nordi Sasso. Effects of immersion media and repolishing on color stability and superficial morphology of nanofilled composite resin. *Microsc Microanal.* 2014;20:1234-9.
2. Nakajima M, Arimoto A, Prasansuttiporn T, Thanatvarakorn O, Foxton RM, Tagami J. Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *J Dent.* 2012;40 2:e77-82.
3. Türk Dil Kurumu Sözlüğü 2020 11.baskı: Available from: <https://sozluk.gov.tr/>.
4. McLaren, Edward A Cao, Tran P. Ceramics in dentistry-part I: classes of materials. *Inside Dentistry.* 2009;5:94-103.
5. Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. Gazi Üniversitesi, Ankara. 1996.
6. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers: Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2012.
7. J. J. Manappallil, Basic Dental Materials, 4. ed., Londra: J. P. Medical Ltd., 2015
8. Lee J-H, Kim S-H, Yoon H-I, Yeo I-SL, Han J-S. Colour stability and surface properties of high-translucency restorative materials for digital dentistry after simulated oral rinsing. *Eur J Oral Sci.* 2020;128:170-80.
9. Saeed F, Muhammad N, Khan AS, Sharif F, Rahim A, Ahmad P, Irfan M. Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2020;106:110167.
10. Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass-Ceramics in Dentistry: A Review. *Materials (Basel).* 2020;13:5.
11. Anusavice K. Phillip's Science of Dental Materials. 11th Ed. Londra: Elsevier Health Sciences; 2003.
12. Maloney WJ MM. Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *J Mass Dent Soc Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2009;58:28-9.
13. Craig RG PJ. Restorative Dental Materials. 11ed. St.Louise ,Mosby, 2002.

14. Rosenstiel SF LM, Fujimoto J, Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed. St. Louis: Mosby; 2006
15. van Dijken JW. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*. 1999;20:1115-36.
16. Mclean JW HJ, Kedge MI. The science and Art of Dental Ceramics, vol 1: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical use. Quintessence Publ Co. 1979;30-7.
17. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am*. 1985;29:621-44.
18. MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. *Br Dent J*. 1968;124(8):361-5
19. Kelly JR NI, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75:18-32.
20. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century *J Prosthet Dent*. 2001;85:61-6.
21. Anusavice KJ SC, Rawls HR. Dental Ceramics. In: Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis, Missouri: by Saunders, an imprint of Elsevier Inc. 2013:418-73.
22. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Chicago: Quintessence Pub. Co., 2002.
23. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*. 2014;30:564-9.
24. Dayan SÇ, Güven MÇ. Farklı CAD/CAM Blokların Bükülme Dayanımı ve Elastisite Modüllerinin Değerlendirilmesi: Türkiye Klinikleri *J Dental*. 2020;26:36-42.
25. Glossary of Prosthodontic Terms. Edition 9: *J Prosthet Dent*. 2020.
26. Yamamoto M. Metal-Ceramics: Principles and methods of Makoto Yamamoto. Quintessence Publishing Co, Inc, Illinois,. 1985:171-3, 276.
27. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. 3. Baskı: İstanbul: İ.Ü. Basımevi; 1999.
28. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. Ankara: 2005;22:41-8.
29. Callister WD. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. New York: John Willey & Sons; 1997:372-433
30. Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. 2004.
31. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. 1993.

32. Anusavice KJ. Recent Developments in Restorative Dental Ceramics. J Am Dent Assoc. 1993;124:74-4, 76-8, 80-4
33. Jonston JF, Phillips RW, Dykema RW. Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics. 1986.
34. Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology. Chicago, Quintessence. Publishing Co, Inc., 1992: 9-15.
35. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd Ed.:Londra, Quintessence Publishing Co, Inc, 1997; 85-105.
36. Arcasoy. A. Seramik Teknolojisi. Marmara Üniversitesi Yayınları, İstanbul 1983.
37. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st Century. J Am Dent Assoc. 2000;131:47-51.
38. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago. 1997:97-106.
39. Raptis NV, Michalakakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. Int J Periodontics Restorative Dent. 2006;26:31-41.
40. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent. 1999; 2:9-35
41. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. Int J Prosthodont. 2015;28:227-35.
42. Denry IL. Recent Advances in Ceramics for Dentistry. Crit Rev Oral Biol Med. 1996;7:134-43.
43. Chang JC HD, Estey AW, Chan JT. . Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. J Prosthet Dent. 2003;90:18-23.
44. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am. 2004;48:513-30.
45. Holand W, Schweiger, M., Frank, M., Rheinberger, V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res. 2000;53:297-303.
46. Conrad HJ, Seong, WJ., Pesun, IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent., 2007;98:389-404.

47. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*. 2010;22:332-41.
48. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89:268-74.
49. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:514-22.
50. Soares CJ, Pereira JC, Valdivia AD, Novais VR, Meneses MS. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. *Int Endod J*. 2012;45:136-45.
51. Zaher AM, Hochstedler JL, Rueggeberg FA, Kee EL. Shear bond strength of zirconia-based ceramics veneered with 2 different techniques. *J Prosthet Dent*. 2017;118:221-7
52. Lin WS EC, Feng C, Morton D. The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *J Prosthodont*. 2012;5:352-62.
53. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*. 1995;74:145-50.
54. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik Kuronlar. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi. 1996:192-6.
55. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002;15:339-46
56. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*. 2011;27:83-96.
57. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*. 2002;88:10-5.
58. Sundh A, Sjögren G. A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*. 2004;31:682-8.
59. Silva NR, Sailer I, Zhang Y, Coelho PG, Guess PC, Zembic A, Kohal RJ. Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*. 2010;3:863-96.
60. Uludamar A, Aykent F. Bond strength of resin cements to zirconia ceramics with different surface treatments. *BJDM*. 2012;16:173-8.

61. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015;113:534-40.
62. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater.* 2014;30:954-62.
63. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013;41:1135-47.
64. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont.* 2017;9:486-95.
65. Anderson JN. *Applied Dental Materials.* 4th ed: Blackwell Scientific Publication; 1972;157-69
66. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal.* 2013;7:118-22.
67. Ryou H AN, Ross A, Eidelman N, Wang DH, Romberg E. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci Mater Med.* 2011;22:1127-35.
68. Kassem AS AO, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont.* 2012;21:28-32.
69. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. . Resin Bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26:382-93.
70. Oudkerk J, Eldafrawy M, Bekaert S, Grenade C, Vanheusden A, Mainjot A. The one-step no-prep approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using PICN CAD/CAM restorations: 2-yr results of a prospective clinical study. *J Dent.* 2020;92:103245.
71. Mainjot AKJ. The One step-No prep technique: A straightforward and minimally invasive approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using polymer-infiltrated ceramic network (PICN) CAD-CAM prostheses. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32:141-9.
72. Hamdy A. Marginal adaptation and fracture resistance of resin nano-ceramic and zirconium dioxide all ceramic restorations. *J Dent Oral Health.* 2015;1:1-5.

73. Apholt W, Bindl A, Lüthy H, Mörmann W. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed in ceram-alumina and in ceram-zirconia bars. *Dent Mater.* 2001;17:260-7.
74. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29:419-26.
75. Pratap B, Gupta R, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. *Jpn Dent Sci Rev.* 2019;55:126-38.
76. Donoso R, Reina JA, Giamberini M, De La Flor S, Ferrando F, Cerruti P. Thermal and Mechanical Characterization of EMA-TEGDMA Mixtures for Cosmetic Applications. *Polymers.* 2018;10:3:256.
77. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58:208-16.
78. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014;33:705-10
79. Elhomiamy E, Aboushady Y, El Malakh B. Wear behaviour and surface roughness of polymer infiltrated ceramic material compared to pressable glass ceramic. *Alex Dent J.* 2015;40:65-70.
80. Peampring C, Sanohkan S. All-ceramic systems in esthetic dentistry: A review. *M Dent J.* 2014;34:82-90.
81. Abdelrahman AE. Effect Of Polishing Technique On Surface Roughness And Color Stability Of Hybrid Ceramic CAD/CAM Restoration After Immersion In Staining Solution. *CU Theses.* 2019.
82. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dent Mater J.* 2016;35:225-32.
83. Lava Ultimate [Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/756167O/3m-lava-ultimate-cad-cam-restorative-for-cerec-the-edge-you-need.pdf>.
84. Lava Ultimate [Available from: <https://multimedia.3m.com/mws/media/1198023O/lava-ultimate-restorative-change-of-indication-notice.pdf>.
85. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.* 2004;7:25-45.

86. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:1289-96.
87. Chen LH, Tsutsumi S, Iizuka T. A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. *Int J Prosthodont.* 1997;10:467-72
88. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26:507-27
89. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002;46:405-26, viii.
90. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204:505-11.
91. Karaalioğlu OF, Duymuş ZY, Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri, *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008; 18: 25-32
92. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health.* 2015;7:96-104.
93. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003;23:467-79.
94. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent.* 1973;29:416-24.
95. Goodkind RJ, Schwabacher WB. Use of a fiber-optic colorimeter for in vivo color measurements of 2830 anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1987;58:535-42.
96. Aschheim KW, Singer BA. Fundamentals of esthetics and smile analysis. *Esthetic Dentistry: Elsevier;* 2015:38-54.
97. Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent.* 2000;83:418-23.
98. Chu SJ PR, Sailer I, Mieleszko AJ. Color in Dentistry: A Clinical Guide to Predictable Esthetics. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago. 2017:56-66.
99. Sikri VK. Color: Implications in dentistry. *J Conserv Dent.* 2010;13:249-255.
100. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003;31:181-8.
101. Berns RS, Reiman DM. Color managing the third edition of Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. *Color Research & Application: Endorsed*

by Inter-Society Color Council, The Colour Group (Great Britain), Canadian Society for Color, Color Science Association of Japan, Dutch Society for the Study of Color, The Swedish Colour Centre Foundation, Colour Society of Australia, Centre Français de la Couleur. 2002;27:360-73.

102. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent. 2004;32:3-12.

103. Elektromanyetik Spektrum. [Available from: <https://en.wikipedia.org/wiki/File:Electromagnetic-Spectrum.svg>.

104. Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. Ege Dişhek Fak Derg. 1992;13:29-36.

105. Paravina RD. Esthetic color training in dentistry: 1st Edition, Amsterdam Elsevier Mosby; 2004.

106. Işığın yansıması ile ilgili görsel [Internet]. 01.08.2020. Available from: <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/48-reflection-of-light>

107. <https://www.sciencelearn.org.nz/resources/39-light-and-sight-introduction>
01.08.2020

108. Amaya-Pajares SP, Ritter AV, Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of finishing and polishing on the surface roughness of four ceramic materials after occlusal adjustment. J Esthet Restor Dent. 2016;28:382-96.

109. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J, Cockerill J. Contemporary Fixed Prosthodontics. St. Louis. Mosby, Inc.;2001:380-416.

110. Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. Acta Odontol Scand. 2012;70:362-7.

111. Wisotzky J. Phosphorescence of teeth cooled in liquid nitrogen. J Am Dent Assoc. 1963;67:392-6.

112. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD. Influence of color education and training on shade matching skills. J Esthet Restor Dent. 2016;28:287-94.

113. Hefferren JJ, Hefferren SM, Hoerman KC, Balekjian AY. Phosphorescence of enamel treated with stannous salts. J Dent Res. 1967;46:1368-71.

114. Finger WJ, Lee K-S, Podszun W. Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. Dent Mater. 1996;12:256-61.

115. Beckett H. Protocols for predictable aesthetic dental restorations. Br Dent J. 2006;201:128.

116. S. J. Chu, A. Devigus, R. D. Paravina, A. L. Mieleszko. Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry. Second Edition ed: Quintessence; UK:2010.
117. Song S-H, Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K. Opalescence and fluorescence properties of indirect and direct resin materials. *Acta Odontol Scand.* 2008;66:236-42.
118. Ward M, Tate W, Powers J. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Oper Dent.* 1995;20:106-10.
119. Lee Y-K, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater.* 2005;21:1068-74.
120. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *J Periodontics Restor Dent* 2004;24:222-31.
121. Sarıkaya I, Güler AU. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klinikleri J Med Sci.* 2009;15:118-29.
122. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. *J Prosthet Dent.* 1973;29:556-66.
123. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2005;113:170-3.
124. Britannica E. [Available from: <https://kids.britannica.com/students/assembly/view/1068>. 15.09.2020
125. Glockner K. Visual vs. Spectrophotometric methods for shade selection. *Coll Antropol.* 2015;39:801-2.
126. Setchell Jr J. Colour description and communication. *Colour Design: Elsevier;* 2012;219-53.
127. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, Sakai M, Takahashi H, Tashkandi E, Mar Perez Md. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent.* 2015;27:1-9.
128. Wikipedia [Available from: <https://en.wikipedia.org/wiki/CIE1931colorspace>. 20.07.2020
129. Cie Lab color space [Available from: <http://colorapplications.com/what-is-cie-lab-color-space/>. 20.07.2020
130. Delazio A, Israr A, Klatzky RL, editors. Cross-modal correspondence between vibrations and colors. 2017;219-224

131. Gómez-Polo C, Montero J, Gómez-Polo M, Martín Casado A. Comparison of the CIELab and CIEDE 2000 color difference formulas on gingival color space. *J Prosthodont*. 2020;29:401-8.
132. Seghi RR, Johnston WM, O'Brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent*. 1986;56:35-40.
133. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent*. 2000;84:425-31.
134. Shadman N, Kandi SG, Ebrahimi SF, Shoul MA. The minimum thickness of a multilayer porcelain restoration required for masking severe tooth discoloration. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015;12:6:562.
135. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater*. 2003;19:612-9.
136. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent*. 1997;77:464-70.
137. Paravina RD. Performance assessment of dental shade guides. *J Dent*. 2009;37:15-20.
138. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*. 1998;80:642-8.
139. Kolorimetre. [Available from: <https://lab-instrument.en.made-in-china.com/product/ZCVnsjKopEky/China-High-Quality-Portable-Colorimeter-Laboratory-Colorimeter-Instrument.html> 21.08.20
140. Witkowski S, Yajima N-D, Wolkewitz M, Strub JR. Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer. *Clin Oral Investig*. 2011;16:945-9.
141. Bayindir F, Kuo S, Johnston WM, Wee AG. Coverage error of three conceptually different shade guide systems to vital unrestored dentition. *J Prosthet Dent*. 2007;98:175-85.
142. Lee Y-K, Yu B, Lim H-N. Lightness, chroma, and hue distributions of a shade guide as measured by a spectroradiometer. *J Prosthet Dent*. 2010;104:173-81.
143. Al-Haj Husain N, Özcan M, Molinero-Mourelle P, Joda T. Clinical Performance of Partial and Full-Coverage Fixed Dental Restorations Fabricated from Hybrid Polymer and Ceramic CAD/CAM Materials: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med*. 2020;9(7):2107. Published 2020 Jul 4.

144. Jeong H-Y, Lee H-H, Choi Y-S. Mechanical properties of hybrid computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials after aging treatments. *Ceramics International*. 2018;44:19217-26.
145. Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 2015;7:495.
146. El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater*. 2016;32:1352-61.
147. Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;74:342-8.
148. Hao Z, Ma Y, Liu W, Meng Y, Nakamura K, Shen J, Wang H. Influence of low-temperature degradation on the wear characteristics of zirconia against polymer-infiltrated ceramic-network material. *J Prosthet Dent*. 2018;120:596-602.
149. Silva PNFd, Martinelli-Lobo CM, Bottino MA, Melo RMD, Valandro LF. Bond strength between a polymer-infiltrated ceramic network and a composite for repair: effect of several ceramic surface treatments. *Braz Oral Res*. 2018;32:28
150. Güler AU DI, Yücel AÇ, Özkan P. Effects of air-polishing powders on color stability of composite resins. *J Appl Oral Sci*. 2011;19:505-10.
151. Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand*. 2009;67:57-64.
152. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*. 2011;56:84-96.
153. Pop-Ciutrla IS, Dudea D, Eugenia Badea M, Moldovan M, Cîmpean SI, Ghinea R. Shade correspondence, color, and translucency differences between human dentine and a CAD/CAM hybrid ceramic system. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28:46-55.
154. Eldwakhly E, Ahmed DRM, Soliman M, Abbas MM, Badrawy W. Color and translucency stability of novel restorative CAD/CAM materials. *Dent Med Probl*. 2019;56:349-56.
155. Pires-de FdCP, Casemiro LA, Garcia LdFR, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent*. 2009;101:13-8.

156. Madfa AA, Al-Sanabani FA, Al-Qudami NH, Al-Sanabani JS, Amran AG. Use of zirconia in dentistry: An overview. *The Open Biomaterials Journal*. 2014;5:1-9.
157. Aladağ A, Oğuz D, Çömlekoğlu ME, Akan E. In vivo wear determination of novel CAD/CAM ceramic crowns by using 3D alignment. *J Adv Prosthodont*. 2019;11:120-7.
158. Lopez-Suarez C, Rodriguez V, Pelaez J, Agustin-Panadero R, Suarez MJ. Comparative fracture behavior of monolithic and veneered zirconia posterior fixed dental prostheses. *Dent Mater J*. 2017;36:816-21.
159. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*. 2015;31:603-23.
160. Tanaka CB, Ballester RY, De Souza GM, Zhang Y, Meira JB. Influence of residual thermal stresses on the edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia structures: Experimental and FEA study. *Dent Mater*. 2019;35:344-55.
161. de Lima E, Meira JBC, Özcan M, Cesar PF. Chipping of veneering ceramics in zirconium dioxide fixed dental prosthesis. *Current Oral Health Reports*. 2015;2:169-73.
162. Gonzaga CC, Yoshimura HN, Cesar PF, Miranda WG. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci Mater Med*. 2009;20:1017-24.
163. Sismanoglu S, Gurcan AT, Yildirim-Bilmez Z, Turunc-Oguzman R, Gumustas B. Effect of surface treatments and universal adhesive application on the microshear bond strength of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont*. 2020;12:22-32.
164. Lee Y, Lim B, Rhee S, Yang H, Powers JM. Color and translucency of A2 shade resin composites after curing, polishing and thermocycling. *Operative Dentistry-University of Washington* 2005;30:436.
165. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*. 2011;27:527-34.
166. Bottino M, Campos F, Ramos N, Rippe M, Valandro L, Melo R. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent*. 2015;40:83-91.
167. Hugo B, Witzel T, Klaiber B. Comparison of in vivo visual and computer-aided tooth shade determination. *Clin Oral Investig*. 2005;9:244-50.

168. Culpepper WD. A comparative study of shade-matching procedures. *J Prosthet Dent.* 1970;24:166-73.
169. Macentee M, Lakowski R. Instrumental colour measurement of vital and extracted human teeth. *J Oral Rehabil.* 1981;8:203-8.
170. Lim H-N, Yu B, Lee Y-K. Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2010;104:239-46.
171. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 2002;81:578-82.
172. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont.* 2007;16:93-100.
173. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* 2009;101:193-9.
174. Klotz AL, Habibi Y, Corcodel N, Rammelsberg P, Alexander J, Hassel AZ. Laboratory and clinical reliability of two spectrophotometers. *J Esthet Restor Dent.* 2018:1-5.
175. Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J Prosthet Dent.* 2007;97:200-8.
176. Seghi R, Johnston W, O'Brien W. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res.* 1989;68:1755-9.
177. Douglas RD, Brewer JD. Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1998;79:254-60.
178. O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*, 4th ed. Quintessence Pub. Co:Hanover Park;2008.
179. Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JD. Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *J Dent.* 2009;37:57-63.
180. Johnston W, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989;68:819-22.
181. Vichi A, Louca C, Corciolani G, Ferrari M. Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater.* 2011;27:97-108.

182. Zenthöfer A, Cabrera T, Corcodel N, Rammelsberg P, Hassel AJ. Comparison of the Easyshade Compact and Advance in vitro and in vivo. *Clin Oral Investig*. 2014;18:1473-9.
183. Duval B. Commission internationale de l'éclairage (CIE). *Techniques de l'ingénieur Mesures et contrôle*. 2001;86:1-3.
184. del Mar Perez M, Ghinea R, Herrera LJ, Ionescu AM, Pomares H, Pulgar R, Paravina RD. Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences. *J Dent*. 2011;39:37-44.
185. Sharma G, Wu W, Dalal E. The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Research & Application*. 2005;30:21-30.
186. Pecho OE, Pérez MM, Ghinea R, Della Bona A. Lightness, chroma and hue differences on visual shade matching. *Dent Mater*. 2016;32:1362-73.
187. Yu B, Lee Y-K. Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *J Dent*. 2008;36:840-6.
188. Özarslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Özarslan M, Barutçigil K, Türker N. Assessing staining resistance of a CAD/CAM interpenetrating network composite material. *Head Face Med*. 2018;14:27.
189. Peixoto RT, Paulinelli VM, Sander HH, Lanza MD, Cury LA, Poletto LT. Light transmission through porcelain. *Dent Mater*. 2007;23:1363-8.
190. Wahba MMe-D, El-Etreby AS, Morsi TS. Effect of core/veneer thickness ratio and veneer translucency on absolute and relative translucency of CAD-On restorations. *Futur Dent J*. 2017;3:8-14.
191. Caprak YO, Turkoglu P, Akgungor G. Does the Translucency of Novel Monolithic CAD/CAM Materials Affect Resin Cement Polymerization with Different Curing Modes?. *J Prosthodont* 2019;28:572-9.
192. Freire A, Archegas LR. Porcelain laminate veneer on a highly discoloured tooth: a case report. *J Can Dent Assoc*. 2010;76:a126.
193. Magne P, Kwon K-R, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operator evaluation. *J Prosthet Dent*. 1999;81:327-34.
194. Strassler HE. Minimally invasive porcelain veneers: indications for a conservative esthetic dentistry treatment modality. *Gen Dent*. 2007;55:686-712.

195. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:37-42.
196. Cerasmart Scientific Documentation [Internet]. www.gcamerica.com 02.08.2020.
197. Arif R, Yilmaz B, Johnston WM. In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns. *J Prosthet Dent.* 2019;122:160-6.
198. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent* 2016; 115: 71-5.
199. Liebermann A, Spintzyk S, Reymus M, Schweizer E, Stawarczyk B. Nine prophylactic polishing pastes: impact on discoloration, gloss, and surface properties of a CAD/CAM resin composite. *Clin Oral Investig.* 2019;23:327-35.
200. De Jager N, Feilzer A, Davidson C. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater.* 2000;16:381-8.
201. Giordano RA CM, Pober R. Effects of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 1995;8:311-9.
202. Scherrer D, Bragger U, Ferrari M, Mocker A, Joda T. In-vitro polishing of CAD/CAM ceramic restorations: An evaluation with SEM and confocal profilometry. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020:103761.
203. Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I. The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. *J Prosthodont.* 2019;28:496-503.
204. Özarslan MM, Büyükkaplan UŞ, Barutçigil Ç, Arslan M, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont.* 2016;8:16-20.
205. Abu-Obaid A, AlMawash A, Alyabis N, Alzaaqui N. An in vitro evaluation of the effect of polishing on the stainability of different CAD/CAM ceramic materials. *Saudi Dent J.* 2020;32:135-41.
206. Seyidalıyeva A, Rues S, Evagorou Z, Hassel AJ, Rammelsberg P, Zenthöfer A. Color stability of polymer-infiltrated-ceramics compared with lithium disilicate ceramics and composite. *J Esthet Restor Dent.* 2020;32:43-50.

207. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2018;120:107-13.
208. Barão VAR, Ogawa ES, Moreno A, Mesquita MF, Wee AG, Assunção WG. Long-term clinical evaluation of the color stability and stainability of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent*. 2015;113:628-35.
209. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;55:1-11.
210. O'Brien W. Polymers and polymerization. Dental materials and their selection. Quintessence books, Hanover. 2008;4:75-89.
211. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, Alamri H, Iskandar M, Platt JA. In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging [published online ahead of print, 2020 Aug 19]. *J Prosthodont*.
212. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater*. 2014;30:424-32.
213. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*. 2012;23:508-14.
214. Khokhar Z, Razzoog M, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int*. 1991;22:9.
215. Borges AL, Costa AK, Saavedra GS, Komori PC, Borges AB, Rode SM. Color stability of composites: effect of immersion media. *Acta Odontol Latinoam*. 2011;24:193-9.
216. Tuncer D, Karaman E, Firat E. Does the temperature of beverages affect the surface roughness, hardness, and color stability of a composite resin? *Eur J Dent*. 2013;7:165-71.
217. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, Krejci I, Dietschi D, Feilzer AJ. A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence Int*. 2010;41:8:695-702

218. Catelan A, Briso ALF, Sundfeld RH, Goiato MC, dos Santos PH. Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solutions. *J Prosthet Dent.* 2011;105:236-41.
219. Tan B, Yap A, Ma H, Chew J, Tan W. Effect of beverages on color and translucency of new tooth-colored restoratives. *Oper Dent.* 2015;40:56-65.
220. Soygun K, Varol O, Ozer A, Bolayir G. Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *J Adv Prosthodont.* 2017;9:200-7.

