



T.C.
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**FARKLI HİBRİT CAD/CAM BLOKLARINDAN ÇEŞİTLİ
KALINLIKLARDA ÜRETİLEN KRONLARIN REZİN
SİMANLARLA MASKELEME ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Farhad Wahid Rasool RASOOL
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Dr.Öğr.Üyesi Beyza ÜNALAN DEĞİRMENCİ

VAN-2019

T.C.

VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI HİBRİT CAD/CAM BLOKLARINDAN ÇEŞİTLİ
KALINLIKLARDA ÜRETİLEN KRONLARIN REZİN
SİMANLARLA MASKELEME ETKİNLİĞİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Farhad Wahid Rasool RASOOL
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Dr.Öğr.Üyesi Beyza ÜNALAN DEĞİRMENCİ

VAN-2019

Bu araştırma Yüzüncü Yıl Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı
tarafından numara TDK-2017-6541 proje olarak desteklenmiştir.


KABUL VE ONAY

Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Farhad Wahid Rasool RASOOL tarafından hazırlanan “*Farklı Hibrit CAD/CAM Bloklarından Farklı Kalınlıklarda Üretilen Kronların, Resin Simanlarla Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi*” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 17/07/2019


Prof. Dr. Emrah AYNA
Dicle Üniversitesi
Jüri Başkanı


Prof. Dr. Zeha SEYFİOĞLU POLAT
Dicle Üniversitesi
Jüri Üyesi


Dr. Öğr. Üyesi Beyza UNALAN DEĞİRMENÇİ
Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi
Jüri Üyesi


Dr. Öğr. Üyesi Murat ESKİTAŞÇIOĞLU
Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi
Jüri Üyesi


Dr. Öğr. Üyesi Alperen DEĞİRMENÇİ
Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi
Jüri Üyesi

Tez hakkında alınan jüri kararı, Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.


Prof. Dr. Semiha DEDE
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

T.C.

VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “*Farklı Hibrit CAD/CAM Bloklarından Farklı Kalınlıklarda Üretilen Kronların, Rezin Simanlarla Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi*” başlıklı tezim; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir. Bu tezdeki bütün bilgiler akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak hazırlanıp, bu kural ve ilkeler gereği, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yapılmış ve kaynak gösterilmiştir.

Yukarıda belirtilen husuların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Farhad Wahid Rasool RASOOL

Tarih: 17/7/2019

İmza:

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana her konuda yol gsterici olan, bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen baŐta danışman hocam Dr.Öğr.Üyesi Beyza ÜNALAN DEĞİRMENCİ'ye, eğitimim süresince pratik ve teorik bilgilerinden faydalandığım bölüm hocalarım Dr.Öğr.Üyesi Murat ESKİTAŐŐCIOĐLU, Dr.Öğr.Üyesi İdris KAVUT, Dr.Öğr. Üyesi Mehmet UĞUR'a, beraber çalıŐmaktan keyif aldığım sevgili bölüm arkadaşlarım, Ribaz Kakai, Lana BAHRAM, Rabia BOZBAY, Mehmet Őerif AKDENİZ, Beyza KARADAĞ'a, hayatım boyunca sevgi ve desteklerini esirgemeyen aileme ve eŐim Hülya RASOOL'a,

Dostlukları ve samimiyetleri ile her zaman yanımda olan arkadaşlarım; Mürsel TURGUT, Cüneyt ACAR, Kerem AŐKAN, Kani ALSALİHİ'ye teŐekkürlerimi sunarım.

Farhad Wahid Rasool RASOOL

ÖZET

Farhad WR, Farklı Hibrit CAD/CAM Bloklarından Farklı Kalınlıklarda Üretilen Kronların Rezın Simanlarla Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi. Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Van, 2019. Üstün estetik özellikleri ve elastik özelliklerinin diş dokusuna yakın olması ile hibrit seramikler sıklıkla kullanılmaktadır. Hibrit seramikler diş hekimliğinde restorasyon yapımında alt yapının renginin yansımasıdır. Bu alt yapının maskelenmesi için farklı yöntemler mevcuttur. Bu tez çalışmasının amacı, farklı kalınlıklardaki farklı hibrit seramiklerin alt yapı renginin maskeleme etkinliğini araştırmaktır. Çalışmada 4 değişik içeriğe sahip CAD/CAM bloklardan (Cerec blok, GC Cerasmart, Vita Enamic, 3M Lava Ultimate) 1 mm 1,5 mm ve 2 mm kalınlıkta olmak üzere her bir gruba ait 10'ar örnek olacak şekilde toplam 120 test örneği hazırlanmıştır. Çalışmada, test örnekleri isomet bıçağı ile, 100N basınçla, distile su altında kesilerek hazırlanmıştır. Alt yapı olarak A3 renginde Kuraray kompozit kullanılmıştır. Örneklerin simantasyonu için A2 renginde G-CEM Link Force rezın siman kullanılmıştır. Örnekler asitleme ve bonding işleminden sonra alt yapıları 10N sabit basınç altında rezın siman ile simante edilmiştir. Simantasyon işleminden sonra tüm örnekler, etüv cihazında 37 derecede 24 saat boyunca bekletilmiştir. Her bir gruba ait örnekler spektrofotometre cihazı (Spektroshade Verona, İtalya) ile 5 tekrar ile ölçülmüştür. Örneklere ait L,a,b değerleri excell programına kaydedilmiş ve değerlerin ortalamaları alınmıştır. Renkteki değişiklikler ΔE formülüyle hesaplanmıştır. Örneklere ait değerler ΔE cinsinden SPSS programına kaydedilmiş ve istatistik analiz yapılmıştır. İstatistiksel analiz için Kruskal Wallis test ve ikili karşılaştırmalarında Dunn's testi kullanılmıştır. Anlamlılık en az $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir. Çalışmanın bulgularına göre; kalınlığın translüsentlik üzerinde istatistiksel olarak ciddi fark yarattığı bulunmuştur. Seramik kalınlığı arttıkça alt yapı renginin daha iyi maskelendiğini görülmüştür. Materyal açısından en etkili maskeleme etkinliğine sahip olarak GC Cerasmart bulunmuştur. En düşük maskeleme etkinliğinin Cerec bloklarda olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Hibrit Seramik, Maskeleme

ABSTRACT

Farhad WR, The Evaluation of The Masking Effectiveness of The Crowns Produced By Different Hybrid CAD/CAM Blocks In The Various Thicknesses With Rezin Cement. University of Van Yuzuncu Yil, Institute of Health Sciences, Prosthodontic Department, Phd Thesis, Van, 2019.

Hybrid ceramics are frequently used because of their superior aesthetic properties and elastic properties close to the tooth texture. Hybrid ceramics it is a reflection of the color of the infrastructure in restoration in dentistry. There are several methods for masking this infrastructure. The aim of this thesis is to investigate the masking efficiency of the substructure, color of different hybrid ceramics in various thicknesses. In this trial, total of 120 test specimens were prepared for each group consisting of CAD/CAM blocks with 4 different contents (Cerec block, GC Cerasmart, Vita Enamic, 3M Lava Ultimate), 1 mm 1.5 mm and 2 mm. The samples were prepared by isomet knife with 100N pressure under distilled water. In the structure, A3 color Kuraray composite is used for substructure. G-CEM Link Force resin cement was used for the cementation of the samples. After etching and bonding, the samples were cemented with resin cement at 10N constant pressure. All samples were incubated at 37 °C for 24 hours in incubator after cementation. Samples from each group were measured by spectrophotometer (Spektroshade Verona, Italy) 5 times. The L, a, b values of the samples were recorded in the excell program and the values were averaged. Changes in color were calculated with the formula ΔE . The values of the samples were recorded in SPSS program in ΔE and statistical analysis was performed. Kruskal Wallis test was used for statistical analysis and Dunn's test was used for group comparison. Significance was evaluated at least $p < 0.05$. According to the findings of the study, it was found that the thickness made a statistically significant difference on the translucency. As the thickness of the ceramic increases, the substructure color is better masked. GC Cerasmart has the most effective masking efficiency among material. The lowest masking activity was observed in Cerec blocks.

Key Words: CAD/CAM, Hybrid Ceramic, Masking

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	II
ETİK BEYAN.....	III
TEŞEKKÜR.....	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
İÇİNDEKİLER	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR	IX
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	X
TABLolar LİSTESİ.....	XI
1.GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Seramikler	2
2.2. Dental Seramikler.....	2
2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	2
2.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	3
2.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	5
2.2.3.1. Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması.....	5
2.2.3.2. Kullanım alanlarına göre dental seramiklerin sınıflandırılması	7
2.2.3.3. Yapım tekniklerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması	10
2.3. Rezin Matris Seramikler	17
2.3.1 Rezin Matris Seramiklerin Gelişimi	17
2.3.2 Rezin Matris Seramiklerin Sınıflandırılması.....	21
2.4. Adeziv Rezin Simanlar	22
2.4.1. Adeziv Rezin Simanların Avantajları.....	24
2.4.2. Adeziv Rezin Simanların Dezavantajları	25
2.4.3. Adeziv Rezin Simanların Sınıflandırılması.....	25
2.4.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Self-Cure) Adeziv Rezin Simanlar ..	27
2.4.3.2. Işık ile Polimerize Olan (Light – Cure) Adeziv Rezin Simanlar.....	27
2.4.3.3. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan (Dual–Cure) Adeziv	
Rezin Simanlar	27
2.4.4. Self Adeziv Rezin Simanlar	28
2.5. Diş Hekimliğinde Renk.....	29
2.5.1. Munsell Renk Sistemi.....	29
2.5.1.1. Ana Renk (Hue).....	30
2.5.1.2. Parlaklık (Value)	30
2.5.1.3. Yoğunluk (Chroma).....	31
2.5.2. CIE XYZ Renk Sistemi	31
2.5.3. CIE L*a*b* Renk Sistemi	32
2.5.4. Işık ve Renk Terimleri.....	35

2.5.4.1. Metamerizm.....	35
2.5.4.2. Kırılma ve Yansıma.....	35
2.5.4.3. Yarı Saydamlık (Transluserlik) ve Opasite	36
2.5.4.4. Saydamlık (Transparanlık)	37
2.5.4.5. Opelasans Özellik	37
2.5.4.6. Işıldama Özelliği	37
2.5.5. Renk Ölçüm Yöntemleri.....	38
2.5.5.1. Görsel Ölçüm.....	38
2.5.5.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm	38
2.5.5.2.1. Kolorimetreler	39
2.5.5.2.2. Spektrometreler	41
2.5.5.2.3. Spektrofotometreler	42
2.5.5.2.4. Dijital Kameralar	43
2.5.6. Renklerde Maskeleye Etkinliği	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	45
4. BULGULAR.....	52
5. TARTIŞMA	72
6. SONUÇLAR.....	87
7. KAYNAKLAR	89
ÖZ GEÇMİŞ	105
EKLER.....	106
EK 1. Tez Orijinallik Raporu.....	106

SİMGELER VE KISALTMALAR

NCSS	: Number Cruncher Statistical System
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
MPa	: Mega Pascal (Megapaskal)
Mm	: Milimetre
N	: Newton
DCS Sistemi)	: Digitizing Computer System (Sayısallaştırıcı Bilgisayar Sistemi)
HO	: High Opacity (Yüksek Translüsens)
LT	: Low Opaciti (Düşük Translüsens)
PMMA	: Polimetilmetakrilate(Yüksek Işık Geçirgenliği)
CCP	: Clearfil Ceramic Primer(Clearfil Seramik Astar)
CIE	: Commission Internationale de l'Éclairage
L*	: CIE Lab Sistemi renk değeri koordinatı
a*	: CIE Lab Renk Sistemi, Kırmızı-Yeşil koordinatı
b*	: CIE Lab Renk Sistemi, Sarı-Mavi Koordinat
ΔE	: Renk değişikliği
CRI	: Color Rendering Index
TP	: Translucency Parameter
CR	: Contrast Ratio(Kontrast Oran)
NCSS	: Number Cruncher Statistical System
YTZP	: Yttrium-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals
HDAM	: High Density Advanced Microstructure
TEK Katsayısı)	: Thermal Expantion Coefficient(Termal Ekspansiyon Katsayısı)

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Munsell Renk Sistemi.....	29
Şekil 2. Renk Tonu	30
Şekil 3. Renk Değeri.....	30
Şekil 4. Renk Yoğunluğu.....	31
Şekil 5. CIE XYZ Sistemi ve Tristimulus Değerleri Eğrisi	32
Şekil 6. CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları.....	33
Şekil 7. Kolorimetre Renk Ölçüm Cihazı.....	40
Şekil 8. Spektrometre Renk Ölçüm Cihazı.....	41
Şekil 9. Spektrofotometre Renk Ölçüm Cihazı	42
Şekil 10. Çalışmada Kullanılan Hibrit Bloklar.....	46
Şekil 11. İsoet Hassas Kesim Cihazı ve Kesilen Tüm Örnekler.	48
Şekil 12,13,14. Dijital Kumpas İle Kalınlıkların Ölçülmesi	48
Şekil 15. Alt Yapı Kompozitin Hazırlanması.....	49
Şekil 16. Tüm Örneklerin Simantasyonu.	49
Şekil 17. Dual-Cure Adeziv Rezin Siman.....	49
Şekil 18. Sabit Kuvvet Altında Işınlama	49
Şekil 19. Çalışmada Kullanılan Etüv cihazı.	50
Şekil 20. Spektrofotometre İle Renk Ölçümü	50
Şekil 21. 3M Lava Ultimate Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı	53
Şekil 22. Cerec Blok Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.....	54
Şekil 23. Vita Enamic Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.....	54
Şekil 24. GC Cerasmart Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı	55
Şekil 25. Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı	55
Şekil 26. Kron Kalınlığı 1 mm Olanlarda Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.....	57
Şekil 27. Kron Kalınlığı 1.5 mm Olanlarda Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı... ..	58
Şekil 28. Kron Kalınlığı 2 mm Olanlarda Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.....	59
Şekil 29. Kron Kalınlıklarında Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.....	59

TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. Tamamı Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması.....	8
Tablo 2. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Bazı Seramik ve Seramik Benzeri Bloklar	9
Tablo 3. Kimyasal Reaksiyon Şekline Göre Rezin Siman Sistemleri	26
Tablo 4. O'Brien'ın Klinik Olarak Renk Eşlemesi	33
Tablo 5. NBS Kriterleri.....	34
Tablo 6. Günümüzde Kullanılan Renk Ölçüm Cihazları	39
Tablo 7. Çalışmada Kullanılan Malzemeler.....	46
Tablo 8. Çalışmada Kullanılan Aletler.....	46
Tablo 9. Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.....	52
Tablo 10. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi	52
Tablo 11. Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.....	56
Tablo 12. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi	56
Tablo 13. Kron Kalınlıklarına Göre ΔL Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.....	60
Tablo 14. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre ΔL Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.	60
Tablo 15. Kron Kalınlıklarına Göre ΔL Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.....	62
Tablo 16. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre ΔL Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi	62
Tablo 17. Kron Kalınlıklarına Göre Δa Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.....	64
Tablo 18. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Δa Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.	64
Tablo 19. Kron Kalınlıklarına Göre Δa Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.....	66
Tablo 20. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Δa Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi	66

Tablo 21. Kron Kalınlıklarına Göre Δb Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.....	68
Tablo 22. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Δb Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.	68
Tablo 23. Kron Kalınlıklarına Göre Δb Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.....	70
Tablo 24. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Δb Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.	70



1. GİRİŞ

Metal destekli seramiklerde metalin korozyona uğraması, metale karşı oluşan alerjik reaksiyonlar, restorasyonda gri yansıma ve porselen ile metal alt yapı arasındaki bağlantı başarısızlığından dolayı tam seramiklere olan ilgi artmıştır. Tam seramik sistemlerindeki teknolojik gelişme ile beraber estetik beklentilerde de kritik oranda artış olmuştur. Estetik başarıda ciddi kriterlerden birisi; doğal dişler ile restorasyon arasında renk uyumunun mükemmel olmasıdır. Veneer seramiklerde en büyük başarısızlık kor ve seramik arasında ayrılma ve kırık riski teşkil etmektedir. Monolitik cam seramik sistemlerin kullanımı ile daha tatminkâr sonuçlar elde edilmiştir. Günümüzde özellikle CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler önemli derecede artmış ve böylece diş hekimliği alanında; inlay, onlay, lamina veneer, kuron ve köprü uygulamalarında daha iyi estetik olanaklar sunulmuştur.

Diş hekimliği tarafından güncel olarak kullanılan materyallerden biri de hibrit bloklardır. Hibrit bloklar bilgisayar destekli üretim ve tasarımda kullanılan porselen bloklara göre kimyasal ve mekanik açıdan bazı avantajlara sahiptir. Bu avantajlarının en önemlilerinden biri de; diş dokusuna benzer elastik modülüne sahip olması ve tamir edilebilir olmasıdır. Hibrit seramikler dental tam seramiklerin birçok dezavantajlarına çözüm olmuştur. Bu yeni nesil seramikler geniş çeşitlilikte sabit protezlerin (inleyler, onleyler, venerler, metal desteksiz tek kronlar ve kısa anterior köprüler) yapımında tercih edilmektedir.

Yeni kuşak seramik-polimer hibrit restoratif materyallerle protetik restorasyonlar, tek miling aşaması ile üretilmekte ve mekanik cila işlemleri ile polisaj işlemi tamamlanabilmektedir. Hibrit bloklar günümüzde de güncelliğini korumaktadır. Bunun yanı sıra laboratuvar ve klinik sonuçlarının daha verimli olması ve endikasyon çerçevesinin daha da genişletilebilmesi konusunda çalışmalar yoğunlaştırılmıştır.

Bu çalışmanın amacı, farklı kalınlıklarda hazırlanan farklı içeriklere sahip hibrit seramiklerin maskeleme etkinliğini incelemektir. Çalışmanın hipotezleri materyal kalınlık arttıkça seramiklerin maskeleme özelliği artması yönünde ve tam seramik içeriği değiştiğinde maskeleme özelliğinde değişiklik olmaması yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Seramikler

Yunanca “keramos, keramikos, keramenes” sözcüğünden türetilen, topraktan yapılış anlamına gelen ve yüksek ısıda pişirilerek elde edilen bir materyaldir. Porselenler ise, birbirleri içinde çözünmeyen feldspar, kuartz ve kaolin gibi minerallerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyali olarak tanımlanır. Diş hekimliğinde “porselen” terimi; “dental seramik” veya “dental porselen” olarak da kullanılmaktadır (Callister, 1997). Silikat yapıda bulunan seramikler, ametal bir elementin bir ve daha fazla metalle yaptığı bileşiklerdir. Seramikler bir çok sıvıyla, gazla, zayıf ve alkali asitle etkileşime girmez (Anusavice ve ark., 2012).

2.2. Dental Seramikler

2.2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Bir asırdan uzun süredir ideal restoratif materyal arayışında olan diş hekimleri, direkt restorasyon materyali olarak amalgam, kompozit ve restoratif simanları uzun zaman başarılı bir şekilde kullanmışlardır. Bu restoratif gereçler, tek üye restorasyonlar için kullanılmaktadır. Özellikle anterior tek üye restorasyonlar için estetik sonuç son derece ciddidir. Bununla birlikte biyouyumluluk, ömrünün uzun olması, yüzey kalitesinin ve estetik özelliklerinin uzun zaman boyunca korunması da ciddi beklentilerdir. Laboratuvar maliyetlerinin yüksek olması, bu konuda eğitimli eleman gereksinimi ve pahalı laboratuvar aletlerine ihtiyaç duyulmasına karşın, dental seramikler biyouyumlulukları, renk ve kimyasal özelliklerini uzun süre koruyabilmeleri, yüksek aşınma dirençleri gibi özelliklerinden ötürü yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Anusavice ve ark., 2012). İlk olarak 1723'te Pierre Fauchard tarafından seramiğin diş hekimliğinde kullanılabileceği bildirilmiştir (Kelly ve ark., 1996).

İlk porselen diş malzemesi 1789 yılında, Fransız bir eczacı olan Duchateau ile birlikte bir Fransız diş hekimi olan Chemant tarafından tam protezlerde kullanılmak amacıyla üretilmiştir (Kelly ve Benetti, 2011). Ancak, bu döneme ait porselen yapay dişlerin, protez kaide materyalleri ile bağlantısı yeterli olmadığından kullanımları sınırlı

kalmıştır (Leinfelder., 2000 ; Wildgoose ve ark., 2004). 1808 yılında İtalyan bir diş hekimi olan Fonzi, platin iğne veya çerçeve ile tutulan bir "terrometalik" porselen diş geliştirmiştir (Anusavice ve ark., 2013). Ancak geliştirdiği bu porselenin hem kırılğan hem de fazla opasite gösteren bir yapıya sahip olduğu belirtilmiştir. İlk porselen jaket kron 1903 senesinde diş hekimi Charles Land tarafından üretilmiş ve porselenlerin rutin klinik restorasyonlarında kullanımı artmıştır (Anusavice ve ark., 2012). Yüksek yoğunlukta sinterlenmiş ve yüksek oranda saf alümina katılarak tam seramik kron hazırlama yöntemi ilk kez Anderson ve Oden (1993) tarafından geliştirilmiştir. Ticari amaçlı porselen Vita, Zahnfabrik tarafından 1963'te geliştirilmiştir (Anusavice ve ark., 2012).

2.2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Seramik terimi, arzulanan özelliklerin elde edilmesi için çoğunlukla yüksek bir sıcaklıkta işlenen metalik olmayan bir inorganik malzemeden yapılmış ürünü ifade eder (Zaimoğlu ve ark., 1993). Seramiğin ana bileşeni, yarı metal silisyum atomu etrafında, metal olmayan oksijen atomlarının oluşturduğu tetrahedral $(SiO_4)^{-4}$ yapıdır. Bu yapı, merkezinde bulunan silisyum katyonunun $(Si)^{+4}$ her köşesindeki oksijen anyonu $(O)^{-}$ ile kovalent ve iyonik kimyasal bağlar kurmasıyla oluşur (Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Tetrahedral yapının köşesinde bulunan oksijen, başka bir tetrahedral yapının silisyum katyonu ile bağ kurarak, yapının büyümesini sağlar. Bu yapı, seramiğin cam matriksini oluşturur. Seramiğin yapısına ilave edilen potasyum (K) veya sodyum (Na) gibi katyonlar silisyum atomlarının oksijene bağlanmasını engeller. Silikat zincirlerini bozan katyonlar, seramiğin fiziksel özelliklerini değiştirir ve seramiğin kristalin (lösit) fazını meydana getirirler (Anusavice ve ark., 2013). Seramiklerin özellikleri, üretiminde kullanılan bileşenlerin tipleri ve miktarları kontrol edilerek diş hekimliği alanı için uygun hale getirilmiştir (McCabe ve Walls, 1998; Powers ve Sakaguchi, 2006). Feldspar, kaolin ve kuartz dental seramiklerin ana yapısını oluşturmaktadır. Ayrıca seramiğin yapısında bu maddelerin dışında; renk pigmentleri, opaklaştırıcı maddeler, ara oksitler, akışkanlar ve cam modifiye ediciler de bulunabilir (Oktay, 2003).

1. Feldspar

Porselenin temel bileşeni olan felspar %75-85 oranında bulunur (O'Brien, 2002). Potas albit ve ortoklastın değişik oranlarında oluşan feldspar, diğer porselen bileşikleri için matriks görevi görür ve fırınlama sırasında erime sıcaklığının kontrolüne yardımcı olur. Yapısındaki potas albit cam faz içinde yer alır. Erime derecesi yaklaşık 1100 - 1300 °C arasındadır. Diğer bileşeni olan ortoklast, porselenin kristalin lōsit fazından sorumludur. Lōsit kristallerinin önemi, erime sırasında porselenin stabil kalmasını sağlamasıdır. Ortoklastın erime sıcaklığı 1170°-1540 °C arasındadır. Ortoklast minimum ısıl genleşme ve kimyasal dirençten sorumlu olmasının yanında, porselene sertlik de kazandırır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Sakaguchi ve Powers, 2012; Anusavice ve ark., 2013).

Yapısındaki diğer bileşenlerden albit, erime sıcaklığını düşürmede rol alırken, potas yapısında bulunan K₂O riyen materyalin akışkanlığını sınırlandırır ve şeffaflık kazandırır. Ayrıca oluşturulan morfolojik detayların korunmasını ve restorasyonun doğal görüntüsünün verilmesine yardımcı olur (Zaimoğlu ve ark., 1993).

2. Kuartz

Yüksek erime sıcaklığına sahip olan kuartz, silika yapısındadır. Yaklaşık 1700 °C derecede eriyen kuartz, porselenin yapısında yaklaşık %10-30 oranında bulunmaktadır. Porselenin yapısında doldurucu olarak görev yapar. Porselenin soğuması sırasında meydana gelecek büzülmeleri önleyerek restorasyonun şeklinin bozulmasını engeller (Zaimoğlu ve ark., 1993; Yavuzylmaz ve ark., 2005; Sakaguchi ve Powers, 2012).

3. Kaolin

Kaolin, alüminyum hidrat silikatın (Al₂O₃SiO₂H₂O) volkanik kayaların dekompozisyonu ile meydana gelmektedir (Yavuzylmaz ve ark., 2005). Bu porselen için kili adıyla anılmaktadır. Porselen ana molekülünün işi başlangıçta porselenin işlenmesini sağlamaktır. Yapısının yapışkan olması nedeni ile parçacıkları birleştiren soft, kilsisi ve ince bir moleküldür (McLean, 1979; Naylor, 1992). 1800 °C ise erime

sıcaklığıdır. Böylelikle şekillendirilmesini sağlamaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993). Kaolin, dental porselende hacimce %3-5 miktarında bulunmaktadır. Güçlü bir matlık özelliğine sahip olması nedeni ile belli bir oranı geçmemektedir. Bu nedenle; mine porselenine, dentin porselenine oranla çok daha az ilave edilmektedir (Eismann, 1980; McCabe, 1985).

4. Diğer moleküller

Üç ana molekül dışında dental porselenin yapısında, farklı renk pigmentleri, ara oksitler, akışkanlar, cam modifiye ediciler, matlaştırıcı ve lüminesans özelliği çoğaltan farklı bileşenler de yer almaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Yavuzylmaz ve ark., 2005).

2.2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

İki temel gruba ayrılan dental seramikler: tam seramik ve metal olan altyapıya uygulanan veneer seramiktir (Anusavice ve ark., 2012). Dental seramikler daha farklı özelliklerine göre de sınıflandırılabilir. Bunlar; kimyasal özelliklerine göre, kullanım alanlarına göre, fırınlama sıcaklıklarına göre, kristal faz üretim tekniklerine göre, ışık geçirgenliğine göre, matris faz prensibine göre, kırılma dayanımına göre mikro konstrüksiyonlarına göre, aşınma dayanımına göre (O'Brien, 2008; Sakaguchi ve ark., 2012; Anusavice ve ark., 2012; Helvey, 2014).

2.2.3.1. Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

Fırınlama derecelerine göre dental seramikler 4 sınıfa ayrılır. Bunlar;

1. Yüksek ısı seramikleri (1288 °C-1371 °C)

Yüksek ısı seramikleri, genellikle yapay dişlerin yapımında bazı zamanlarda ise jaket kuron yapımında kullanılan %1-10 kaolin, %11-18 kuartz ve %70-90 feldspar içermektedir. (Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2002). Bunun yanı sıra içerisinde eritici molekül de bulunmaktadır. (O'Brien, 2002; Powers, 2006). Homojen bir yapıya sahip olmasının yanı sıra, fırınlamada %15 oranında boyutunda küçülme gözlemlenmektedir (Naylor, 1992).

2. Orta ısı seramikleri (1093 °C-1260 °C)

Orta ısı seramikleri; içerirler.%1 Na₂B₄O₂, %2 Na₂CO₃, %2 K₂CO₃, %5 CaCO₃, %29 kuartz ve %61 feldspar Gövde (dentin) porseleninde kullanılırlar (McCabe ve Walls, 1998; Zaimoğlu ve ark., 1993; O'Brien, 2002; Powers, 2006). Oldukça homojen bir yapısı vardır ve % 15' ten fazla küçülme gözlemlenmektedir (Naylor, 1992).

3. Düşük ısı seramikleri (871°C-1066°C)

Düşük ısı seramikleri; %60 kuartz, %12 feldspar, %11 Na₂B₄O₂, %8 Na₂CO₃, %8 K₂CO₃ ve %1 CaCO₃ içermektedir. Oldukça kısa fırınlanma süreleri vardır. %30–35 oranında küçülme göstermektedirler. Fırınlama işleminin sonra ermesinden sonra yüzeyleri pürüzlü olduğu için, oral sıvılarda rengi değişmektedir. Gri tonlarına yaklaşır ve kırılgaştır (O'Brien, 2002; Powers, 2006). Alüminöz porselenlerde, farklı parlatma (glaze) ve boyama tozlarında, jaket kuronlarda, metal destekli kuronlarda kullanılır (Rosenstiel ve Johnston, 1988; Shillingburg ve ark., 1997).

Fritleme adı verilen işlemler sonucunda orta ve düşük ısı porselenler üretilmektedir. Porselenin ham haldeki komponentleri eritilir, soğutulur ayrıca bunlarının yanı sıra ince bir toz oluncaya kadar öğütülür (Shillingburg ve ark., 2010).

4. Ultra düşük ısı seramikleri (750 °C-850 °C)

Ultra düşük ısı seramikler, 870 °C altında fırınlanan seramikleridir. En önemli avantajlarından biri de; düşük ısı altında metal oksit açığa çıkarma olasılığının oldukça az olmasıdır. Lössit içerikleri, termal küçülme katsayısını arttıracak kadar yüksek miktarda bulunmaktadır (McCabe ve Walls, 1998; O'Brien, 2002; Powers, 2006).

2.2.3.2. Kullanım alanlarına göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Tam ve hareketli bölümlü protezlerde kullanılan dental seramikler

Bu seramikler, yüksek ısı porseleni kullanılarak hazırlanmaktadır ve suni diş yapımında kullanılmaktadır. Ana bileşenleri feldspardır. Feldspar, yaklaşık olarak %15 kuartz ve %4 kaolin içermektedir (O'Brien., 2002).

2. Metal-seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler

Bazı mekanik özelliklerinin istenilen özellikleri sağlayamamasından dolayı seramiklerin metal ile desteklenmesine ihtiyaç duyulmuştur ve ilk metal destekli seramik 1927 yılında yapılmıştır (Fischer, 1999; Craig ve ark., 2004).

3. Tam seramik restorasyonlarda kullanılan dental seramikler

Seramiklerin gelişim sürecinde, teknolojinin de sürecin bir parçası olması ile CAM/CAD estetik özelliklerinin üstün olması, kırılma dayanımının iyileştirilmesi tam seramiklerin kullanımına olan ilgiyi artırmıştır (Anusavice ve ark., 2012). Dezavantaj olarak görülen ışık geçirgenliğinin düşük seviyede olması ve metale karşı allerjik reaksiyonların oluşması metal destekli porselenlerin farklı bir arayış içine girilmesine neden olmuş ve bu noktada tam seramikler diş hekimlerine çare olmuştur (Probster, 1996; Oden ve ark., 1998; Rammelsberg ve ark., 2000; Kheradmandan ve ark., 2001; Zaimoğlu ve Can, 2004). Tam seramik kor materyalleri olarak lösitle güçlendirilmiş seramikler, lityum disilikat, alümina ve zirkonya cam infiltre seramikler kullanılmaya başlanmıştır (Aboushelib ve ark., 2007). Tam seramik yenilemelerinde kullanılan orta ısı ya da düşük ısı seramiklerinde değişik kristal fazlar güçlendirme ajanı olarak kullanılır. Materyalin mekanik ve optik özelliklerinde; yapısı, parçacık büyüklüğü, homojenitesi ve kristal fazın miktarı oldukça etkilidir (McLean ve Odont, 2001). Tablo 1'de tam seramik ve seramik benzeri materyaller sınıflandırılmıştır (Gracis ve ark., 2015). CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) sisteminde kullanılan seramik ve bazı seramik bloklar ise Tablo 2'de sınıflandırılmıştır.

Tablo 1. Tam Seramik ve Seramik Benzeri Materyallerin Sınıflandırılması.

Cam Seramikler	a) Feldspatik	
	b) Sentetik	Lösit içerikli Lityum disilikat içerikli Florapatit içerikli
	c) Cam infiltre edilmiş seramikler	Alümina Alümina ve magnezyum Alümina ve zirkonya
Polikristalin seramikler	a) Alümina b) Stabilize zirkonya c) Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina d) Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya	
Rezin matris seramikler	a) Rezin nanoseramik b) Rezin interpenetrasyon matriksinde cam seramik c) Rezin interpenetrasyon matriksinde zirkonya silika seramik	

Tablo 2. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Bazı Seramik ve Seramik Benzeri Bloklar.

Lösit esaslılar	ProCAD
Aluminyum Oksit esaslılar	In Ceram spinel In Ceram Alumina (kısmi sinterize bloklar), Procera AllCeram
Mika esaslılar	Dicor MGC
Potasyum Aluminyum Silisyum Oksit (cam) esaslılar	Vita blok Mark II
Lityum disilikat esaslılar	Empress II Empress e.max CAD
Zirkonyum Oksit esaslılar	In Ceram Zirkonyum DSC HIP Zircon (tam sinterlenmiş) DC Zircon (tam sinterlenmiş) Empress e.max ZirCAD
Rezin esaslılar	Lava Ultimate GC-Cerasmart Shofu Block HC Vita Enamic Brilliant Crios

2.2.3.3.Yapım tekniklerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

1. Folyo tekniği

Bu teknik, McLean ve Sced tarafından ilk olarak 1976 yılında ortaya çıkarılmıştır. Metalin inceltilmesi ve buna istinaden dişin daha az prepare edilmesi ile folyolar kullanılmıştır. Yüksek bütçeli alet, ekipmanlara ve maliyet azaltılmasına gidilmesi sonucunda, ihtiyaçlar karşılanamamakta böylelikle estetik yeniliklerinin gerçekleşmesini amaçlamaktadır (Hondrum, 1992). Vita-Pt ince bir oksidize platinyum folyonun (2 µm kalınlığında kalay ile kaplanarak kalay oksit elde edilir) güdük üstüne uyarlanması ve sonrasında üzerine alüminöz porselenin konulması sonucunda hazırlanan ve seramik-metal teknolojisi ile üretilen ilk sistemdir. Bu sistemden sonra güdük üzerine parlatılan, şekillendirilen ve adapte edilen prefabrike altın kullanılmıştır. Yeni folyo sistemlerine; Renaissance (Williams Gold Refining Co., A.B.D), Flexobond (Elephant Edel-metaal, Hollanda), Platideck (Schone Edel-metaal, Degussa, Hollanda) örnek verilebilir (Oden ve ark., 1998).

Bu sistemler marjinal uyum, kullanımı ve estetik ile ilgili kolaylık sağlamaktadır. Kırılma direncinin geleneksel kuronlardan çok daha düşük olması ve çok üyeli restorasyonlarda başarı elde edememesi sebebi ile kullanılan alanlar giderek azalmıştır. (Wall ve ark, 1992; Hondrum, 1992; Crispin, 1994). Folya kalınlığı ilgili sistemde 0.05 mm ile 0.025 mm arasındadır (Chiche ve ark, 1994).

2. Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

Metal alaşım sistemi üzerine 3 katman halinde opak, mine ve dentin uygulanarak oluşturulan seramiklerdir (Shillingburg ve ark., 1997). Duceram, Ceramco II, Ivoclar, Vita Omega bu sistem için verilebilecek örnekler arasında yer almaktadır.

3. Isıya dayanıklı refraktör model üzerinde hazırlanan restorasyonlar

Tam seramik sistemleri, refraktör day üzerinde feldspatik veya alüminöz aynı zamandan her ikisinin de karıştırılması ile oluşan seramiklerdir. Alüminöz porselen, Al_2O_3 alt yapılı Vitadur-N' dir. Metal alt yapı olmaksızın seramik kuronların güçlendirilmesi amacı ile oluşturulan ilk sistem olma özelliği taşımaktadır. Çatlak oluşumunu engellemek ve çatlakları durdumak için ise Al_2O_3 kullanılmıştır (Rosenblum ve ark, 1997; Sakaguchi ve ark, 2012). Yöntem genel çerçevesi ile laminate veneer, inley ve onleylerin hazırlanmasında kullanılmaktadır. Bu seramiklere, Vita Dur N, Mirage ve Mirage II, Optek HSP, Ceramco, Hi-Ceram, Vita Dur N, Ceramco II, Duceram LFC, In Ceram (Alumina, Spinel, Zirconia) Mirage ve Mirage II, örnek verilebilir (Rosenblum ve ark, 1997).

4. Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler

Bu tip seramikler revetman kalıp içerisine pnömatik kollu özel bir seramik fırınında yüksek ısı ve basınç altında preslenerek üretilmektedir. IPS- IPS-Empress 2, IPS E-max, Empress ve Cerestore bu sistem için verilebilecek örneklerdir.

5. Kopya-freze tekniği ile üretilen seramikler

Duplikatın elde edilmesi olarak da bilinen kopya freze tekniği ile yapılan bu sistemde, teknisyenin şekillendirdiği ışık yadamum ile katılaştıran alt yapılar hazırlanır ve hazırlanan bu örnekler 80 µm detay kabiliyetine sahip mekanik problemlerle dokunsal olarak taranır. Toparlanan tüm bu veriler elektronik ortama aktararak kayıt edilir ve frezlerin yardımıyla seramik blokların şekillendirilmesi sağlanır (Yavuzylmaz ve ark., 2005).

Milleme-kopyalama sistemleri ile diğer yöntemlerde kullanımı teferruatlı olan gereçler de dahil, kullanılacak bir çok gereç seçenekleri mevcuttur. Yüksek erime sıcaklığı ve aşırı oksidasyon özelliğine sahip titanyumun dökülmesi oldukça zordur. Ancak ucuz ve kolay şekilde kopya milledmeye tabi tutulabilmektedir. Seramik ve kompozit de kopya milledme uygulanabilen gereçlerdir. (Heyman ve ark., 2014).

6. Bilgisayar destekli freze tekniğine dayalı sistemler

CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided manufacture) teknolojinin birçok değişik alanında da kullanılan üretim sistemidir. 1977 yılında Bruce Altschuler tarafından intraoral dokuların bilgisayarlar ve optik okuyucular ile görüntülenebilmesi sağlanmıştır. 1980' li yıllarda restoratif diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır. 1984'te Francois Duret, Duret sistemini geliştirmiştir. 1988' de Werner Mörmann ile Marco Brandestini tarafından ilk dental CAD/CAM uygulaması İsviçre'de Cerec sistemi ile hayata geçirilmiştir (Liu, 2005). Cihazlar başlangıçta iki eksenle aşındırma yapabilirse de teknolojideki gelişmeler günümüzde altı eksenle aşındırma yapabilmeye olanak sağlamıştır (Rosenblum ve ark., 1997). 1984' li yıllardan günümüze Cicero, Duret, Cerec, Celay, Cercon, Procera ve Lava sistemleri gibi birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Son 20 yılda kullanımları giderek artan ve günümüz diş hekimliğinin her alanına entegre olan CAD/CAM sistemleri oldukça popüler durumdadır (Griggs, 2007). Optik teknikleri ve kontakt dijitalizasyon yöntemleri en çok geleceğe dair umut vaadeden sistemlerdir çünkü hem hassasiyetleri yüksek hem de maliyeti düşüktür (Heyman ve ark., 2014).

Manüplasyon ve frez yöntemiyle, seramik restorasyonların yapım aşamaları sırasında uygulanan yüksek ısı neticesinde yapının homojen olmaması, yapıda mikroporözite ve büzülme oluşması ve gibi problemlerin geçmeyi amaçlamaktadır (Tinschert ve ark., 2001).

Zirkonya, alumina, porselen, hibrit seramikler ve cam infiltre edilmiş alüminyum gibi kıymetli, seramikler, farklı kompozitler, titanyum, kıymetli ve kıymetsiz metal alaşımlar (Raigrodski 2004; Strub ve ark., 2006) ve dayanıklılığı artırılmış dökülebilir akrilikler CAD/CAM sistemlerinde kullanılan güncel gereçlerdir (Fradeani ve ark., 2005).

CAD/CAM restoratif diş hekimliği için birçok yaklaşım zaman geçtikçe gelişmiştir ancak tüm sistemler ideal olarak beş esas aşama içermektedir: (1) bilgisayarlı yüzey dijitalizasyonu- preparasyonun ekstra oral ve intra oral olarak taranarak verinin toplanmasında, (2) CAD- restorasyonun bilgisayarda 3 boyutlu olarak tasarımının ve planlanmasının son halini alması, (3) CAM- sanal olarak

hazırlanmış restorasyonun üretiminin gerçekleştirilmesi, (4) bilgisayar yardımlı estetik ve (5) bilgisayar yardımıyla bitirilmesidir (Anusavice ve ark., 2012).

Üretim metodlarına göre sistemler 3 gruba ayrılırlar

1. Direkt klinikte uygulanan sistemler

Klinikte intraoral tarayıcıyla diş preparasyonu taranır ve restorasyon hazırlanır.

Ör: CEREC ve E4D Dentist

CEREC Sistemi

CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics) seramik rekonstrüksiyon sistemi (Siemens, Almanya) diş hekimliğinde ticari olarak satılan ilk CAD/ CAM sistemi olmuştur. CEREC sistemi 1985 yılında Zürih Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde kullanılarak, bir inley restorasyonu yapımı gerçekleştirilmiştir (Mörmann ve Bindl, 2002). CEREC 1 sisteminde bir intraoral video kamerası diş preparasyonu ve komşu diş yüzeylerini görüntüleyebilmektedir. Resmedilen yüzeylerin değerlendirilmesi, Moire fringe yer değiştirmesi ile hesaplanmaktadır. Diş preparasyonunun özellikleri ile restorasyonun sınırları belirlenmektedir. Okluzal yüzeyler ise, okluzyonla ilgili önceden kayıt edilmiş olan şekillendirme kütüphanesinin verileri kullanılarak oluşturulmaktadır. 1987 yılında Cerec 2 piyasaya sürülmüştür. 2000 yılında piyasaya sürülen CEREC – 3, tarayıcı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme (Zyrcomat) firmı olmak üzere dört parçadan oluşur. İnley, onley, kron ve veneer yapabilmektedir. İki değişik tarayıcısı ve milleme cihazı vardır: (1) Ağız içi kamera ve portatif milleme ünitesi - aynı seansta hasta koltuktayken restorasyon tamamlanabilmektedir. (2) Cerec InLab (Sirona, Bensheim, Almanya) sistemin tarayıcı parçasıdır. Cerec InLab hem mum modelajı hem de alçı modeli tarayabilmektedir. Taranan modeller elde edilen verilere göre bilgisayar ortamında tasarlanır (Mörmann ve ark, 1996; Preston, 1997; Willer, 1998; Hickel ve ark., 2011).

DCS Precident Sistem (Digitizing Computer System -DCS-Precident)

DCS Precident sistemi, hem CAD, hem de CAM sistemidir. İlk olarak 1990 yılında kullanılmaya başlanılmıştır ve tam sinterize Y-TZP bloklardan (DC-Zirkon) alt yapı restorasyonu şekillendirilmektedir. PreciScan parçası- bir optik sensör ve tam otomatik lazer tarayıcı içerir ve dişler taranarak ölçümler yapılmaktadır. Precimill frezleme ünitesinde ise alınan dijital ölçüye uyumlu üretim yapılabilir. DCS Dentform yazılımıyla tasarım yapılmaktadır. Porselen, cam seramik, In-Ceram, zirkonyum, metaller ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler kullanılarak üretim yapılabilir. Üst yapılar ise alt yapıyla uyumlu termal genleşmeye sahip veneer porseleni (Vita D ceramics) ile yapılır.

Hint-ELs sistemi

Hint-ELs sistemi (Digident, Griesheim, Almanya), 3 ünitelerden oluşmaktadır: (1) tarayıcı ve bilgisayar yazılımı, (2) kazıma ünitesi (Hint-ELs hiCut) ve (3) sinterleme fırını (Hint-ELs hiTherm). Tarayıcı ile elde edilen veriler internet yoluyla laboratuvara gönderilir. Bu sayede ölçüden kaynaklanan hatalar elimine edilir (Giray ve ark., 2007). Freze cihazı 5 eksen etrafında çalışabilmektedir ve otomatik olarak değişebilen değişik uçlar kullanarak aktarılan verilerden alt yapı şekillendirilmektedir (The Voice of Techno-Clinical Dentistry 2004). Hint-ELs sisteminde yalnızca 4- 5 üyeli köprüler yapılabilir (Giray ve ark., 2007).

2. Laboratuvarda Kullanılan Sistemler

Tarama alçı modelden ve ölçüden yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda alt yapılar üretilir ve teknisyen elde edilen alt yapı üzerine porselen ekleyerek restorasyonu oluşturur. Bu sistemlere örnek olarak; CEREC inLab, DCS Preci-Fit, Cercon, Everest verilebilir.

Cerec InLab

Tarayıcı bilgisayar, tarayıcı tasarım yazılımları ve frezleme, sinterleme cihazları bulunan sistemde lazer tarayıcı ile çalışma modelinin dijital görüntüsü alınır ve 25 mikron hassasiyetinde çalışan freze cihazı ile 10 üyeye kadar köprü restorasyonları üretilir.

Everest Sistemi

Everest sistemi (Kavo Dental, Biberach, Almanya), 3 üniteden: (1) Everest scan (tarayıcı ve dizayn programı), (2) Everest Engine (kazıma ünitesi), (3) Everest Therm (sinterleme fırını)' den oluşmaktadır. Önce tarama ünitesinde model taranır, daha sonra aynı tarama ünitesinde alt yapı dizayn edilir. Dizayn edilen alt yapı kazıma ünitesinde üretilir (Giray ve ark., 2007). Freze cihazı 5 eksen etrafında çalışabilmektedir. CNC yazılımı sayesinde daha komplike yapılar işlenebilmektedir (Kavo Everest, 2009). Everest sistemi ile 14 üyeye kadar varabilen köprüler, inley, onley, laminate veneer, anterior ve posterior kron restorasyonları elde edilebilir (Çetindağ ve ark, 2016).

Cercon Sistem

Cercon Smart Ceramics (DeguDent) adı ile de bilinen bu sistem 1999 yılında geliştirilmiştir. Cercon sistemi (DeguDent, Hanau, Almanya) MAD-CAM sistemiyle altyapı hazırlamasıyla diğer sistemlerden farklıdır. Sistem 2 üniteden: (1) frezeleme ve lazer tarayıcı içeren Cercon brain ünitesi ve (2) sinterleme fırını Cercon heat ünitesinden oluşur (Besimo ve ark., 2001). Alt yapının dizaynı için laboratuvarında geleneksel yöntemlerle mum modelaj hazırlanır ve hazırlanan mum modelaj gümüş tozlarıyla kaplanarak Cercon Brain ünitesine yerleştirilir. Lazer tarayıcı ile üç boyutlu olarak taranır ve elde edilen yazılım frezleme ünitesine transfer edilir. Alt yapı oluşturmak için sinterize edilmemiş “Cercon base” olarak adlandırılan bloklar kullanılır (Qilo ve ark., 2008). CAD/CAM sistemi ile hazırlanan Cercon Eye/ Art CAD/CAM Sistemi, Cercon sistemine alternatif olarak üretilmiştir. Bu sistemde, her model için 16 üyeye kadar tarayabilen lazere ek olarak üç kamera sistemi kullanılır. Bu sistemde The Art Software yazılımı kullanılmıştır ve yazılım sayesinde full

konturlu bir kron tasarımı elde edilebilir. 60 saniyeden daha kısa bir sürede her bir üyeyi tarayıp işleme sokabilir ve 20 mikron ve daha hassas bir tarama özelliğine sahiptir (Shree Lakshmi Dental Laboratory, 2000).

ZENO Tec Sistemi

Tarayıcı (3 Shape D 200), bilgisayar yazılımı (Zeno CAD), kazıma ünitesi (Zeno 4030) ve sinterleme fırınından (Zeno Fire) oluşan Zeno Tech sistemiyle (Wieland, Pforzheim, Almanya), ölçüden elde edilen modeller taranır ve bilgisayar yazılımıyla ZENO CAD cihaza aktarılan verilere göre tasarımı yapılır (Giray ve ark., 2007). ZENO zirkonya disklerinden elde edilen, bükülme dayanıklılığı 1300 MPa olan alt yapılar sinterlenmemiş zirkonya bloklardan hazırlanır ve sinterleme işleminden sonra nihai boyut ve sertliğe ulaşır (Zeno-TEC technical product profile). Hazırlanan alt yapıların üzerine kırılma dayanıklılığı 120 MPa olan ve TEK (Termal Ekspansiyon Katsayısı)'ı uyumlu lösitsiz HDAM™ (high density advanced microstructure) ZIROX sistemi viner seramik olarak uygulanır (Tosun, 2007).

3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri

Bu sistemlerde klasik yöntemlerle ölçü sonrası elde edilen model, laboratuvarda tarandıktan sonra datalar internet aracılığıyla ana üretim merkezine gönderilir. Datalar sisteme özel yazılımlarla tasarlandıktan sonra CAM cihazlarıyla üretilen alt yapı restorasyon, üzerine porselen uygulaması ve fırınlanması için tekrar laboratuvara gönderilir. Ör: Procera, LAVA

LAVA Sistem

Tarayıcı (Lava Scan), bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi (milling) ve sinterleme fırını (Lava Therm, 3M Espe Dental AG, Seefeld, Almanya) gibi üç üniteden oluşan bu sistem, 2002 yılında 3M-ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür (Piwowarczyk ve ark., 2005). Ölçüden model elde edilir, model özel tarayıcı ile taranır ve özel olarak geliştirilmiş yazılım programı kullanılarak restorasyon tasarlanır. Elde edilen veriler kazıma ünitesine aktararak alt yapıları yarı sinterlenmiş (non-HIP) bloklardan üretilir ve Lava Term sinterleme fırınında, 11 saat

1500 ° C’de sinterlenir. Renklendirme işlemi alt yapıları final sinterlemeye girmeden önce 7 değişik renk seçeneğiyle yapılabilir (Piwowarczyk ve ark., 2005). Sinterlenen alt yapı daha sonra veneer seramiği (Lava Ceram) ile kaplanır (Giray ve ark., 2007). Bu sistemle, tek kronlar, üç ve dört üyeli köprüler ve splintlenmiş kronlar üretilebilir (Suttor, 2004).

Procera All-Ceram Sistem

Özel bir tarayıcı, yazılım (Procera software), gelişmiş bir bilgisayar ve internet bağlantısı ile çalışan bu sistem, 1993’te Andersson, Oden, Nobel Biocare ve Sandvik Hard Materials iş birliği ile geliştirmiştir. Procera, yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit (Procera AllCeram), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon), titanyum (Procera AllTitan) alt yapı restorasyonlar üretmek için tasarlanmış bir CAD/CAM sistemidir. Procera sistemine ait CAD ünitesi laboratuvarlarda, bilgisayar destekli üretim ünitesi (CAM) ise sadece İsveç ve A.B.D olmak üzere iki merkezde bulunur. Laboratuvarında tarayıcı (Procera Scanner) ile modeller tarandıktan sonra, bilgisayara aktarılan görüntü e-mail yoluyla Nobel Biocare Procera Sandvik’e yollanır. Elde edilen veriler doğrultusunda CAD yazılım programı kullanılarak koping tasarlanır. Final sinterizasyon sırasında oluşacak %15–20’lik büzülme karşılamak amacıyla büzülme oranında büyük güdük hazırlanır. Üretilen alt yapı çok yüksek sıcaklıklarda (>1550 °C) sinterlenmekte, daha sonra üzerine uygun bir termal genişlemeye sahip alüminöz seramik uygulanmaktadır (Odman ve ark., 2001). Bu sistemde alümina kullanılarak 0.25 mm kalınlığına sahip alt yapılar hazırlanabilir (Andersson ve ark., 1998).

2.3. Rezin Matris Seramikler

2.3.1 Rezin Matris Seramiklerin Gelişimi

CAD/CAM blokları ile ilgili son gelişmeler, bilhassa yeni polimerizasyon modları, yenilikçi mikro yapılar ve değişik kompozisyonlar üzerine gerçekleşmiştir (Coldea ve ark., 2013). Son yıllarda, restorasyonların üretiminde faydalanılan CAD/CAM seramik materyallerinin kullanım alanları daha da artmıştır (Stawarczyk, 2012; Elsaka, 2014). Bu materyaller, gelişmiş mekanik özelliklere, uzun kullanım süresine, yüksek optik ve estetik özelliklere sahiptir (Çekic ve ark., 2016). Bu

avantajlarının yanında, tam seramik restorasyonların kırılğan yapıları dolayısıyla ve tamir işlemi için çıkarılmasında sorunlarla karşılaşmaktadır (Lauvahutanon ve ark., 2014; Nguyen ve ark., 2014). Bunlardan dolayı, ağız içinde tamiri mümkün olan CAD/CAM kompozit rezin esaslı bloklar kullanılmaya başlanmıştır. Dental CAD/CAM'lerin gelişimi ile kompozit rezin ve seramik materyallerin olumlu özellikleri birleştirilerek rezin esaslı seramikler üretilmiştir (Spitznagel ve ark., 2016). Seramik ve polimer çift bağ yapısına sahip bu materyallerin, yapılan çalışmalarda, kırılğanlığının daha az olduğu, daha kolay işlenebildiği ve daha iyi marjinal uyuma sahip olduğu görülmüştür (Spitznagel ve ark., 2014).

CAD/CAM blokları son zamanlarda indirekt restorasyonlar dünyasında devrim niteliğinde, endüstriyel olarak üretilebilen, yüksek performanslı malzemeler olarak tanıtılmıştır. Seramik esaslı CAD/CAM bloklar estetik, kırılma dayanıklılığı, aşınma direnci açısından yüksek özelliklere sahip olmakla birlikte karşıt doğal dişlere karşı abraziv etki oluşturmaktadır (Coldea ve ark., 2013). Yapılan çalışmalarda, konvansiyonel kompozit rezinlerin esas yapısını oluşturan monomerlerin tamamı polimerizasyon reaksiyonu sonucunda polimerlerde dönüşmediği bulunmuştur. Bu oran konvansiyonel rezin kompozitlerde %50-60 olarak tespit edilmiştir (Knobloch, 1999). Dental laboratuvarlarda ise bu oran %70-80 civarındadır (Bausch, 1981; Lovell, 1999). CAD/CAM ile güçlendirilmiş işlenebilir rezin matris kompozitlerin polimerizasyonu, sanayide yüksek basınç ve ısı ile gerçekleştirilmektedir (Nguyen ve ark., 2012; Mainjot ve ark., 2016). Bu materyallerde ise monomerlerin polimerlere dönüşüm oranı %90-95'den daha yüksektir (Knobloch, 1999). Fiziksel, mekanik, kimyasal ve estetik özelliklerini iyileştirmek için rezin esaslı kompozit bloklara seramik özellikli materyaller ilave edilerek diş dokusu ile daha uyumlu, daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip yeni nesil rezin esaslı seramik hibrit bloklar üretilmeye başlanmıştır (Coldea ve ark., 2013). CAD/CAM blokları, el yapımı materyallere kıyasla, daha homojen, kusur ve pürüzlerden uzak ve daha güvenilirlerdir. Restorasyon yapımı için plastisiteye ihtiyaç duyan direkt kompozitlerin aksine doldurucu hacim içeriğinin artırılmasına izin verirler (Giordano, 2006). CAD/CAM hibrit materyalleri, bilhassa güçlü ve zayıf yönleri direkt ve indirekt kompozitlerle karşılaştırılmış ve CAD/CAM blokları için kullanılan yeni polimerizasyon, modlarından, özellikle yüksek sıcaklıkta (HT) ve en ciddi yüksek

sıcaklık ile birlikte yüksek basınç (HT-HP) altında polimerize olanların, ışıkla sertleşenlere kıyasla polimer dönüşüm derecesinin ciddi ölçüde arttığı gösterilmiştir. Endüstriyel işlemler restoratif materyal içeriğinin güçlendirilmesine ve daha az kusurla, daha homojen yapıların üretilmesine yardımcı olur. Buna ek olarak, artan polimer dönüşüm derecesi ve değişik monomer kompozisyonu sayesinde, CAD/CAM blokları, toksisite ve artık monomer salınımı açısından daha avantajlıdır. Son zamanlarda üretilen CAD/CAM blokları, bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) içermez ve HT 100 °C ve bazen HP 150 MPa içeren yüksek performanslı endüstriyel polimerizasyon işlemleri ile fotopolimerize olmazlar (Sadoun, 2011; Nguyen ve ark., 2012). Sonuç olarak, hibrit CAD/CAM bloklar artık lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler gibi doğal diş ve implant üstü restorasyonlarda kullanılabilir.

Rezin matris seramikler porselen, cam, seramik ve cam seramik içeren polimerlerdir. Rezin blok materyaller, hibrit, nano-hibrit ve nano doldurucu içeren, standart parametrelere göre yüksek sıcaklık ve basınç altında üretilen kompozitlerdir (Nguyen ve ark., 2014). Bu materyaller, rezin (%25 hacimce) ve nanoseramik (%75 hacimce) içeren polimer infiltre ağ yapılı seramik (VITA Enamic, VITA Zahnfabrik), rezin nanoseramik (Lava Ultimate, 3M Espe, Brilliant Crios, Coltene) ve nanoparçacıkla doldurulmuş kompozit rezin yapısında hibrit nanoseramik (Cerasmart, GC Dental Products) bloklardır (Acar ve ark., 2016).

“**Hibrid seramik**”, malzeme bilimi kavramlarınca desteklenmeyen ve malzemelerin gerçek özelliklerini ifade etmeyen kafa karıştırıcı bir ticari isimdir. Gerçekte, bileşim ve dolgu boyutu tam olarak aynı olmasa bile, bu yeni kompozit bloklar, HT(high tranlucency) polimerize edilmiş UDMA-bazlı bir matris içeren tüm dağıtılmış dolgu malzemeleridir (Awada ve Nathanson, 2015). Seramiklere kıyasen daha yumuşak olmaları, üretim ve tamir işlemlerini kolaylaştırmaktadır ayrıca indirekt rezin kompozitlere göre fiziksel ve optik özellikleri daha üstündür (Elsaka, 2014). Rezin matris hibrit seramikler organik matris parçacıkları olan seramik materyalleri kapsar. Seramiklerin geleneksel tanımı dikkate alındığında organik bir matrisin varlığı, bu materyallerin teorik olarak yazarlar tarafından sınıflandırma önermelerinde açıklanabilir. Bununla birlikte dental prosedürler ve isimlendirme ADA (American Dental Association) sınıflandırmasının 2013 versiyonuna göre

porselen/seramik terimi “ağırlıklı olarak inorganik refraktör içerikli porselen, cam, seramik içeren preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış ve öğütülmüş moleküller” olarak tanımlandığı için rezin matris seramikler yeni sınıflamaya dahil edilmiştir. Bu sebeple bu sınıfta sunulan malzemeler daha az baskın organik faz varlığına bakılmaksızın refraktör inorganik bileşiklerden oluştuğu için bu kategoriye dahil edilmiştir. Üreticiler restoratif diş hekimliğinde bu seramik benzeri materyaller için bir çok değişik endikasyonlar önermektedir. Tanımlamayla ilgili tartışmalara rağmen rezin matris seramikler sürekli geliştirilmektedir. Bu gruba ait seramikler geleneksel seramiklere göre bazı avantajlara sahiptir: (1) geleneksel seramiklere kıyasla dentinin elastik modülüne daha yakın bir materyal olması, (2) cam matris seramiklerden ve polikristalin seramiklerden daha kolay ayarlanabilmesi ve öğütülebilmesi, (3) kompozit rezinle tamir ve modifikasyonu kolaylaştırma gibi avantajları vardır. Resin matris seramiklerin bileşenlerinde ciddi değişiklikler olmakla beraber CAD/CAM’e özel hazırlanmışlardır (Gracis ve ark., 2015). Bu yeni nesil hibrit bloklar güncelliğini korumakta, klinik ve laboratuvar başarısının artırılması ve endikasyon alanının genişletilmesi konusunda yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Piyasada polimer infiltre seramik ağ yapılı ve rezin nanoseramik materyaller olmak üzere iki değişik yapıda hibrit seramikler bulunmaktadır (Stawarczyk ve ark., 2015). Porselen fırını kullanmadan, tek seansta, bu restorasyonların bitim ve polisaj işlemleri tamamlanabilmektedir (Fasbinder ve Neiva, 2016). Yapılan çalışmalarda, bitim ve polisaj işlemlerinin materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve rengi üzerinde etkisi gösterilmiştir (Fasbinder ve ark, 2016; Özarıslan ve ark., 2016).

2.3.2 Rezin Matris Seramiklerin Sınıflandırılması

Rezin matris seramikler içerdiği inorganik bileşenlerine göre aşağıda belirtildiği gibi 3 sınıfta incelenmektedir (Gracis ve ark., 2015).

Bunlar;

- 1) Rezin nanoseramikler,
- 2) Rezin interpenetrasyon matrisinde cam seramikler,
- 3) Rezin interpenetrasyon matrisinde zirkonya silika seramiklerdir.

1. Rezin Nanoseramikler

Ağırlıkça yaklaşık %80 oranında nanoseramik parçacıklarla güçlendirilmiş yüksek sertliğe sahip rezin matristen oluşurlar. Tekil silica nanoparçacıklarının kombinasyonu (20 nm çapında), zirkonya nanoparçacıkları (4 – 11 nm çapında) ve zirkonya– silika nano kümeleri doldurucular arasındaki boşlukları daraltır ve materyale yüksek nano seramik içeriği kazandırır (Gracis ve ark., 2015). Bu doldurucular geleneksel seramik, polikristalin seramik(zirkonya) ve seramik- zirkonya kombinasyonundan meydana gelebilir (Lambert ve ark., 2017). Nanoseramik materyalinin elastik modülü 10-20 Gpa'dır ve bu değer dentinin elastik modülüne yakın olduğu için seramiklere kıyasla stresi daha fazla absorbe ettiği belirtilmiştir. Kırılma dayanımı 204 MPa'dır ve bu değer lityum disilikatla güçlendirilmiş blokların değerine yakın, feldspatik, lösit ve kompozit bloklarından ise yüksektir (Zhang ve ark., 2013). Aşınma derecesi senede 2-10 mikron civarındadır. Yüksek şok absorbe etme özelliği olan nanoseramiklerin implantüstü restorasyonlarda seramiklere göre daha başarılı olduğu belirtilmektedir. Nanoseramiklerin, cam seramiklere kıyasla karşıt dişte meydana getirdikleri aşınma çok daha azdır (Raigrodski, 2004).

Venerler, inley/onley, anterior ve posterior tek kuron, anterior ve posterior kısa köprü yapımında kullanılması endikedir (Lambert ve ark., 2017). Bu gruba örnek olarak: Lava Ultimate (3M ESPE), Cerasmart (GC), Brilliant Crios (Coltene) verilebilir.

2. Rezin İnterpenetrasyon Matrisinde Cam Seramikler

Bu gruba dahil olan seramikler tipik olarak ikili ağ yapısından oluşurlar:

- 1) Feldspatik seramik ağı (ağırlıkça 86 %/ hacimsel 75%)
- 2) Polimer ağı (ağırlıkça 14 % / hacimsel 25%)

Bu materyaller çift ağılı hibrit diye de adlandırılırlar (Dirxen, 2013). Seramik parçacıklarının spesifik kombinasyonunda 58%- 63% SiO₃, 20%- 23% Al₂O₃, 9%- 11% Na₂O, 4%- 6 % K₂O, 0,5%- 2% B₂O₃, ve 1%' den daha az oranda Zr₂O ve CaO bulunmaktadır. Polimer ağ ise Uretan Dimetakrilat (UDMA) ve Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEG-DMA)'dan meydana gelmektedir (Gracis ve ark., 2015). Yapısında yüksek oranda bulunan seramik ağı, bir polimer ağı ile güçlendirilmiştir. Bu sayede bloklar seramik ve kompozit materyallerinin özelliklerini birlikte göstermektedir. Ağırlık olarak %14, hacimsel olarak %25'ini oluşturan polimer ağı ise yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Polimer ağ yapısı sayesinde çatlak ilerlemesi sorunu tam seramiklere oranla azalmıştır. Bilhassa posterior bölgede yüksek yükleme kapasiteleri sayesinde, kuron restorasyonlarında kullanılırlar (Raigrodski, 2004). Bu gruba örnek olarak: Enamic (Vita Zahnfabrik), Shofu block HC (Shofu) verilebilir.

3. Rezin İnterpenetrasyon Matrisinde Zirkonya Silika Seramikler

Bu materyallerin içeriği; Silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA(Uretan Dimetakrilate), TEG-DMA (trietilenglikol-dimetakrilate), pigmentler gibi değişik organik matrisler ve ağırlıkça 60%' dan fazla inorganik yapıdan oluşur. Bu gruba örnek olarak MZ100 blok ve Paradigm MZ-100 blok (3M- ESPE) verilebilir (Gracis ve ark., 2015).

2.4. Adeziv Rezin Simanlar

Rezin simanlar, asitle pürüzlendirilmiş mine ve dentine büyük oranda mikromekanik olarak, daha az oranda kimyasal bağların etkisiyle bağlanan simanlardır. Rezin simanların büyük bir bölümü ağırlıkça % 50-70 oranında cam ve silika içerir. Bu

doldurucular, simanın yüksek basma dayanımına sahip olmasını, gerilim kopmasına karşı direnç göstermesini ve çözünürlüklerinin azalmasını sağlar (Van Landuyt ve ark., 2007). Kompozit rezinler; organik polimer matris faz (sürekli faz), inorganic faz (inorganic filler, dağılmış faz) ve ara faz (bağlanma fazı, silan bağlanma molekülü) olmak üzere 3 komponentten meydana gelirler. Organik matris; Bis-GMA (Bis fenol glisidil metakrilat),UDMA (üretan dimetakrilat) ve TEG-DMA (trietilenglikol-dimetakrilat) içermektedir. İnorganik doldurucular ise, matriks içine dağılmış farklı şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium içerir (Ferrance ve ark., 2011). UDMA, renk değişimine karşı daha stabildir ve iyi adezyon sağlar. Hem Bis-GMA hem de UDMA çok fazla visköz yapıdadır. Akışkanlığı artırmak için matrikse TEG-DMA eklenmiştir. Kompozitlerin ara fazı, organik silisyum bileşiği olan silanlardan meydana gelir (Carneiro ve ark., 2010).

Adeziv rezin simanların içeriği, simanın zirkonyaya olan bağlantısında kritik rol oynamaktadır. Araştırmalarda, 10-methacryloyloxydecylhydrogen phosphate (10-MDP) içeren rezin siman sistemlerin zirkonyaya uzun dönem bağlanma kuvvetinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Zirkonya yüzeyindeki hidroksil gruplarıyla 10-MDP içindeki fosfat grupları etkileşime girerek; zirkonya seramik ile 10-MDP arasında Z-O-P kimyasal bağı oluşmaktadır (Chen ve ark., 2012). Prylinska-Czyzewska ve ark. (2015) zirkonya seramik (Cercon) ile mine ve dentin arasındaki bağlanma dayanımını; MDP monomeri ihtiva eden rezin siman (Panavia F 2.0) grubunda, geleneksel siman gruplarından ve MDP monomer ihtiva etmeyen adeziv rezin siman grubundan daha yüksek bulmuşlardır. Wolfart ve ark. (2007) Bis-GMA bazlı ve MDP bazlı rezin simanların zirkonyaya bağlanma dayanımını araştırdıkları çalışmalarında, MDP bazlı simanların, 150 gün boyunca sulu ortamda saklandıktan sonra bile, Bis-GMA bazlı simanlara göre daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir.

Çalışmalarda, MDP gibi asidik monomer içeren primerlerin, zirkonya yüzeyine kovalent bağla bağlandığı ve rezin simanların içeriğindeki metakrilat gruplarıyla kopolimerize olduğu ayrıca uzun dönem hidrolitik stabiliteyi sağladığı belirtilmiştir (2017). Araştırmacılar, primer uygulanmadan kullanılan MDP içerikli simanların kumlanmış zirkonya yüzeyine bağlanma değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir

minimum değerlerin altında olduğunu belirtmişlerdir. Rebholz-Zaribaf ve Özcan (2017) zirkonya yüzeyine 10-MDP içeren primer uygulandığında meydana gelen bağlanma kuvvetinin, primer/silan uygulanmadan 10-MDP içerikli siman kullanıldığında meydana gelen bağlanma kuvvetinden fazla olduğunu belirtmişlerdir. Koizumi ve ark (2012) 4 farklı adeziv siman kullandıkları çalışmalarında, termal siklattan önce ve sonra zirkonyaya (Katana Zirconia Frame) minede en yüksek bağlanma dayanımı gösteren simanların MDP içerikli rezin simanlar (Clearfil SA Cement, Panavia F 2.0) olduğunu belirtmişlerdir. 7 değişik kombinasyondaki adeziv sistemlerin bağlanma değerlerini karşılaştırıldığı aynı çalışmada, en yüksek bağlanma değerleri MDP içerikli primer (Clearfil Ceramic Primer) ile kombine edilen rezin siman (Clearfil Esthetic Cement) grubunda elde etmişlerdir.

Clearfil Ceramic Primer (CCP), 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane (3-MPS) ve 10-MDP' den oluşmaktadır. CCP içinde bulunan 10-MDP rezin monomeri, rezin simanların metakrilat gruplarıyla ve seramik yüzeyindeki hidroksil (OH-) gruplarıyla etkileşime girmektedir (2014). 10-MDP monomeri ayrıca, hızlı 3-MPS kondenzasyonunu sağlayacak asidik ortam oluşturur, zirkonyum yüzeyinin ıslanabilirliğini artırır ve nem emilimine karşı direnç sağlar. Hava abrazyonu uygulanmış zirkonya yüzeyine CCP uygulanması bağlanma değerlerini yükseltmiştir (Yoshida ve ark., 2006).

2.4.1. Adeziv Rezin Simanların Avantajları

- Fiziksel ve mekanik dayanıklılığı yüksek ve çözünürlüğü düşüktür.
- Değişik moleküllere bağlanabilme yeteneğine sahiptir.
- Pek çok renk ve opasite seçeneklerine sahiptir.
- Adezyonu iyi olduğu için daha konservatif preparasyona müsaade eder.
- Seramiklerin altında kullanıldıklarında seramiğin kırılma direncini artırırlar.
- Yiterbiyum triflorid içeren rezin simanların flor salma özelliği bulunur.

Renk stabiliteyi polimerizasyon dereceleri ile ilişkilidir. Porselenin rengi, kalınlığı, opaklığı, yapıştırıcı simanın polimerizasyon tipi, doldurucu içeriği, ışık cihazının çeşidi ve ışığın yoğunluğu gibi pek çok faktör adeziv rezin simanların polimerizasyonunu etkilemektedir (Lad ve ark., 2014).

2.4.2. Adeziv Rezin Simanların Dezavantajları

Pulpada hassasiyet: Rezin simanla simantasyondan sonra oluşan hassasiyeti azaltmak için, dişin ıslanabilirliği ile bağlantı dayanımını arttırmak gereklidir. Self-etch primerin simantasyon öncesi kullanılmasıyla, smear tabakası tamamen kaldırılmayıp bağlantıya dahil edilir ve post-operatif hassasiyet önlenir. Post-operatif hassasiyeti azaltmada kullanılan başka bir yöntem de dişin asitle pürüzlendirilmesinin ardından, hassasiyet giderici bir ajanın uygulanmasıdır (Radovic ve ark., 2008).

Mikrosızıntı: Diş yüzeyinin kontaminasyonuna engel olarak, ağız sıvılarının, bakteri ürünlerinin restorasyon ile diş arasındaki boşluktan geçmesi ve mikrosızıntı oluşması önlenerek, iyi bir bağlantı sağlanır.

Hassas manipülasyon: Simanın tam sertleşmeden temizlenmesi, restorasyon ile diş arasında açıklık kalmasına, operasyon sonrası hassasiyete ve akabinde de çürük oluşmasına sebebiyet verebilirken; simanın tamamen donması ise simanın frez kullanmadan temizlenmesini imkansız kılar. Siman oksijen varlığında polimerize olamadığından, restorasyon yerleştirildikten sonra hava ile temasını kesen ajanların (oxyguard, propylene-glikol) restorasyon kenarlarına yerleştirilmesi, çare için önerilmektedir (Radovic ve ark., 2008).

2.4.3. Adeziv Rezin Simanların Sınıflandırılması

Adeziv rezin simanlar, polimerizasyon tiplerine göre 3 temel gruba ayrılırlar:

- Kimyasal olarak polimerize olan (chemicalcure, self-cure) adeziv rezin simanlar
- Işık ile polimerize olan (light-cure) adeziv rezin simanlar
- Hem kimyasal olarak hem de ışık ile polimerize olan (dual-cure) adeziv rezin simanlar (Tablo 3) (Van Landuyt ve ark., 2011).

Tablo 3. Kimyasal Reaksiyon Şekline Göre Rezın Siman Sistemleri.

Kimyasal Olarak Polymerize olan(chemical cure, self-cure)	Işık ile Polymerize olan (light-cure)	Hem kimyasal Hem de ışık ile Polymerizeolan(dual-cure)
Multilink (IVOCLAR) (KURARAY) Panavia 21 C&B(MORİTA)Superbond C&B Metabond (SUN MEDİCAL) cement (BİSCO) C&B	RelyX Veneer (3M ESPE) (DENTSPLY) Compson QD (KERR) NX3 Choice (BİSCO)	Variolink (IVOCLAR) (KURARAY). Panavia F Clearfil Esthetic Cement (KURARAY). Resilute (PULPDENT). Nexus 3 (KERR). RelyX Arc (3M ESPE) Calibra (DENTSPLY) Duolink (BİSCO) (BİSCO). Illusion (3M ESPE)* Relyx Unicem (3M ESPE)* Relyx U 200 Maxcem (KERR)* Panavia SA CEMENT PLUS (KURARAY)* Biscem (BİSCO)* Bifix SE (VOCO)* Speed-CEM (IVOCLAR)* SMART-CEM 2 (DENTSPLY)* I-CEM (HERAEUS- KULZER)*

*Self adeziv rezın simanlar

2.4.3.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan (Self - Cure) Adeziv Rezin Simanlar

Çift pat ya da toz-likit şeklinde üretilen simanlardır. İki komponentin karıştırılması kimyasal yolla polimerizasyonu başlatmaktadır. İçerdikleri aminlerin ağız ortamında kimyasal değişime uğraması sebebiyle amin renklenmesi oluşması, polimerizasyon büzülmesi, çalışma süresinin kısa oluşu, karıştırma sırasında hava ile teması ve oksijenin polimerizasyonu engellemesi, bu simanların dezavantajlarıdır. Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar; metal ve seramik inley ve onley restorasyonlar, adeziv köprüler, endodontik post-kor uygulamaları, metal desteksiz kuron ve köprüler, ışık penetrasyonuna izin vermeyen kor yapısına sahip metal destekli kuronlar ve implant üstü uygulamalarda kullanılmaktadır (Carneiro ve ark., 2008).

2.4.3.2. Işık ile Polimerize Olan (Light – Cure) Adeziv Rezin Simanlar

İlk bulunduğu zaman ultraviyole ışıkla, günümüzde ise görünür ışıkla polimerize edilen simanlardır. Komponentler tüp içinde birlikte dirler, ancak ışık uygulanmadıkça polimerize olmazlar. Değişik opasite ve renk seçeneklerine sahip olmaları, renk stabilitelerinin zamanla değişim göstermemesi, estetik başarıyı arttırmıştır. Çalışma süreleri, kuronun yerleştirilmesi ve taşan simanın tamamıyla temizlenmesi için elverişlidir. Işık ile polimerize olan adeziv rezin simanlar; görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5-2 mm. den az olan ve translucent yapıdaki seramik ve kompozit laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılabilirler (Van Landuyt ve ark., 2011).

2.4.3.3. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan (Dual–Cure) Adeziv Rezin Simanlar

İki pat halinde bulunan bu simanın, ana molekül kısmında kamforokinon gibi ışığa duyarlı polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Dual–cure rezin simanlar genellikle, çevre dokuların ve alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde translucent yapıdadırlar. Bu tip simanların kimyasal polimerizasyonu başlatıcı etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivasyonu

materyalin tamamen polimerize olması açısından önemi büyüktür. Işıkla ve dual olarak polimerize olan sistemlerde ışık, restorasyonun her yüzeyinden yaklaşık 60 sn. uygulanarak polimerizasyon sağlanmalıdır. Genellikle polimerizasyondan 10 dk. sonra maksimum sertliğe ulaşılır. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan rezin simanlar, sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1,5-2 mm den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır (Manso ve ark., 2011). Son zamanlarda, bonding sistemlerinin gösterdikleri yüksek bağlanma dayanımı ve sızdırmazlık özelliklerine karşın, konvansiyonel rezin simanların hassasiyet gerektirmeleri ve uygulama basamaklarının çokluğu sebebiyle, diş üzerinde herhangi bir ön uygulama gerekmeksizin doğrudan uygulanan “self-adeziv rezin simanlar” kullanıma sunulmuştur (Regalla ve ark., 2013).

Rezin simanlar adeziv sistemlerine göre; etch&rinse (asitlenen ve yıkanan), self-etch (kendinden asitli) ve self-adeziv (kendinden adezivli) rezin simanlar olarak sınıflandırılmaktadır. Asitlenen ve durulanan sistemlerde; diş yüzeyine asit, primer ve bonding 3 ayrı aşamada ya da diş yüzeyine asit ve primer-bonding karışımı 2 ayrı aşamada uygulanabilir. Asitlenen ve durulanan sistemlerin, mine yüzeyine mükemmel bağlanma dayanımı ve az miktarda mikrosızıntı göstermesi gibi avantajları vardır. Ancak, çoklu aşama ve teknik hassasiyet gerektirmesi ve post-operatif hassasiyet gözlenmesi gibi dezavantajlara da sahiptir (Stamatacos ve ark, 2013).

2.4.4. Self Adeziv Rezin Simanlar

Yapıştırma simanlarının en yeni grubu olan bu simanlar, üretiminden bu yana, yoğun laboratuvar ve klinik çalışmaların esas konusunu teşkil etmişlerdir. Konvansiyonel simanların özellikle çözünme ve adezyon gibi eksikliklerini gidermek için geliştirilen adeziv rezin simanlar, asitle pürüzlendirme, primer ve adeziv gibi uygulamaların zorunluluğu, teknik hassasiyet ve zaman gereksinimi ile maliyet gibi dezavantajları beraberinde getirmiştir. Bu sebeple adeziv rezin simanların üstün mekanik özelliklerinin ve estetik kalitelerinin; konvansiyonel simanların uygulama kolaylığıyla birleştirilmesi ile self adeziv rezin simanların geliştirilmesi amaçlanmıştır. İlk defa 2002’de ortaya çıkan bu materyaller, günümüzde oldukça yaygın kullanım alanına sahiptir (Lad ve ark., 2013; Makkar ve ark, 2013; Uludamar ve ark., 2011).

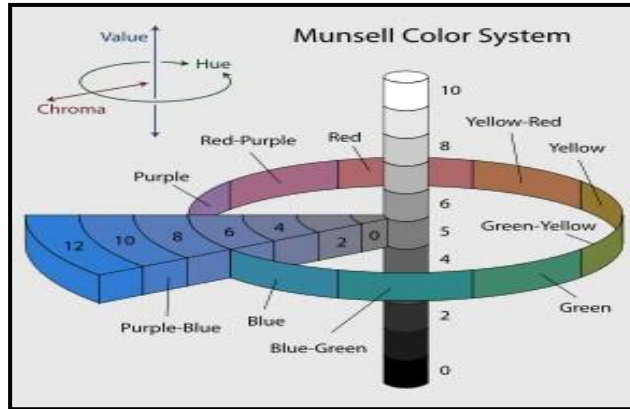
2.5. Diş Hekimliğinde Renk

Renk, elektromanyetik spektrumun farklı dalga boylarının absorpsiyonu ve yansınmasıyla gözümüzde oluşturduğu algılama olarak tanımlanabilir. Algılanan renk; bireysel renk algılama kabiliyeti, ışık koşulları, zeminin etkisi, renk körlüğü, iki göz arasındaki değişiklikler, göz yorgunluğu ve diğer psikolojik etkenlerle değişebilmektedir. Bununla beraber her gözlemci kendi tecrübesine ve renk referanslarına dayanarak rengi değişik yorumlar.

Renğin başkalarına anlatılması sırasında oluşan karmaşanın ve rengin standart, matematiksel ifadelerle tanımlanabilmesi için geliştirilen renk sistemleri arasında Munsell ve CIE $L^*a^*b^*$ (Commission Internationale de l'Eclairage $L^*a^*b^*$) en yaygın kullanılan sistemlerdir. Günümüzde diş hekimliği pratiğinde, sayısal değerleri baz alan bilgisayar sistemleri, insan gözü tarafından algılanan renk ile benzer mekanizmayı temel alan üç boyutlu renk modelleri, RGB (Red-Green-Blue) gibi renk ölçekleri de kullanılmaktadır (Çal ve ark., 2005).

2.5.1. Munsell Renk Sistemi

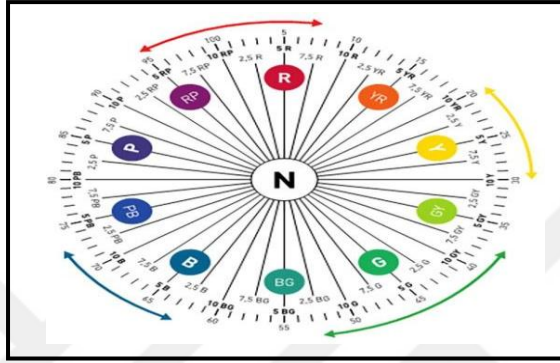
Munsell renk sisteminde; hue (Ana Renk), value (Parlaklık) ve chroma (Yoğunluk) değerleri rengin renk aralığında sayısal olarak açıklanabilmesini sağlayan terimlerdir. Bu numaralandırma sistemi "Munsell Notasyonu" olarak adlandırılmaktadır. Bu sisteme göre bir rengin belirtilmesi hue, value/chroma ya da H V/C şeklinde olmaktadır (Ulusoy ve ark., 1992; Yuan ve ark., 2007) (Şekil 1).



Şekil 1. Munsel Renk Sistemi.

2.5.1.1. Ana Renk (Hue)

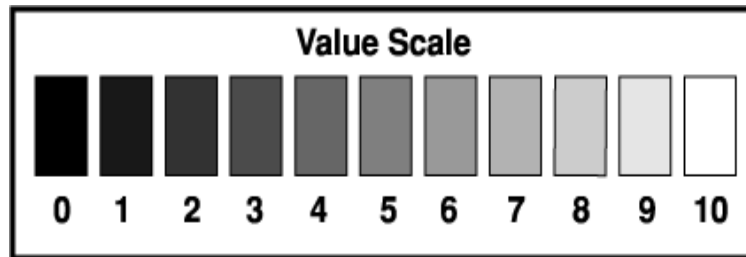
Ana renk (hue) terimi; renk ve renk çeşiti olarak ifade edilebilir. Retina üzerinde etkili olan ve belirli bir dalga boyundaki ışık tarafından oluşturulan renge (mavi, yeşil, kırmızı) denilmektedir (Şekil 2). Diş hekimliğinde ana renk (hue) genel olarak Vita klasik renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) A, B, C, D harfleriyle temsil edilmektedir (Fondriest, 2003).



Şekil 2. Renk Tonu.

2.5.1.2. Parlaklık (Value)

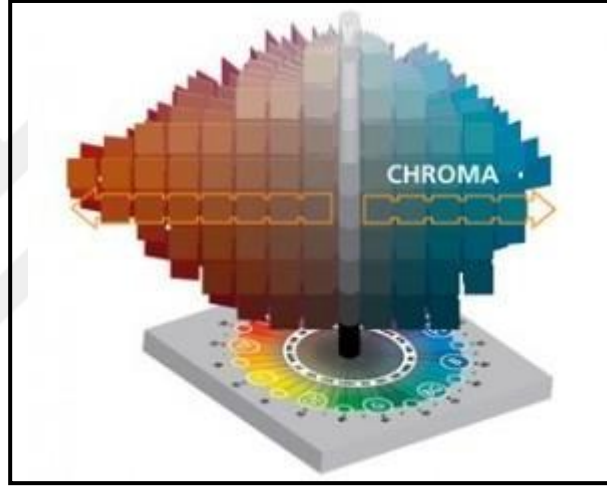
Parlaklık (value), bir cisimden yansıyan ışığın miktarına denir. Munsell'e göre parlaklık, siyah-beyaz bir skala şeklindedir. Parlaklığın siyah tarafı 0, beyaz tarafı 10 ile numaralandırılmaktadır (Şekil 3). 0-10 arasında bulunan gri tonları siyahtan beyaza doğru değişik parlaklıklar sergiler. Yapılacak restorasyonun parlaklığı, daha açık (yoğunluğu düşük) bir porselen kullanarak ya da ışığın yüzeyden yansımalarını artırarak çoğaltılabilir. Dişlerin servikalinde parlaklık değeri düşük olduğundan bu bölgelerde esas rengin değerlendirilmesi de oldukça güçleşir (Fondriest, 2003).



Şekil 3. Renk Değeri.

2.5.1.3. Yoğunluk (Chroma)

Bir birimlik alandaki renk miktarı olan yoğunluk (chroma); ana rengin gücünü ve pigment yoğunluğunu ifade eder (Şekil 4). Örnek olarak bazı dişlerin diğerlerine nispeten daha sarı görünmesi verilebilir. Renk çeşidi (hue) aynı, ancak oranları değişiktir. Yoğunluk (chroma), kuvvetli rengi zayıf renkten ayırt etmemizi sağlayan unsurdur. Yoğunluk ve parlaklık ters orantılıdır; yoğunluk azalırsa parlaklık artar. Yoğunluk (chroma) Vita renk skalasında harflerle (A: Kırmızımsı kahverengi, B: Kırmızımsı sarı, C: Gri, D: Kırmızımsı gri) ifade edilir (Fondriest, 2003).



Şekil 4. Renk Yoğunluğu.

2.5.2. CIE XYZ Renk Sistemi

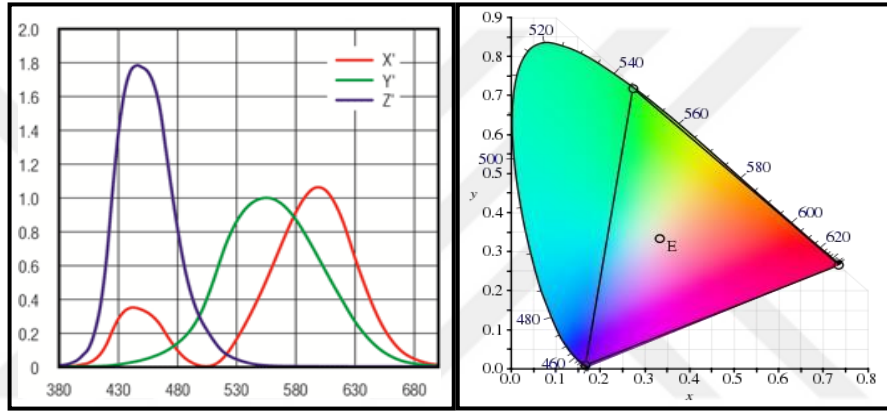
Munsell'in renk tanımlamasından sonra, ışık ve renk üzerine çalışmalar yapan uluslararası bir kuruluş olan CIE (Commission Internationale D' Eclairage) 1931'de XYZ tristimulus değerlerini açıklamıştır. CIE sisteminde kullanılan 3 parametre (X, Y ve Z); CIE gözlemcisi tarafından tanımlanan spektral cevap fonksiyonları esasına dayanmaktadır (Şekil 5). Ana renkler olan kırmızı, yeşil, mavi renklerinin algılanmasını sağlayan nöronların beyne yolladıkları sinyallerin toplamı X, Y, Z değerlerini verir. Her üç uyarımın toplamının uyarı miktarına oranı rengi verir. X, Y ve Z değerlerinin toplamı rengin görsel algılanma toplamına eşit değerdir.

Kırmızı rengin algılanma oranı $X=X/X+Y+Z$

Yeşil rengin algılanma oranı $Y=Y/X+Y+Z$

Mavi rengin algılanma oranı $Z=Z/X+Y+Z$ 'dir.

X, Y ve Z değerleri 0 ile 1 arasındadır ve $x = y = z = (1/3)$ noktası teorik olarak beyaz renktir. Bu noktadan uzaklaştıkça renklerin doygunluğu (chroması) artar. Bu sisteme göre hazırlanan, at nalına benzeyen 2 boyutlu şekil "gamut" olarak isimlendirilir. CIE, XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığı için rengin tanımlanmasındaki son nokta değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu tablosundaki renklerin farkı eşit olarak algılanmamaktadır (Fondriest, 2003).



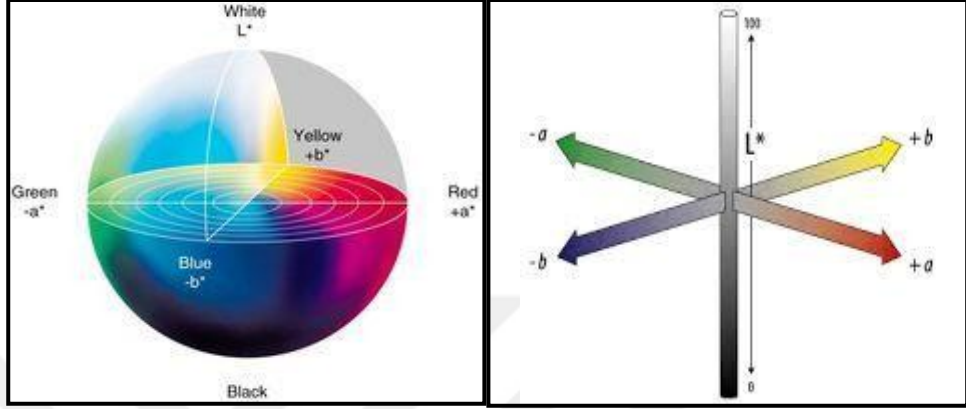
Şekil 5. CIE XYZ Sistemi ve Tristimulus Değerleri Eğrisi.

1976'da ise şu anda yaygın olarak kullanılmakta olan L, a, b renk değerlerinden meydana gelen CIE L*a*b* renk sistemi geliştirilmiştir.

2.5.3. CIE L*a*b* Renk Sistemi

CIE L*a*b* sistemine göre rengin 3 boyutu varır ve tüm renkler, 3 değişik eksenin kesişerek, merkezini oluşturduğu bir küre içinde bulunmaktadır (Şekil 6). L* dikey eksen, rengin açık ve koyu olduğunu ya da parlaklığını belirten değerdir ve bir cismin beyaz (+) ve siyah (-) arasındaki açıklık-koyuluk koordinatlarını gösterir. Skalada siyaha en yakın 0, beyaza en yakın ise 100 L değerini almaktadır. a* yatay eksen, herhangi bir cismin kırmızı (+) ile yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösteren eksendir. Değerin pozitif olması kırmızılığı, negatif olması yeşilliği temsil eder. b* yatay eksen, bir cismin sarı

(+) ile mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösteren eksenlerdir. Değer büyüdükçe sarı rene, küçüldükçe mavi rene yaklaşılır. a^* ve b^* koordinatları nötral renklere 0'a yaklaşırken daha doymun ve yoğun renklere uzaklaşmaktadır (Fondriest,2003;L'Eclairage.,2004).



Şekil 6. CIE L*a*b* Renk Sistemi ve Koordinatları.

CIE L*a*b* renk sistemi, küçük renk değışikliklerinin saptanmasına olanak vermektedir. Renk değışiminin derecesi ise ΔE ile gösterilir. Renk değışikliğinin hesaplanması ise şu formül ile yapılır: $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$

Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değeri iki değerin CIE L*a*b* renk parametreleri arasındaki fark miktarını gösterir. Renk değışiminin klinik olarak kabul edilemez olması için; bazı araştırmacılar renk farkının 3.7 ΔE birimden; bazıları 1 ΔE birimden; bazıları 3 ΔE birimden bazıları; 3.3 ΔE birimden fazla olması gerektiğini savunmuşlardır. O'Brien ise renk farkının 3.5 ΔE birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmiştir. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı çizelge Tablo 4'te verilmiştir (Tablo 4).

Tablo 4. O'Brien'in Klinik Olarak Renk Eşlemesi.

ΔE	Klinik Renk Eşlemesi
0-05	Mükemmel
0,5-1	Çok iyi
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3,5	Uyumsuz

National Bureau of Standards tarafından belirlenmiş olan NBS (ulusal standartlar bürosu) kriterleri ve renk değişim miktarının klinik eşlemesi Tablo 5'te gösterilmiştir (Razzoog ve ark., 1994) (Tablo 5).

Tablo 5. NBS Kriterleri.

ΔE	NBS Birim Renk Değişiminin Belirtisi
0-0,5	Çok az: Oldukça az değişim
0,5-1	Az: Az değişim
1, 5-3	Belirlenebilir: Algılanabilir değişim
3-6	Fark edilebilir: Belirgin değişim
6-12	Fazla değişim: Oldukça belirgin
12 ve üzeri	Cok fazla değişim: Başka bir renk

NBS birimi= $\Delta E \times 0.92$ olarak belirlenmiştir.

2.5.4. Işık ve Renk Terimleri

2.5.4.1. Metamerizm

Belirli bir ışık kaynağı altında aynı görünen ancak değişik ışın dağılımına sahip iki renge metamer, bu olaya da metamerizm denir. Metamer özelliği olan objeler aydınlanma koşulları değiştiğinde farklı renkte görünürler. Renk seçimi, birinin güneş ışığı altında olması şartı ile iki ve daha çok değişik ışık kaynağı altında, laboratuvar ve klinik arasında bir aydınlatma standardizasyonu elde edilerek yapılmalıdır. Renk seçiminde, çevresel faktörler ve aydınlatma oldukça ciddidir. Işık kaynağı değiştiğinde, cisimden yansıyan ışık da değişir ve renk değişik olarak algılanır. Parlak ışıkta kırmızı-sarı spektrum ön plana çıkarken; floresan ışık kaynağı altında ise mavi-yeşil renk baskın algılanır. Doğal güneş ışığı, günün değişik saatlerinde ışığını değiştirir. Öğle vakitlerinde, mavi görünürken; sabaha karşı ve akşamüstü ise, kırmızı-turuncu görünür. Standart bir gün ışığı sağlamak amacıyla, renk ısısı, spektral reflektans eğrisi ve Color Rendering Index (CRI, Renk dönüşüm indeksi) gibi parametreler kullanılabilir. Renk seçiminde önerilen CRI, 90'nın üzerinde olmalıdır (Watts ve ark, 2001).

2.5.4.2. Kırılma ve Yansıma

Cam, hava ve su gibi saydam bir katmana geçerken ışıl kırılma özelliği gösterir. Kırılma; ışın demetinin saydam katman içerisinden değişik hızlarda, yön değiştirerek oblik olarak geçerek ayrışmasına denir. Işık ışınlarının bir zemine çarpması ve geri dönmesi olayına yansıma denir. Düzgün yansıma; zemini düzgün bir cismin üzerine gelen ışınlarının, cisim üzerine geldiği aynı açı değeri ile tekrar yansımasıdır. Dağınık yansıma; zemini düzgün olmayan bir cisime gelen ışınlarının değişik açılarda birçok yöne yansımasıdır. Cismin rengi, soğurma olmadan üzerinden yansıyan ışık sayesinde fark edilir ve bu ışığın frekansı renk algısını belirler (Fondriest, 2003).

2.5.4.3. Yarı Saydamlık (Transludentlik) ve Opasite

Materyalin ışık geçirgenlik özelliği translusensi olarak isimlendirilir. Translusensi, şeffaf ve opak arasında bir derece olarak tarif edilebilir. Dental porselen, kompozit rezinler ve akrilik, diş hekimliğinde kullanılan birtakım translüsens materyallerdir. Genellikle, bir restorasyonun translüsensinin artması parlaklığının azalması anlamındadır. Materyalin ışık geçişini engelleme yeteneğine opasite (matlık) denir. Opak bir materyal, gelen ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını yansıtır ancak, translusent materyal ışığı yansıtır. Translusensi ve opasite birbirine zıt ifadelerdir ve yüksek translusensi sergileyen yapılar, düşük opasite gösterirler. Dişlerde hue, value ve chroma dışında ciddi olan bir diğer özellik de dişlerin translüsensidir. Dişler değişik translüsens değerlerine göre karakterize edilmektedir (Fondriest, 2003).

Renklenmiş dişler ve metal postlar gibi restorasyonun nihai rengini etkileyecek durumlarda tam seramik restorasyon uygulamalarında maskeleyici özelliği avantaj sağlar. Translüsens materyaller alt yapıdan renk geçişine izin verirken; opak materyaller alt yapıyı gizler (Chu ve ark., 2007). Translusensi değerlendirmesi, translüsensi parametresi (TP) ve kontrast oran (CR) ile yapılmaktadır (Antonson ve ark., 2001).

CR, bir cisimden siyah arka plan (black- b) üzerindeyken yansıyan ışık miktarının (Yb) beyaz arka plan (white- w) üstüdeyken yansıyan ışık miktarına (Yw) oranı (Yb/Yw) dır. CR, translüsensi karşılaştırmak için en sık kullanılan yöntemdir. Opak materyaller için CR 1'e yaklaşırken; transparan materyaller için 0'a yaklaşmaktadır (Antonson ve ark., 2001).

TP ise bir cismin beyaz (w) ve siyah (b) arka plan üzerindeki renk farkı olarak tanımlanır. TP, translüsensinin görsel olarak değerlendirmesi ile direkt uyuşmaktadır. TP' nin hesaplanması için aşağıdaki formül kullanılır: (Johnston ve ark. 1995).

$$TP = [(L_b - L_w)^2 + (a_b - a_w)^2 + (b_b - b_w)^2]^{1/2}$$

2.5.4.4. Saydamlık (Transparanlık)

Bir cismin içinden ışığın tamamı ile geçmesi özelliğine denilmektedir. Saydam (transparan) materyalin arkasındaki cisim net olarak görünebilir. Cam saydam bir materyale örnek gösterilebilir (Mayekar, 2001).

2.5.4.5. Opalesans Özellik

Materyallerin optik özelliklerinden biridir. Görülebilir ışık aralığındaki kısa dalga boylarında ışığın materyal tarafından yansıtılması olarak tanımlanır. Materyale yansıyan ışık altında mavimsi, materyalden geçirilen ışık altında ise turuncu-kahverengi bir görünüm verir. Mine; opaller gibi kırmızı tonları geçirir, ancak mavi tonları gövdelerinde yansıtır. Dolayısıyla aynı dış yansıyan ışık altında mavimsi görülürken, yayılan bir ışık altında amber renginde algılanabilir. Opalesan özellik; diş derinlik kazandırır. Mine, dentin dokusundan daha opalesanstır. Ayrıca insizal porselenleri mine opalesansını taklit edebilir (Mayekar, 2001) .

2.5.4.6. Işıldama Özelliği

Işıldama özelliği, floresans ve fosforesans kavramlarının optik özelliklerinden meydana gelir (Fondriest, 2003).

1. Floresans: Bir cisim tarafından ışığın absorpsiyonu ve sonrasında uzun bir dalga boyunda dağılması anlamında tanımlanır. Doğal dişler, bilhassa dentin tabakasının organik molekül içermesi sebebiyle floresans özelliği göstermektedir. Bir yenileme doğal diştten değişik bir floresansa sahip ise renk uyuşmazlığı meydana gelir. Floresans özelliği olan yenilemeler daha canlı ve parlak görünmektedir. Bu sebeple, dental porselenin içerisinde floresans özelliği olan tozlar katılmaktadır.

2. Fosforesans: Radyasyon emilimi ile oluşan ve radyasyon ışınının durması sonrası bir süre daha devam eden ışımaya fosforesans denir. Uyarılan elektronların fazla enerjilerini biraz gecikme ile salmasıyla meydana gelir. Esas olarak fosfor içeren bileşiklerde fosforesans görülür (Fondriest, 2003).

3. Pigmentasyon: Metal harici bir materyalin içerisinde bulunan ve rengi oluşturan parçacıklar “pigment”; oluşan renklendirme işlemi “pigmentasyon” olarak adlandırılır (Fondriest, 2003).

2.5.5. Renk Ölçüm Yöntemleri

Renk seçimi; çıplak gözle görsel olarak ve aletsel olarak farklı renk ölçüm cihazları kullanılarak yapılabilmektedir (Lee ve ark., 2001).

2.5.5.1. Görsel Ölçüm

Belli sayıda kişi belirlenerek görme duyuları kullanarak bir çalışma yapılmaktadır. Yapılan bu çalışma sonrası yapılan ölçüm yöntemine görsel ölçüm adı verilmektedir. Ölçümü yapılan numunenin rengi, Munsell renk sistemine göre değerlendirilir (Lee ve ark., 2001). Görsel renk analizi, bir nesnenin renginin renk standartları ile karşılaştırılması olarak da tanımlanabilir. Diş hekimliği rutininde renk analizi renk skalaları kullanılarak görsel olarak yapılmaktadır. Görsel renk analizinin farklı dezavantajları vardır (Lee ve ark., 2001).

1. Renk skalalarındaki mevcut renkler, renk analizinde yetersiz kalmaktadır.
2. Diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün değişik saatlerinde yapılan renk analiz sonuçları birbiri ile paralel sonuçlar vermemekte, süreklilik sağlanamamaktadır.
3. Çıkan sonuçları CIE renk sisteminde göstermek mümkün değildir.

Bazı araştırmacılar renk skalalarının bilhassa translusent ve beyaz renkler için yeterli sonuçlar vermediği belirtmiştir. Renklerin algılanması sırasında insanlar arasında değişikliklerin olması ve renk görsel olarak belirlenmesindeki standartlaşma eksiklikleri renk ölçüm aletlerinin kullanılması gerektiği sonucunu ortaya koymuştur (Bayındır ve ark., 2006).

2.5.5.2. Renk Ölçüm Cihazları ile Ölçüm

Renklerin ölçümü için günümüzde spektrometreler, spektrofotometreler, kolorimetreler ve elektronik fotoğraf makineleri kullanılmaktadır (Tablo 6). Bu aletlerin kullanımı ile daha sayılabilir, hızlı ve objektif ölçümler yapılabilmektedir. Bu da, görsel yolla yapılan renk seçimi yanında çok daha doğru sonuçlar vermektedir (Okubo ve ark., 1998).

Tablo 6. Günümüzde Kullanılan Renk Ölçüm Cihazları.

Sistem	Üretici Firma	Tipi
Minolta KO-321	Minolta C.Japan	Kolorimetre
Shade eye NCC	Shofu Dental.California	Kolorimetre
Shade eye Ex	Shofu Dental. Japan	Kolorimetre
Easy Shade	Vident, California	Spektrofotometre
ShadeScan	Cynovad,Canada	Dijital renk analizörü/ Kolorimetre
Shade Vision	X-Rite,Inc.Michian	Dijital renk analizörü/ Kolorimetre
Spectroshade MHT	Niederhasli, Switzerland	Dijital renk analizörü/ Spektrofotometre
Clearwatch	Smart Technology, Oregon	Dijital Kamera/Software

2.5.5.2.1. Kolorimetreler

Kolorimetreler, tek bir renk ölçümlemeye dayanarak rengi tespit edilecek cisimdeki renk değerlerini çözümleyen aletlerdir. (Şekil 7). Bu aletler üç uyaranlı z, y, x, değerlerini ve CIE L*, a*, b* değerlerini vermektedir. CIE Lab sistemini kullanan aletlerin çalışma şekilleri; belirlenmiş bir açıdan ışınlar göndererek, sabit bir açıyla geri dönen ışının yansıma değerlerini ölçüme biçimindedir. Kolorimetre ile bulunan değerlerin cebirsel analizi yapılabilmekte ve bu veriler ile değişik cisimlerin renk verileri karşılaştırılabilmektedir. Yüzey renklerinin ölçülebilmesi için, kolorimetre cihazı içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ düzenine yakın sonuç verebilmesi için yerleştirilen üç değişik sensör bulunmaktadır (Lee ve ark., 2001).



Şekil 7. Kolorimetre Renk Ölçüm Cihazı.

Renk değerlendirilmesi için tanıtılmış ilk cihaz olan ‘Chromascan’ (Sterngold, Stamford, CT, USA)’ın sınırlı duyarlılığı ve zor kullanılması sebebiyle istenilen başarı yakalanamamıştır (Seghi ve ark., 1989). İkinci jenerasyon modern dental üç uyaranlı kolorimetrelerinden olan ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) sisteminde ise, kolorimetrelerdeki ışık dağılıma veya yansıma problemine ilişkin sorunları yaşamamak için rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler bulunmaktadır. Ölçümleme öncesinde hangi gereçlerin rengi ölçülecek ise alet ona özel olarak ayarlanmalı ve cebirsel algoritmalar o objeye göre ölçüm yapar.

Kolorimetre; diş hekimliğinde yapılan invitro ve invivo çalışmaları oldukça iyi sonuçlar almıştır (Yiming, 2003). Ancak kolorimetrelerin bazı dezavantajları vardır. Bunlardan biri; kolorimetrelerin düz yüzeylerde ölçüm yapabilmek için tasarlanmış olması fakat dişlerin genellikle düz yüzeye sahip olmamasıdır. Ayrıca, dar açıklığa sahip olan aletlerde ‘edge-loss’(kenar-kayıbı) olarak belirtilen renk ölçüm yapılan cisimden yansıyan ışığın alete tam olarak dönememesi gibi sorunlar görülmektedir. Kolorimetrelerin, diş gibi eğik durması ve translusens objelerin renk tespitinden çok, düz yüzeylerde kullanılmak amacıyla tasarlandığı ancak bazı kuruluşlar renk tespit aletleri ile birlikte firmanın tavsiye ettiği porselen sistemlerinin kullanımı ile sorunsuz sonuçlar alabileceklerini belirtmişlerdir. Bu fikri ispat etmek amacıyla, Vita Lumin Vacuum, Shade Eye Ex ve Vitapan sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmanın sonucunda, sistemler arasında istatistiksel fark olmadığı bildirilmiştir (Wee ve ark. 2000). Bunlara ek olarak, trikromatik kolorimetrelerin uzun dönemde tekrarlanabilirlik özelliği daha düşüktür bu yüzden değişik dönemlerde yapılan ölçümler birbirini tutmayabilir.

Genel olarak kolorimetreler, spektrometre ve spektrofotometrelerden daha kolay kullanılan, daha küçük aletlerdir ve fiyatları da daha uygundur. Ancak, kolorimetrelerde, filtrelerin kısa sürede eskimesi, cihazın sürekli kullanılabilirliğini olumsuz yönde etkilemektedir. Kolorimetrelerin bir diğer dezavantajı da, metamerizmi değerlendirebilmek için kullanılamamalarıdır. Transludent materyallerin kolorimetreler ile renklerinin belirlenmesinde ışığın kırılarak dağılmasından dolayı problemler yaşanabilir. Örneğin, gerçek diş ile aynı renkteki metal seramik bir restorasyon, kolorimetre ile okunduğunda değişik sonuçlar gösterebilir. Seghi ve ark. (1986) yaptıkları çalışmada, kolorimetre verilerinin transludent porselende kritik biçimde değiştiğini ifade etmişlerdir.

2.5.5.2.2. Spektrometreler

Spektrometreler, renk ölçümünde yaygın olarak kullanılan, radyometrik değerlerin ölçülebilmesi için geliştirilmiş bir cihazdır (Şekil 8). Spektrometrik yöntemlerde, cisimlerin elektromagnetik alanlarda kendine has bir yansıma (reflectance/radiance) değerleri bulunmaktadır. İlgili yansıma değerinin kaynağı; cisime doku, renk, görünüş ve parlaklık gibi bir çok çeşitlilik katan bir kimyasal yapıdır. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunun üzerinde 20, 10 veya 5 nm.'lerde ölçüm yapabilir.



Şekil 8. Spektrometre Renk Ölçüm Cihazı .

Spektroradyometre sisteminin avantajı görsel olarak renklerin belirlenmesi sırasında oluşturulan aynı gözlem koşulları oluşturularak, gereçlere dokunmadan, hem yüzeyi hem de kendisi parlak olan ojelerin renk ölçümlerini yapabiliyor olmasıdır. Fakat, ölçüm esnasında oluşabilecek küçük bir pozisyon değişikliği sonuçların farklı çıkmasına neden olacağından, ölçümler dikkatli bir biçimde yapılmalıdır. İlgili çalışmada, spektroradyometre, ışık kaynağı veya cisim arasında açıklık bulunmadığından 'edge-loss' etkisinin ortadan kaldırılması gerekmektedir. Spektroradyometre cihazları, dental araştırmalarda dişin rengin ve seramik kor yapıların translusensliğinin belirlenmesi aşamasında kullanılmaktadır.

2.5.5.2.3. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler genel olarak, alan renklerinin ölçülmesinde kullanılan cihazlardır (Şekil 9). Spektrofotometre cihazının içinde dedektör, ışık kaynağı ve monokromatör bulunur. Spektrofotometreler çoklu sensör prensibi ile çalışmaktadır ve birçok frekansta ölçüm yapabilen sensörleri bulunmaktadır. Sensörleri sayesinde, insanların göremeyecekleri renkleri bile algılayabilirler (Brewer ve ark., 2004).



Şekil 9. Spektrofotometre Renk Ölçüm Cihazı.

Spektrofotometre cihazının çalışma prensibi; numuneden yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığın dalga boyunun ölçülmesi prensibine dayanmaktadır. Cihaz ayrıca, metamerizmi birbirinden ayırmak için de kullanılabilir. Spektrofotometre ile yapılan çalışmalarda, floresan ışığı, ampul ışığı ve güneş ışığında farklı veriler elde edilmektedir. Bundan dolayı spektrofotometre cihazları, profesyonel alanlarda

kullanılan bir cihazdır örneğin; kalite kontrol sürecinde, yapılacak bilimsel çalışmalarda ve rengin belirlenmesi aşamasında kullanılmaktadırlar (Wee ve ark., 2000)

Spektrofotometre, diş hekimliğinde; tam protez dişlerinin, porselen yenilemelerin, restoratif rezinlerin, dental materyallerin renklerinin neyi ifade ettiğini bulmak ve renkli iki cismin arasındaki farklılığı değerlendirebilmek için (Wee ve ark., 2000). İnsanların dişlerine renk analizi yapıldığında, spektrofotometrik renk analizi ve görsel ölçümler kullanılarak yapılan bir çalışmalarda, spektrofotometre cihazının verdiği sonuçların çok daha doğru ve uygulanabilir bir renk analizi yaptığı belirlenmiştir. Üç farklı diş hekimi tarafından bağımsız olarak 10 hastanın maksiller santral dişlerinin rengi belirlenmiştir. Sonrasında makine kullanarak renk ölçümü yapıldığında, 10 hastanın 9'u için makine ile alınan renk, doktorların seçtiklerinden daha doğru bulunmuştur ve bu nedenle tercih edilmiştir (Paul ve ark., 2002).

Kolorimetrelerden çok daha kapsamlı çalışan spektrofotometreler, bulunmaktadır. Fakat spektrofotometrenin klinik olarak uygulamaları kısıtlıdır. Bu sebeple, kolorimetreler diş hekimleri tarafından daha yaygın kullanılmaktadır. Canlılarının gözüne benzer filtrelere sahip olan kolorimetreler ile spektrofotometrelerin karşılaştırıldığı çalışmalardan edinilen sonuçlara göre; spektrofotometreler, çok daha güvenli ve başarılı bulunmuştur (Tung ve ark., 2002).

2.5.5.2.4.Dijital Kameralar

Dijital kameralar, hekim ile laboratuvar iletişimde veya diş hekimliğinde renk ölçümünde kullanmaya başlanması günümüzde çok daha popüler bir hal almıştır. Dijital kamera kullanımının en ciddi artışı, bir tek alanı değil tüm cismin renk görünümünün elde etmektedir. Sistemde, muayene odasında çekilen fotoğraf çıktısı, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda incelenmektedir. Elektronik fotoğraf makineleri elde ettiği görüntüyü, kimyasal reaksiyon veya film üzerinde ışık odaklanması yerine; yüzlerce sayıdaki küçük ışığa duyarlı fotosit içeren CCD (algılayıcı) ile tutarlar. Fotositlerin her biri üzerine gelen toplam ışığa cevap verebilir. Bütün renkleri içinde barındıran bir görüntü elde etmek için sensör, ışığın temeli olan üç renkte inceleyebilmek için ise filter kullanılmakta sonrasında ise üç ayrı renk her bir piksele kayıt edilmektedir (Wee ve ark., 2006).

Dijital kamera sisteminde, istenilen objenin görüntüsü çekildikten sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu verileri CIE Lab cinsinden ifade etmektedir. Oluşturulan bu sistem ile, dijital kameranın yanı sıra; kameranın bağlı olduğu bir bilgisayar, bilgisayar programı, görüntüyü yakalayan bir sürücü ve renk sensörünün de bulunması gerekmektedir (Wee ve ark., 2006).

Farklı kompozit materyallerinin 10 değişik renginin incelendiği bir çalışmada, elektronik fotoğraf ile analiz yönteminin başarılı sonuçlar verdiği anlaşılmıştır. (Yamanel ve ark., 2010). Fotoğraf yoluyla renk ölçümü ve görsel renk ölçümlerin karşılaştırılmasının yapıldığı başka bir çalışmada, dijital ortamda renk analizi yönteminin, görsel renk analizine göre daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Ayrıca hekim ve teknisyenin ayrı bina, şehir ve ülkelerde olduğu durumlarda dijital fotoğrafların kullanımının, hekim ve teknisyenin iletişimini kolaylaştırması açısından avantajlı olduğu kabul edilmektedir (Dancy ve ark., 2003).

Diş hekimliğinde renk seçiminde dijital fotoğrafların kullanımı, son dönemlerde moda olmuştur. İlgili yöntem ile, elektronik fotoğrafların görüntü kalitesi oldukça önemli düzeyde artış göstermiştir. Görüntünün kalitesi ise; kameranın ayarları, ortamın aydınlanma koşulları, kameranın tipi, görüntünün boyutu ilgili diş ya da dişlerin pozisyonu veya renk anahtarına göre değişiklik göstermektedir. Dijital fotoğraflar, sadece uygun koşul ve uygun cihazlar ile ölçüm yapıldığı takdirde yararlı olabilecek renk değerlendirme yöntemlerinden biridir. Bunun yanında fotoğraftan sonucunda değerlendirmelerin tamamen subjektif olduğu ve yeterli olmama durumu da göz önünde tutulmalıdır (Da Silva ve ark.,2008).

2.5.6. Renklerde Maskeleyme Etkinliği

Genel olarak dış ve iç kaynaklı sebeplere bağlı olarak oluşan diş renklenmeleri, renklenmeye sebep olan kromojenlerin dişin pulpa odasının veya dış yüzeyi duvarlarına penetre olmasına bağlı olarak gelişmektedir. Karbomit peroksit, sodyum perborat ve hidrojen peroksit gibi ajanlar, renk değişimi yaşamış dişlerin beyazlatılma işleminde çok fazla tercih edilen kimyasallardır. Bu ajanların etki derecesinin kısıtlı olması durumunda protetik rehabilitasyonlarla daha beyaz dişler ve daha estetik dişler elde etmede daha başarılıdır. (Şoim ve ark. 2018). Diş hekimliğinde özellikle görünür

bölgelere yapılan işlemler restorasyonlarda, optimal estetiğin ortaya çıkarılması için en başarılı materyal olarak tam seramik kabul görmüştür. İlgili materyallerin içerisinde bulunan orta seviyede ki transparan özelliğe ve farklı kırılma indislerine sahip minik parçacıklar, ışığın normal bir dişe yakın paternler katederek absorbe edilmesini, geçirilmesini veya yansıtılması sağlamaktadır. Bunun yanı sıra tam seramik materyallerin çoğunluğunda, floresan ve opalesans özellik bulunması da daha canlı görünüme sahip yenilemeler yapılabilmesini sağlamaktadır (Hernandes ve ark. 2016).

Yenileme uygulamalarında, özellikle de renklenmiş dişler söz konusu olduğunda, dişlerin canlılığını tehlikeye atmadan çok miktarda diş yapısının kaldırılamaması durumunda bazı durumlar vardır. Restoratif malzemenin kalınlığı da restorasyonun sonucuna katkıda bulunur ve maskeleme etkisi ile kalınlık arasındaki yakın ilişkiyi gösteren çalışmalar vardır. Bir çok çalışma materyalde kalınlık miktarı arttıkça maskeleme etkinliği arttığı belirtilmiştir. Bazı durumlarda, restorasyonların üretimi için daha fazla opak seramik önerilir. Bununla birlikte, renklenmiş dişlerin yenilenmesi doğal renkli dişlerden daha zor ve sonuç rengi daha az ön görülebilinmektedir. Bu sebeple, doğru seramik malzemenin seçilmesi, klinisyen ve diş teknisyeni için bir deneyim meselesidir.

Restoratif materyalin özellikleri iyi bilinmeli aşırı renklenmiş dişlerde saydam materyallerden ziyade yarı saydam ve opak materyaller tercih edilmelidir. Yarı saydamlık, tam saydamlık ve opaklık materyalin karakterize özelliğindedir. Toplam geçirgenliği ölçerek, kontrast oranını ve yarı saydamlık parametresini hesaplayarak ölçülmelidir. Yarı saydamlık parametresi, siyah ve beyaz arka planlarda ölçülen belirli bir kalınlığa sahip bir nesnenin CIE LAB parametreleri arasında hesaplanan renk farkı olarak ifade edilir. Renklenmiş dişler restore edildiğinde seramik malzemenin maskeleme özellikleri kritik öneme sahiptir. Yine de, bu tür dişlerin doğal görünümünü yarı saydam seramik malzemelerle restore etmek daha da zordur. Maskeleme özelliklerinden bir diğeri kullanılacak rezin simandır. Değişik renklere sahip rezin simanlar ile aşırı renkli dişlerde istenilen final rengine katkıda bulunacaktır. Bununla beraber zamanla rezin simanda oluşabilecek renklenme durumu göz önünde bulundurulmalıdır (Elbieh, Ahmed Yousef, 2011, Hernandez ve ark. 2016).

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Araştırma Laboratuvarında yapılmıştır.



Şekil 10. Çalışmada Kullanılan Hibrit Bloklar.

Tablo 7. Çalışmada Kullanılan Malzemeler.

MATERYAL İSMİ	RENGİ	ÜRETİCİ FİRMA	MATERYAL TİPİ
Cerec Blok	A2(HT)	Dentsply, Bensheim, Almanya	Feldspatik cam seramik
GC CeraSmart	A2(HT)	Bunkyo-ku, Tokyo, Japonya	Rezin Nanoseramik
Vita Enamic	A2(HT)	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	Seramik ve Kompozit matriksin birlikte bulunduğu hibrit material
Lava Ultimate	A2(HT)	3M/ ESPE. USA	Nanomer ve nanocluster içerikli nanoseramik.
Clearfil Majesty	A3	Chiyoda, Tokyo, Japonya	Nano hibrit ışıkla sertleşen kompozit.
G-Cem Link Force	A2	Bunkyo-ku, Tokyo, Japonya	Rezin Siman

Tablo 8. Çalışmada Kullanılan Aletler.

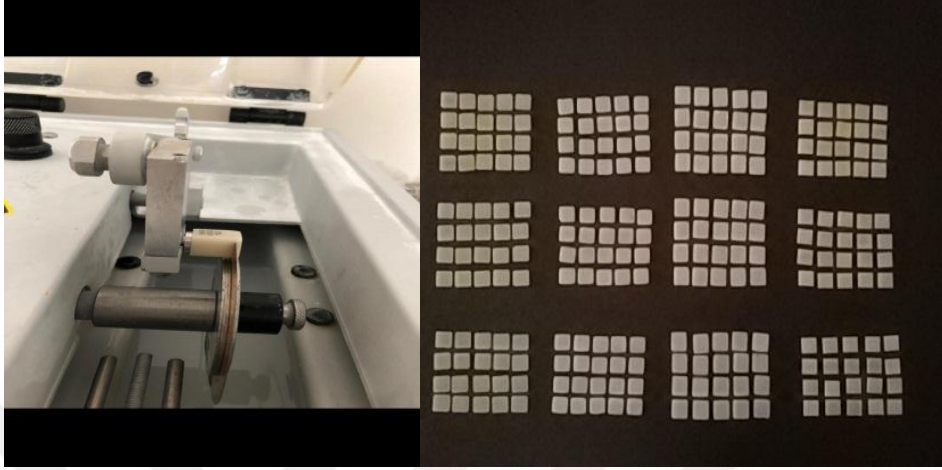
Alet İsmi	Üretici	Menşei	Kullanım Amacı
Isomet 1000	Beuhler	Lake Buff,İllinois USA	Blokların hassas kesimi
İsomet bıçağı	Beuhler	Lake Buff,İllinois USA	Blokların hassas kesimi
Dijital Kumpas	Altaş	Sakarya,TÜRKİYE	Kalınlık ölçmek
LED ışık cihazı	3M ESPE	Maplewood Minnesota ABD	Polşmerşzasyo n sağlamak
Üniversal test cihaz	Shimadzu	Kyono, kyono, JAPONYA	Sabit kuvvet uygulamak
Spektrofotometre	Spectrosh ade	Via Enrico Fermi, Verona İTALYA	Renk ölçümü yapmak

Çalışmada 4 ayrı grup olarak ayrılan örnekler için sırasıyla Cerec Blok, GC Cerasmart, Vita Enamic ve 3M Lava Ultimate kullanılmıştır. Altyapı için seçilen materyal hepsinde aynı olup A3 renkli Kuraray(Clearfil Majesty) kompozittir. Örneklerin simantasyonundasingantasyonunda dual-cure rezin siman olan G-CEM LinkForce renk A2 kullanılmıştır..

Test Örneklerin Hazırlanması

Örnekler her bir grup için kalınlıkları 1mm, 1,5 mm ve 2 mm olmak üzere isomet cihazıyla distile su altında 100 N(Newton) kuvvetle kesilerek hazırlanmıştır (Şekil 11). Her bir alt grup için 10'ar örnek olmak üzere toplam 120 alt yapı örneği elde edilmiştir. Kesilen numunelerin kenarlarındaki fazlalıklar farklı grenlerdeki silikon karbit (SiC) içerikli kağıtla su altında zımparalanma işlemi tamamlandıktan sonra; ultrasonik cihazda distile su içerisinde 40 kilohertz (kHz)'lik titreşimde 5 dk boyunca

bekletilmesinin ardından hava ile kurutulurdu. Elektronik kumpas (Altaş, Ordu, Türkiye) ile ölçülerek kalınlıkları gözden geçirildi (Şekil 12,13,14). Tüm örnekler talimatlara uygun olacak şekilde glaze ve polisaj işlemleri yapıldı.



Şekil 11. İsoMet Hassas Kesim Cihazı ve Kesilen Tüm Örnekler.



Şekil 12,13,14. Dijital Kumpas İle Örneklerin Kalınlıklarının Ölçülmesi.

Altyapı için; uzunluğu 14 mm, genişliği 7mm ve kalınlığı 1mm boyutlarında dikdörtgen şeklinde özel bir levha hazırlandı. Örnekler hazırlanırken düz yüzeyler elde etmek için levhanın alt yüzeyine siman camı yerleştirildi. A3 rengindeki nano hibrit kompozit (Kuraray Clearfil Majesty ES-2) levhadaki boşluğa bir spatül yardımıyla yerleştirilip, üzerine fazla materyalin uzaklaştırılması amacıyla siman camı bastırıldı. Üstteki siman camı kaldırılıp fazla kompozit resin uzaklaştırıldıktan sonra 100 mV/cm² gücünde LED ışık cihazının (3M Espe, Minnesota, ABD) ucu kompozite en yakın mesafeye dik bir konumda yerleştirilerek 20 sn ışık uygulandı ve kompozitin polimerizasyonu sağlandı(Şekil.15).



Şekil 15. Alt Yapı Kompozitin Hazırlanması.

Örneklerin Simantasyonu

Seramik örneklerin yüzey hazırlıkları için her bir örneğe %9 luk hidrofolorik asit 60 saniye boyunca uygulanı. Asitleme işleminden sonra tüm örnekler 60 saniye boyunca yıkandı ve hava kurutması ile kurutuldu (Şekil 16). Kullanıcı talimatları doğrultusunda bonding işlemi uygulandı ve 20 sn süre ile LED ışık uygulanmıştır

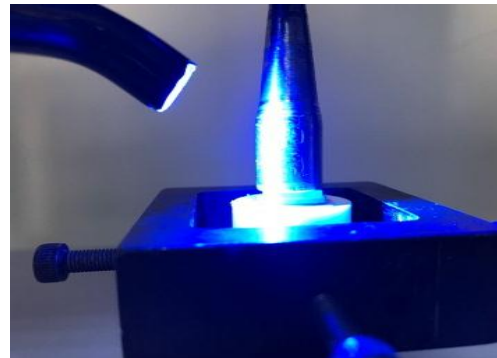


Şekil 16. Tüm Örneklerin Simantasyonu.

Daha sonra tüm örnekler alt yapı kompoziti ile G-CEM LinkForce dual-cure adeziv siman kullanılarak 10 N'luk basınç altında simante edildi. Simantasyon için LED ışık cihazı ile 20 sn süre ile ışık uygulandı (Şekil 17,18).



Şekil 17. Dual-Cure Adeziv Resin Simanın Görüntüsü.



Şekil 18. Sabit Kuvvet Altında Işık Uygulanması .

Simantasyon işlemi bitirilen örnekler, 37 derecede 24 saat süre ile etüv cihazında bekletilmiştir (Şekil 19).



Şekil 19. Çalışmada Kullanılan Etüv Cihazı.

Renk Ölçümü

Her bir gruba ait örnekler için renk ölçümleri CIEL*a*b* renk skalasına göre yansıma spektrofotometre (Spektroshade Verona, İtalya) ile yapıldı. Gri arka fon üzerinde L*, a* ve b* değerleri elde edildi (Şekil 20). Her bir örnek için renk ölçümü 5 kez tekrar edildi. Elde edilen değerler, bilgisayarda excel programına (Windows Office 2010) kaydedildi ve değerlerin ortalamaları alındı. Renkteki değişiklikler ΔE formülüyle hesaplandı. $\Delta E^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$



Şekil 20. Spektrofotometre İle Renk Ölçümü.

Örneklere ait değerler ΔE cinsinden SPSS programına kaydedildi ve istatistiksel analiz yapıldı.

İstatistiksel İncelemeler

İstatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 (Kaysville, Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (ortalama, standart sapma, medyan, frekans, oran, minimum, maksimum) yanı sıra normal dağılım göstermeyen üç ve üzeri grupların karşılaştırmalarında Kruskal Wallis test ve ikili karşılaştırmalarında Bonferroni Dunn test kullanıldı. Anlamlılık en az $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.



4. BULGULAR

İstatistik sonucu seramiklere ait değişik kalınlıkların ΔE ortalama değerleri ve standart sapması Tablo.9 'da gösterilmiştir.

Tablo 9. Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Seramik türü		Maskeleme Etkinliği			P
		Kron kalınlığı			
		1 mm (n=10)	1.5 mm (n=10)	2 mm (n=10)	
LAVA ULTIMATE	Min-Mak (Medyan)	8,4-9,7 (8,9)	8,4-16,7 (9,2)	9,2-16,8 (9,5)	0,008**
	Ort±Ss	9,05±0,37	10,55±3,11	11,59±3,46	
CEREC BLOK	Min-Mak (Medyan)	6,4-17,1 (7,7)	7,9-9,0 (8,6)	8,6-9,4 (8,9)	0,008**
	Ort±Ss	9,36±3,87	8,58±0,34	8,99±0,23	
VITA ENAMIC	Min-Mak (Medyan)	5,0-15,7 (5,9)	5,8-6,4 (6,0)	5,9-7,0 (6,2)	0,335
	Ort±Ss	8,51±4,71	6,04±0,23	6,32±0,36	
GC CERASMART	Min-Mak (Medyan)	2,4-3,5 (3,0)	3,3-5,0 (3,6)	3,5-4,7 (4,2)	0,001**
	Ort±Ss	2,98±0,33	3,73±0,48	4,27±0,33	

Kruskal Wallis Test

**p<0.05

Tablo 10. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

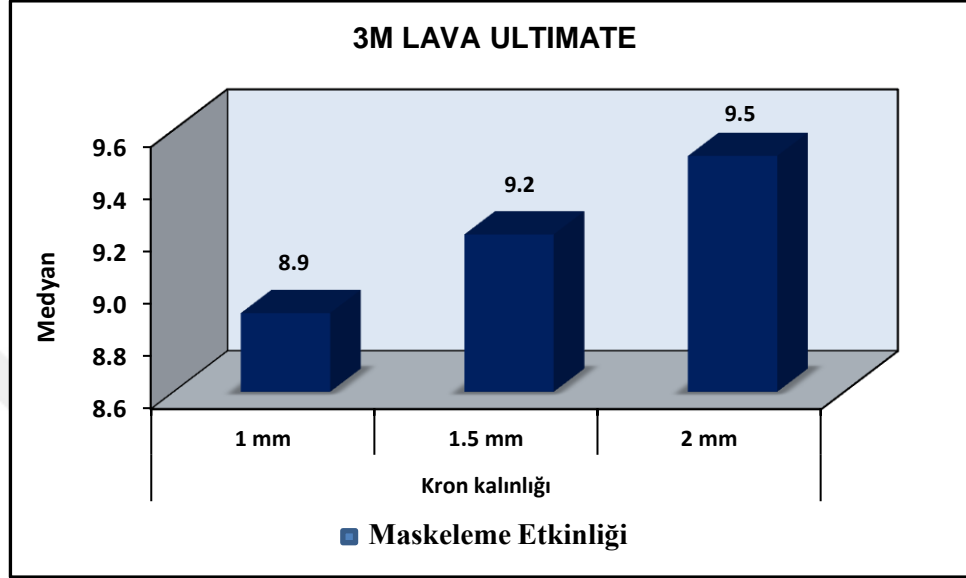
Seramik türü	İkili Karşılaştırmalar		
	1 mm-1.5 mm	1 mm-2 mm	1.5 mm-2 mm
3M LAVA ULTIMATE	0,560	0,006**	0,226
CEREC BLOK	0,612	0,006**	0,214
GC CERASMART	0,017*	0,001**	0,226

Dunn's Test

**p<0.05

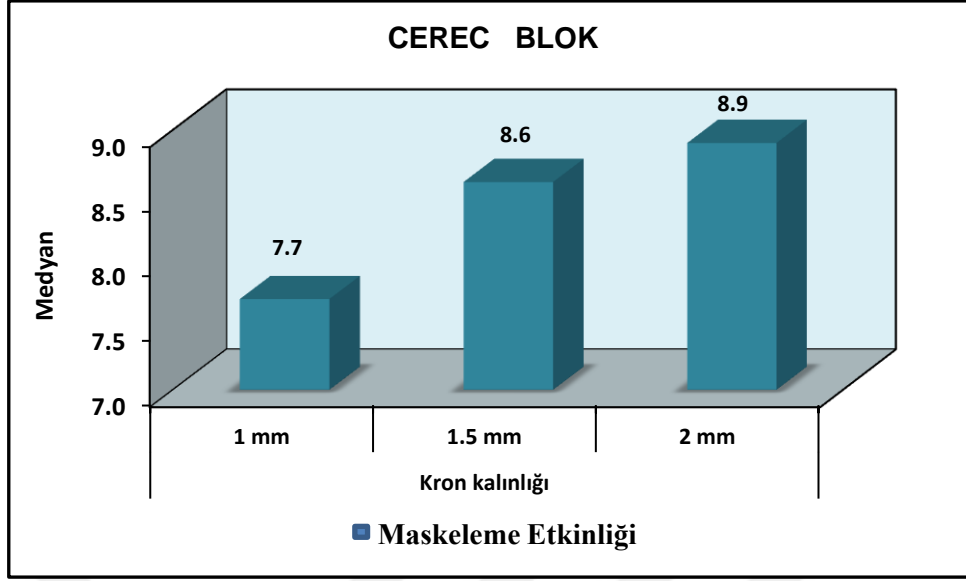
*p<0.05

3M Lava Ultimate örneklerde; kron kalınlıklarına göre maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.008$; $p<0.01$) (Tablo 9). Değişikliği yaratan grubu belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 2 mm olanların maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.006$; $p<0.01$) (Tablo 10). Diğer grupların maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 10).



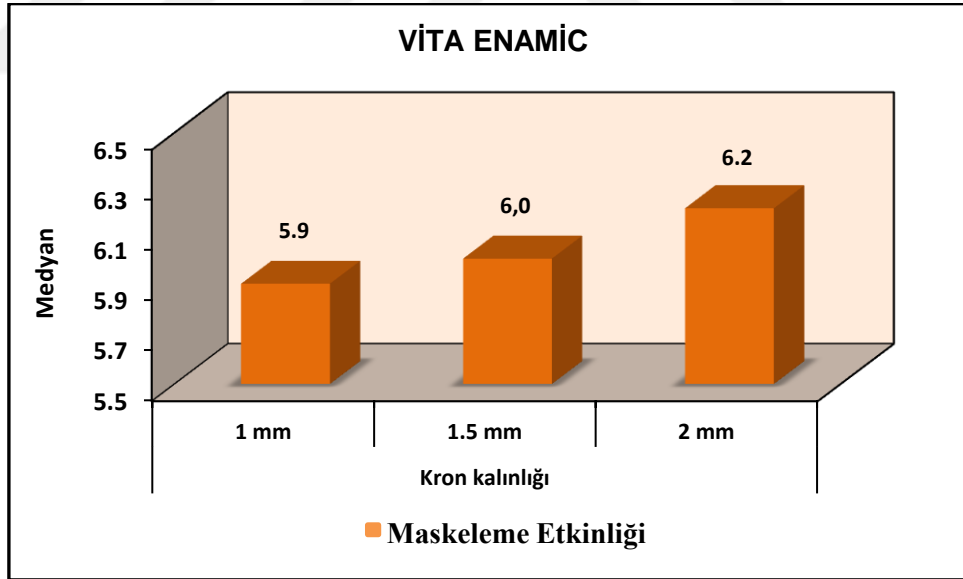
Şekil 21. 3M Lava Ultimate Kron kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.

Cerec Blok örneklerde; kron kalınlıklarına göre maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.008$; $p<0.01$) (Tablo 9). Değişikliği yaratan grubu belirlemek amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 2 mm olanların maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.006$; $p<0.01$) (Tablo 10). Diğer grupların maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 10).



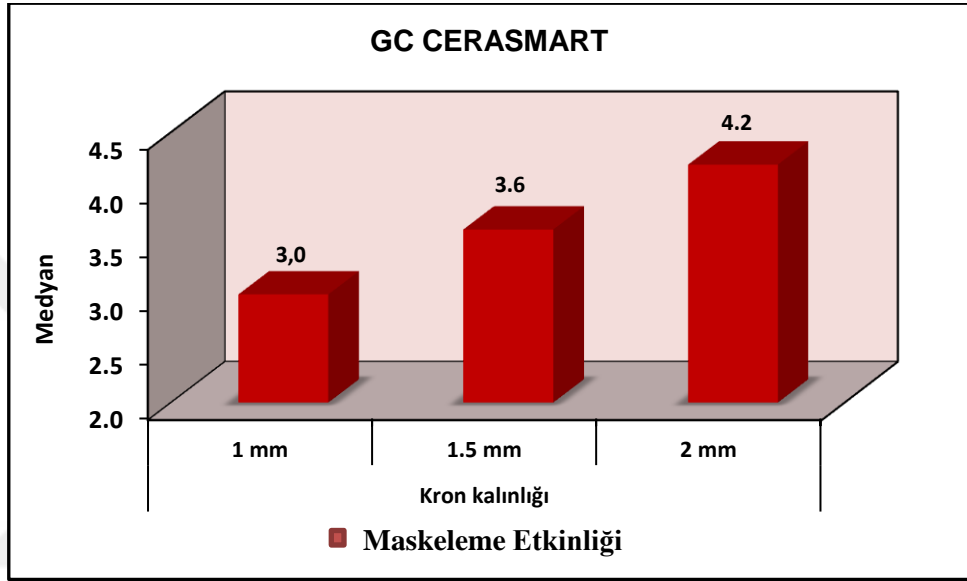
Şekil 22. Cerec Blok Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.

Vita Enamic örneklerde; kron kalınlıklarına göre renk değerleri istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p=0.335$; $p>0.05$) (Tablo 9).

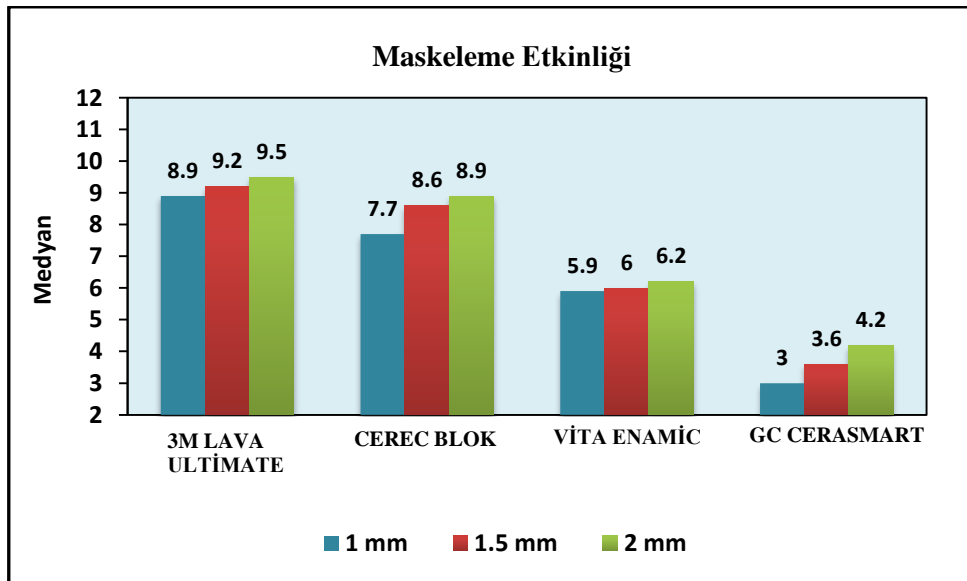


Şekil 23. Vita Enamic Kron kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.

GC Cerasmart örneklerde; kron kalınlıklarına göre maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermiştir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 9). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; kron kalınlığı 2 mm ve 1.5 mm olanların maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.017$; $p<0.05$) (Tablo 10). Kron kalınlığı 2 mm ve 1.5 mm olanların maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı değişiklik gözlenmemiştir ($p>0.05$) (Tablo 10).



Şekil 24. GC Cerasmart Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.



Şekil 25. Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.

Tablo 11. Kron Kalınlıklarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Kron kalınlığı		Maskeleme Etkinliği				P
		Seramik türü				
		3M LAVA ULTIMATE (n=10)	CEREC BLOK (n=10)	VITA ENAMIC (n=10)	GC CERASMART (n=10)	
1 mm	Min-Mak (Medyan)	8,4-9,7 (8,9)	6,4-17,1 (7,7)	5,0-15,7 (5,9)	2,4-3,5 (3,0)	0,001**
	Ort±Ss	9,05±0,37	9,36±3,87	8,51±4,71	2,98±0,33	
1.5 mm	Min-Mak (Medyan)	8,4-16,7 (9,2)	7,9-9,0 (8,6)	5,8-6,4 (6,0)	3,3-5,0 (3,6)	0,001**
	Ort±Ss	10,55±3,11	8,58±0,34	6,04±0,23	3,73±0,48	
2 mm	Min-Mak (Medyan)	9,2-16,8 (9,5)	8,6-9,4 (8,9)	5,9-7,0 (6,2)	3,5-4,7 (4,2)	0,001**
	Ort±Ss	11,59±3,46	8,99±0,23	6,32±0,36	4,27±0,33	

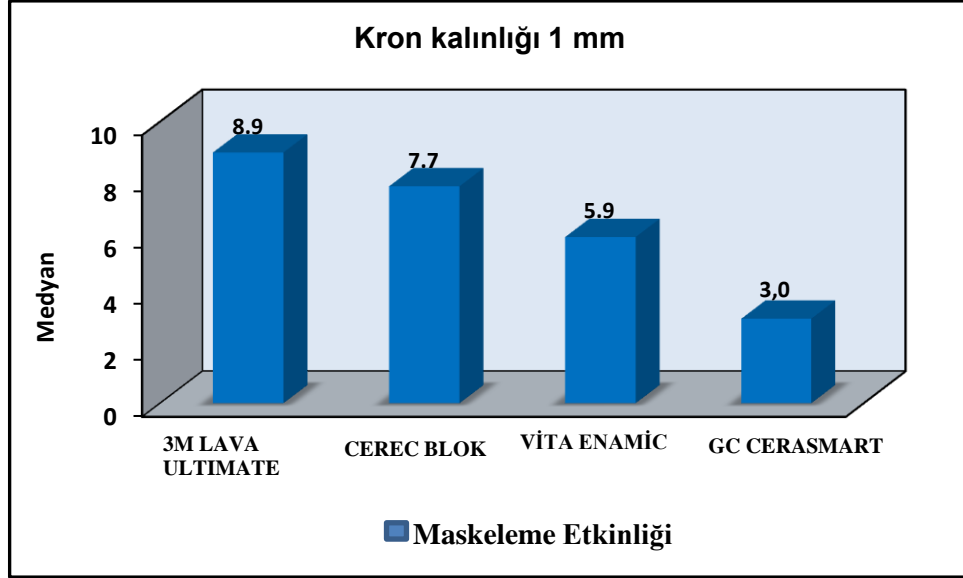
Kruskal Wallis Test ** $p < 0.01$

Tablo 12. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Kalınlık	İkili Karşılaştırmalar					
	P ₁₋₂	P ₁₋₃	P ₁₋₄	P ₂₋₃	P ₂₋₄	P ₃₋₄
1 mm	1,000	0,415	0,001**	1,000	0,001**	0,018 *
1.5 mm	0,701	0,002**	0,001**	0,222	0,001**	0,335
2 mm	0,511	0,001**	0,001**	0,268	0,001**	0,335

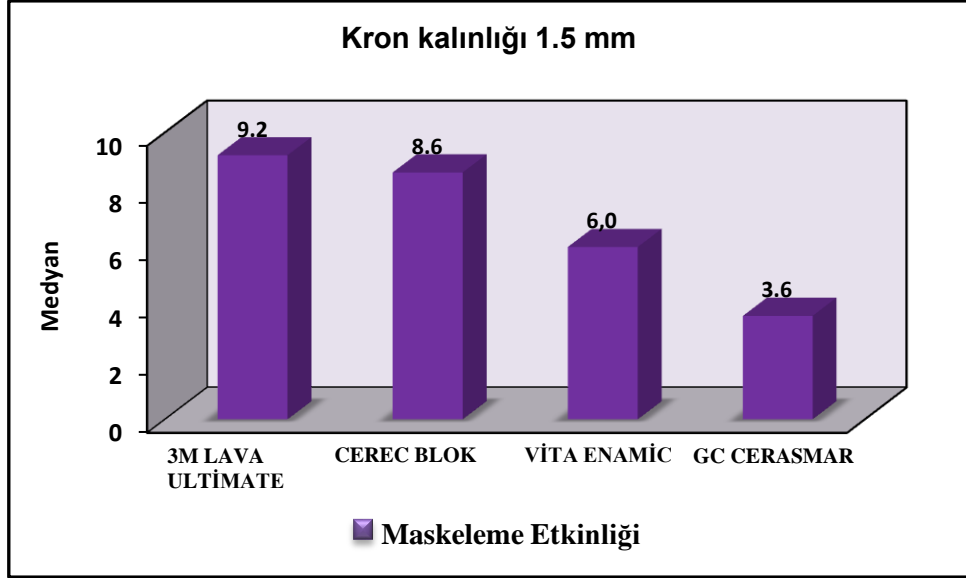
Dunn's Test ** $p < 0.01$ * $p < 0.05$

Kron kalınlığı 1 mm olanlarda; maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 11). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate, Cerec Blok ve Vita Enamic olanların maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.001$; $p=0.018$; $p<0.05$) (Tablo 12). Diğer grupların maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 12).



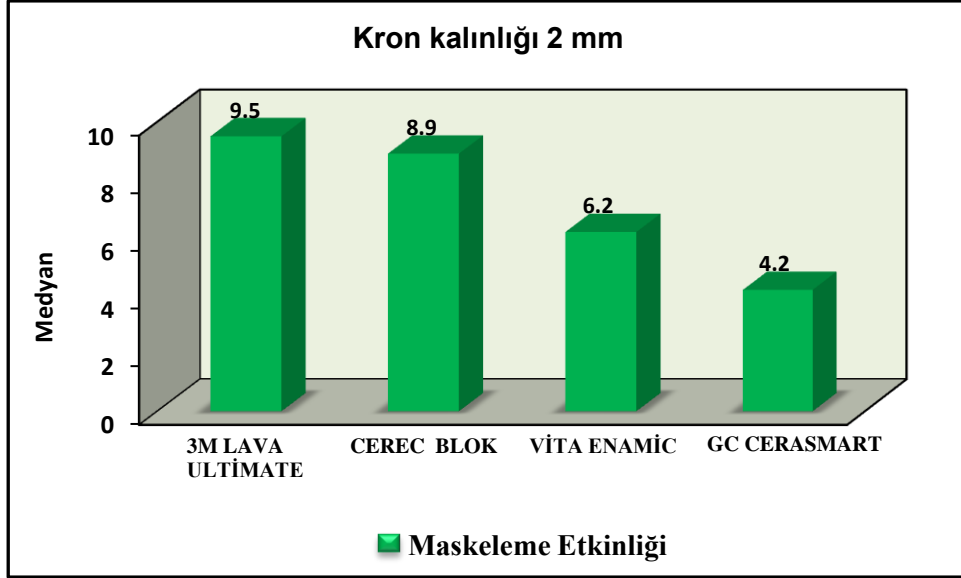
Şekil 26. Kron Kalınlığı 1 mm Olanlarda Göre mMaskeleme Etkinliğinin Dağılımı.

Kron kalınlığı 1.5 mm olanlarda; maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 11). Yapılan ikili karşılaştırmaların sonucunda: seramik 3M Lava Ultimate olanların maskeleme etkinliği, Vita Enamic ($p=0.002$) ve GC Cerasmart ($p=0.001$) olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$) (Tablo 12). Cerec Blok olanların maskeleme etkinliği, seramik GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 12). Diğer grupların maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 12).

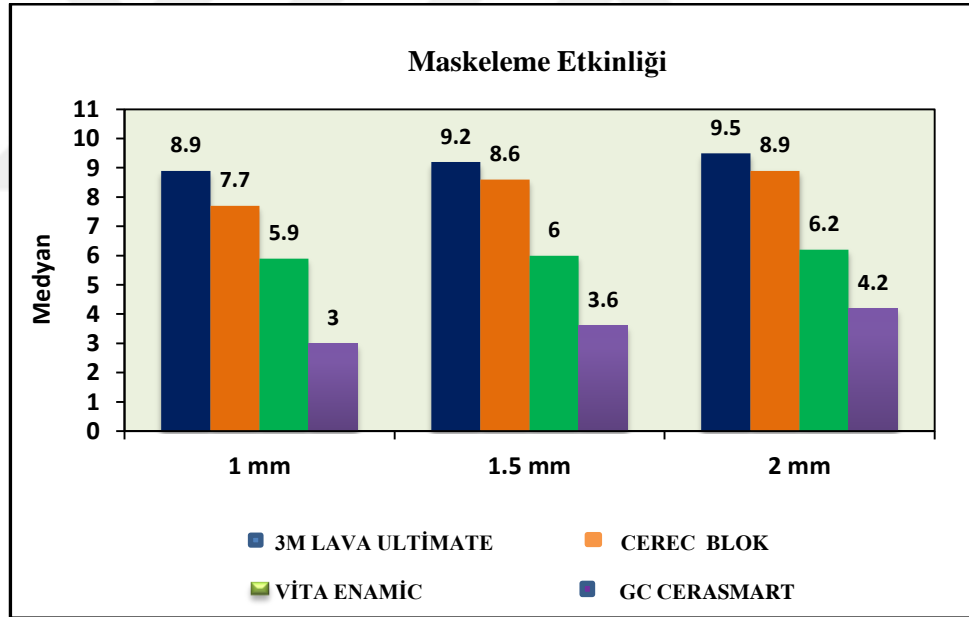


Şekil 27. Kron Kalınlığı 1.5 mm Olanlarda Maskeleme Etkinliğinin Dağılımı.

Kron kalınlığı 2 mm olanlarda; maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 11). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate olanların maskeleme etkinliği, seramik Vita Enamic ($p=0.001$) ve GC Cerasmart ($p=0.001$) olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$) (Tablo 12). Cerec Blok olanların maskeleme etkinliği, seramik GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 12). Diğer grupların maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 12).



Şekil 28. Kron Kalınlığı 2 mm Dlanlarda Göre Maskeleme Etkinliğinin Dağılımları.



Şekil 29. Kron Kalınlıklarında Göre maskeleme Etkinliğinin Dağılımları.

Tablo 13. Kron Kalınlıklarına Göre ΔL Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Seramik türü		ΔL Maskeleme Etkinliği			P
		Kron kalınlığı			
		1 mm (n=10)	1.5 mm (n=10)	2 mm (n=10)	
3M LAVA ULTIMATE	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	6,9-26,4 (10,1)	14,1-216,7 (18,7)	15-215,2 (20,7)	0,003*
	<i>Ort±Ss</i>	12,33±6,05	55,94±80,17	74,99±90,12	
CEREC BLOK	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	19,8-263,4 (34,5)	37,7-54,5 (46,1)	49-55,8 (52,5)	0,004**
	<i>Ort±Ss</i>	74,26±91,99	45,44±5,19	52,56±2,53	
VITA ENAMIC	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	17,1-238,7 (25,8)	25,8-32 (28,3)	27,6-37,8 (31,3)	0,191
	<i>Ort±Ss</i>	83,37±98,37	28,49±1,98	31,66±3,70	
GC CERASMART	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,9-6 (4,3)	7,7-22 (10,1)	9,8-18,9 (16)	0,001**
	<i>Ort±Ss</i>	4,03±1,36	11,23±4,04	15,76±2,71	

Kruskal Wallis Test **p<0.01

Tablo 14. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre ΔL Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Seramik türü	İkili Karşılaştırmalar		
	1 mm-1.5 mm	1 mm-2 mm	1.5 mm-2 mm
3M LAVA ULTIMATE	0,025*	0,004**	1,000
CEREC BLOK	0,911	0,004**	0,081
GC CERASMART	0,009**	0,001**	0,266

Bonferroni Dunn Test **p<0.01 *p<0.05

3M Lava Ultimate örneklerde; kron kalınlıklarına göre ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.003$; $p<0.01$) (Tablo 13). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 2 mm ve 1.5 mm olanların ΔL maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.004$; $p=0.025$; $p<0.05$) (Tablo 14). Kron kalınlığı 2 mm ve 1.5 mm olanların ΔL maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 14).

Cerec Blok örneklerde; kron kalınlıklarına göre ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.004$; $p<0.01$) (Tablo 13). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 2 mm ΔL maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde dūřüktür ($p=0.004$; $p<0.01$) (Tablo 14). Diđer grupların ΔL maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 14).

Vita Enamic örneklerde; kron kalınlıklarına göre ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 13).

GC Cerasmart örneklerde; kron kalınlıklarına göre ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 13). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 2 mm ve 1.5 mm olanların ΔL maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.009$; $p<0.01$) (Tablo 14). Kron kalınlığı 2 mm ve 1.5 mm olanların ΔL maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 14).

Tablo15. Kron Kalınlıklarına Göre ΔL Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Kron kalınlığı		ΔL Maskeleme Etkinliği				P
		Seramik türü				
		3M LAVA ULTIMATE (n=10)	CEREC BLOK (n=10)	VITA ENAMIC (n=10)	GC CERA SMART (n=10)	
1 mm	Min-Mak (Medyan)	6,9-26,4 (10,1)	19,8-263,4 (34,5)	17,1-238,7 (25,8)	0,9-6 (4,3)	0,001**
	Ort±Ss	12,33±6,05	74,26±91,99	83,37±98,37	4,03±1,36	
1.5 mm	Min-Mak (Medyan)	14,1-216,7(18,7)	37,7-54,5 (46,1)	25,8-32 (28,3)	7,7-22 (10,1)	0,001**
	Ort±Ss	55,94±80,17	45,44±5,19	28,49±1,98	11,23±4,04	
2 mm	Min-Mak (Medyan)	15-215,2 (20,7)	49-55,8 (52,5)	27,6-37,8 (31,3)	9,8-18,9 (16)	0,001**
	Ort±Ss	74,99±90,12	52,56±2,53	31,66±3,70	15,76±2,71	

Kruskal Wallis Test **p<0.01

Tablo 16. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre ΔL Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Kalınlık	İkili Karşılaştırmalar					
	P1-2	P1-3	P1-4	P2-3	P2-4	P3-4
1 mm	0,020*	0,155	0,212	1,000	0,001**	0,001**
1.5 mm	0,030*	1,000	0,096	0,335	0,001**	0,006**
2 mm	0,112	1,000	0,062	0,335	0,001**	0,016*

Bonferroni Dunn Test **p<0.01 *p<0.05

Kron kalınlığı 1 mm olanlarda; ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 15).Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Vita Enamic ve Cerec Blok olanların ΔL maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 16). Cerec Blok olanların ΔL maskeleme etkinliği de, Lava Ultimate olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.020$; $p<0.05$) (Tablo 16). Diğer grupların ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 16).

Kron kalınlığı 1.5 mm olanlarda; ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 15). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Vita Enamic ve Cerec Blok olanların ΔL maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.006$; $p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 16). Cerec Blok olanların ΔL maskeleme etkinliği de, 3M Lava Ultimate olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.030$; $p<0.05$) (Tablo 16). Diğer grupların ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 16). [Değişkenler normal dağılıma uygun olmadığı için istatistiksel değerlendirme yorumları medyanlar üzerinden yapılmaktadır, bu durum tüm çalışma bütünü için geçerlidir]

Kron kalınlığı 2 mm olanlarda; ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 15). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; Vita Enamic ve Cerec Blok olanların ΔL maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.016$; $p=0.001$; $p<0.05$) (Tablo 16). Diğer grupların ΔL maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 16).

Tablo 17. Kron Kalınlıklarına Göre Δa Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Seramik türü		Δa Maskeleme Etkinliği			P
		Kron kalınlığı			
		1 mm (n=10)	1.5 mm (n=10)	2 mm (n=10)	
3M LAVA ULTIMATE	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,3-1,1 (0,6)	0,2-1,1 (0,6)	0,6-1,4 (0,9)	0,045*
	<i>Ort±Ss</i>	0,61±0,29	0,61±0,31	0,92±0,22	
CEREC BLOK	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,2-1,3 (0,4)	0,5-1,8 (1)	0,6-1,6 (0,9)	0,034*
	<i>Ort±Ss</i>	0,60±0,41	1,07±0,37	0,99±0,26	
VITA ENAMIC	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0-0,3 (0)	0-0,2 (0,1)	0,1-0,3 (0,2)	0,003**
	<i>Ort±Ss</i>	0,05±0,10	0,10±0,08	0,20±0,08	
GC CERASMART	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,3-1,7 (1,1)	0,3-1,3 (0,8)	0,3-1,7 (0,7)	0,107
	<i>Ort±Ss</i>	1,06±0,38	0,74±0,33	0,78±0,39	

Kruskal Wallis Test

**p<0.01

*p<0.05

Tablo 18. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Δa Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Seramik türü	İkili Karşılaştırmalar		
	1 mm-1.5 mm	1 mm-2 mm	1.5 mm-2 mm
3M LAVA ULTIMATE	1,000	0,030*	0,033**
CEREC BLOK	0,043*	0,147	1,000
VITA ENAMIC	0,558	0,002**	0,122

Bonferroni Dunn Test

**p<0.01

*p<0.05

3M Lava Ultimate örneklerde; kron kalınlıklarına göre Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.045$; $p<0.05$) (Tablo 17). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 2 mm olanların Δa maskeleme etkinliği, 1.5 mm ve 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.033$; $p=0.030$; $p<0.05$) (Tablo 18). Kron kalınlığı 1.5 mm ve 1 mm olanların Δa maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 18).

Cerec Blok örneklerde; kron kalınlıklarına göre Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.034$; $p<0.05$) (Tablo 17). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 1.5 mm olanların Δa maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.043$; $p<0.05$) (Tablo 18). Diğer grupların Δa maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 18).

Vita Enamic örneklerde; kron kalınlıklarına göre Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.003$; $p<0.01$) (Tablo 17). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 2 mm olanların Δa maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.002$; $p<0.01$) (Tablo 18). Diğer grupların Δa maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 18).

GC Cerasmart örneklerde; kron kalınlıklarına göre Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 17).

Tablo 19. Kron Kalınlıklarına Göre Δa Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

		Δa Maskeleme Etkinliği				
		Seramik türü				
Kron kalınlığı		3M LAVA ULTIMATE (n=10)	CEREC BLOK (n=10)	VITA ENAMIC (n=10)	GC CERASMART (n=10)	P
1 mm	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,3-1,1 (0,6)	0,2-1,3 (0,4)	0-0,3 (0)	0,3-1,7 (1,1)	0,001**
	<i>Ort±Ss</i>	0,61±0,29	0,60±0,41	0,05±0,10	1,06±0,38	
1.5 mm	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,2-1,1 (0,6)	0,5-1,8 (1)	0-0,2 (0,1)	0,3-1,3 (0,8)	0,001**
	<i>Ort±Ss</i>	0,61±0,31	1,07±0,37	0,10±0,08	0,74±0,33	
2 mm	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	0,6-1,4 (0,9)	0,6-1,6 (0,9)	0,1-0,3 (0,2)	0,3-1,7 (0,7)	0,001**
	<i>Ort±Ss</i>	0,92±0,22	0,99±0,26	0,20±0,08	0,78±0,39	

Kruskal Wallis Test **p<0.01

Tablo 20. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Δa Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Kalınlık	İkili Karşılaştırmalar					
	P ₁₋₂	P ₁₋₃	P ₁₋₄	P ₂₋₃	P ₂₋₄	P ₃₋₄
1 mm	1,000	0,008**	0,532	0,014*	0,381	0,001**
1.5 mm	0,207	0,031*	1,000	0,001**	0,843	0,004**
2 mm	1,000	0,001**	1,000	0,001**	0,957	0,019*

Bonferroni Dunn Test **p<0.01 *p<0.05

Kron kalınlığı 1 mm olanlarda; Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 19). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate, Cerec Blok ve GC Cerasmart olanların Δa maskeleme etkinliği, Vita Enamic olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.008$; $p=0.014$; $p=0.001$; $p<0.05$) (Tablo 20). Diğer grupların Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 20).

Kron kalınlığı 1.5 mm olanlarda; Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 19). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate, Cerec Blok ve GC Cerasmart olanların Δa maskeleme etkinliği, Vita Enamic olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.031$; $p=0.001$; $p=0.004$; $p<0.05$) (Tablo 20). Diğer grupların Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 20).

Kron kalınlığı 2 mm olanlarda; Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 19). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate, Cerec Blok ve GC Cerasmart olanların Δa maskeleme etkinliği, Vita Enamic olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.001$; $p=0.019$; $p<0.05$) (Tablo 20). Diğer grupların Δa maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 20).

Tablo 21. Kron Kalınlıklarına Göre Δb Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Seramik türü		Δb Maskeleme Etkinliği			P
		Kron kalınlığı			
		1 mm (n=10)	1.5 mm (n=10)	2 mm (n=10)	
LAVA ULTIMATE	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	59,9-74,8 (69,1)	53,6-69,7 (63,8)	65,6-74,3 (68,6)	0,003**
	<i>Ort±Ss</i>	69,01±3,92	63,45±4,36	69,21±2,76	
CEREC BLOK	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	18,4-29,6 (27,7)	23,5-30 (27,4)	20,3-30,8 (28,8)	0,440
	<i>Ort±Ss</i>	26,22±3,83	27,18±2,34	27,40±3,71	
VITA ENAMIC	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	6,7-11 (9,5)	5,7-12 (7,6)	5,4-11,7 (8,4)	0,333
	<i>Ort±Ss</i>	8,99±1,51	7,96±1,94	8,20±1,70	
GC CERA SMART	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	3-5,4 (3,7)	1-3,1 (2,2)	0,5-2,8 (1,8)	0,001**
	<i>Ort±Ss</i>	3,91±0,70	2,14±0,60	1,77±0,71	

Kruskal Wallis Test **p<0.01

Tablo 22. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Δb Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Seramik türü	İkili Karşılaştırmalar		
	1 mm-1.5 mm	1 mm-2 mm	1.5 mm-2 mm
3M LAVA ULTIMATE	0,009**	1,000	0,012*
GC CERA SMART	0,002**	0,001**	1,000

Bonferroni Dunn Test **p<0.01 *p<0.05

3M Lava Ultimate örneklerde; kron kalınlıklarına göre Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.003$; $p<0.01$) (Tablo 21). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 2 mm ve 1 mm olanların Δb maskeleme etkinliği, 1.5 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.012$; $p=0.009$; $p<0.05$) (Tablo 22). Kron kalınlığı 2 mm ve 1 mm olanların Δb maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 22).

Cerec Blok örneklerde; kron kalınlıklarına göre Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 21).

Vita Enamic örneklerde; kron kalınlıklarına göre Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 21).

GC Cerasmart örneklerde; kron kalınlıklarına göre Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 21). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kron kalınlığı 1 mm olanların Δb maskeleme etkinliği, 1.5 mm ve 2 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.002$; $p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 22). Kron kalınlığı 1.5 mm ve 2 mm olanların Δb maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 22).

Tablo 23. Kron Kalınlıklarına Göre Δb Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

		Δb Maskeleme Etkinliği				
		Seramik türü				
Kron kalınlığı		LAVA ULTIMATE (n=10)	CEREC BLOK (n=10)	VITA ENAMIC (n=10)	GC CERASMART (n=10)	P
1 mm	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	59,9-74,8 (69,1)	18,4-29,6 (27,7)	6,7-11 (9,5)	3-5,4 (3,7)	0,001**
	<i>Ort±Ss</i>	69,01±3,92	26,22±3,83	8,99±1,51	3,91±0,70	
1.5 mm	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	53,6-69,7 (63,8)	23,5-30 (27,4)	5,7-12 (7,6)	1-3,1 (2,2)	0,001**
	<i>Ort±Ss</i>	63,45±4,36	27,18±2,34	7,96±1,94	2,14±0,60	
2 mm	<i>Min-Mak (Medyan)</i>	65,6-74,3 (68,6)	20,3-30,8 (28,8)	5,4-11,7 (8,4)	0,5-2,8 (1,8)	0,001**
	<i>Ort±Ss</i>	69,21±2,76	27,40±3,71	8,20±1,70	1,77±0,71	

Kruskal Wallis Test **p<0.01

Tablo 24. Kron Kalınlıklarının İkili Karşılaştırmalarına Göre Δb Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

Kalınlık	İkili Karşılaştırmalar					
	P1-2	P1-3	P1-4	P2-3	P2-4	P3-4
1 mm	0,335	0,001**	0,001**	0,335	0,001**	0,335
1.5 mm	0,335	0,001**	0,001**	0,335	0,001**	0,335
2 mm	0,335	0,001**	0,001**	0,335	0,001**	0,335

Bonferroni Dunn Test **p<0.01

Kron kalınlığı 1 mm olanlarda; Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 23). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate ve Cerec Blok olanların Δb maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 24). 3M Lava Ultimate Δb maskeleme etkinliği de, Vita Enamic olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 24). Diğer grupların Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 24).

Kron kalınlığı 1.5 mm olanlarda; Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 23). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate ve Cerec Blok olanların Δb maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 24). 3M Lava Ultimate Δb maskeleme etkinliği de, Vita Enamic olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 24). Diğer grupların Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 24).

Kron kalınlığı 2 mm olanlarda; Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 23). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate ve Cerec Blok olanların Δb maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 24). 3M Lava Ultimate Δb maskeleme etkinliği de, Vita Enamic olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$) (Tablo 24). Diğer grupların Δb maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0.05$) (Tablo 24).

5. TARTIŞMA

Yıllar geçtikçe artış gösteren estetik ihtiyaç sebebiyle doğal dişlere benzer şekilde ışık geçirgenliği ve yansıması özellikleri sebebi ile tam seramik restoratif materyallerinin diş hekimliği pratiğinde kullanılmaya başlanmıştır. 3 üniteli köprüler, tek diş yenilemeleri, onley, inley yapımında tam seramik materyaller kullanılmaktadır (Haselton., 2000). Hassas dijital görüntüleme ve dijital tasarım ile frezeleme teknolojisinin kombinasyonu olan CAD/CAM sistemleri tam seramik yenilemelerin daha güvenilir ve başarılı olarak üretimini sağlamıştır. CAD/CAM yenileme materyallerini çoğunlukla dental seramikler, kompozit rezinler ve akrilik rezinler oluşturmaktadır (Giardona., 2006).

CAD/CAM seramik sistemler, ek bir randevuya ihtiyaç duymaksızın hasta başında bitirilmesi, iyi mekanik ve optik özelliklere sahip olması, kimyasal stabiliteleri ve biyouyumlu olmaları gibi özellikleri neticesinde hekimlerin tercih sebebi olmuştur (Lauvahutanon ve ark., 2014 ve Nguyen ve ark., 2014).

Seramik esaslı CAD/CAM zirkonyum bloklar ve tam seramik; kırılma dayanıklılığı bakımından, estetik bakımdan, aşınma direnci bakımından yüksek özelliklere sahip olsa bile zıt doğal dişlere karşı abrazyon etki edebilmektedir. Bunun tam tersi önceki nesil rezin kompozit bloklardan üretilen yenilemelerde çoğunlukla mekanik ve estetik başarısızlıklar yaşanmasına neden olmuştur. Kimyasal, mekanik, fiziksel, ve estetik özelliklerinin artması için rezin esaslı kompozit bloklara seramik özellikli materyaller katılarak diş dokusu ile daha uygun mekanik ve fiziksel özelliği olan yeni nesil- rezin esaslı seramik hibrit blokların üretimi başlatılmıştır (Coldea ve ark., 2013).

Üretici firmalar, son yıllarda “hibrit seramik” ismi verilen yeni CAD/CAM materyal grubunu, kompozit ve seramik materyallerin olumlu özelliklerini taşıdığı iddiası ile piyasaya sürmüşlerdir. Literatürde, seramik ve polimer çift ağ yapısına sahip bu materyallerin daha az kırılğan olduğu, daha kolay işlenebildiği ve daha iyi kenar uyumu sağladığı öne sürülmüştür. Günümüzde polimer infiltre seramik ağ yapıli materyal ve rezin nano seramik materyaller olmak üzere değişik yapıda hibrit seramikler piyasada bulunmaktadır (Elsaka, 2014).

Hibrit seramikler, materyal bilimi açısından, kompozit rezin yapısındadır. Bununla birlikte birçok in-vitro çalışmada bu yeni materyallerin cam seramiklere alternatif olarak kullanılabilmesi gösterilmiştir (Elsaka, 2014). Klinik çalışmalar da benzer şekilde laboratuvar bulgularını desteklemektedir. Yüksek yoğunluklu polimer yapıları CAD/CAM materyalleri kullanılarak hazırlanan yenilemelerin, uzun vadede klinik kullanımının mümkün olduğu ve karmaşık tedavi modelleriyle birlikte de kullanılabilme avantajları sunduğu rapor edilmiştir.

CAD/CAM hibrit bloklar, seramikler ile karşılaştırıldığında, hibrit blokların rezin içeriğinden ötürü elastik modülüsü yüksek olması, malzemenin işlenebilirliğine ve esnekliğine katkı sağlar. Öte yandan seramik parçacıkları içermesi ise, materyallere estetik ve sağlamlık kazandırır. Bunlara ek olarak dental CAD/CAM hibrit bloklar, geleneksel CAD/CAM seramik bloklara göre çok daha kolay üretilebilir ve onarılabilirler (Amaya-Pajares ve ark., 2016, Fasbinder ve ark., 2016). Bu sebeple çalışmamızda değişik kimyasal içeriğe sahip hibrit seramik materyaller kullanılmıştır.

Della Bona ve ark. (2014) polimer içerikli seramik olan Vita Enamic'i kullanarak yaptıkları bir çalışmada, bu materyalin mekanik özelliklerinin seramik ve kompozit materyalleri arasında olduğunu belirtmiştir. Dirxen ve ark.(2013) yaptıkları bir çalışmada, noninvaziv işlemler kullanılarak uygulanan Vita Enamic materyalinin 1 yıl içerisinde klinik takip sonuçlarının başarılı olduğunu rapor etmişlerdir. Mörmann ve ark.(2006) Vita Enamic ve Lava Ultimate materyallerinin, mine yapısını taklit eden mekanik özelliklere sahip olduklarını belirtmişlerdir. Lawsan ve ark. (2016) nanohibrit rezin doldurucu olan GC Cerasmart yüksek elastikiyet ve baskı dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Awada ve ark. (2015) yaptıkları bir çalışmada, hibrit seramiklerin mutlak translusensi değerlerinin feldspatik seramik ve rezin kompozitlerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Hibrit seramik materyallerin diş sert dokularıyla karşılaştırıldıklarında renk koordinatları ve translusenslikleri gibi optik özelliklerine ait çok az bilgi mevcuttur.

Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda estetik ve mekanik özellikleriyle her geçen gün popülerliği artan hibrit seramiklerin polimer infiltre seramik grubundan Vita Enamic ve rezin nano seramik grubundan Lava Ultimate ve Cerasmart materyalleri kullanıldı. MTam seramiklerin estetik özellikleri materyalin içeriğinden üretim

aşamasından ve çevresel etkenlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir (Lee, Y.K 2007). Stevenson ve ark. (2010) tam seramiklerin renklerinin hatta materyalin opasitesinden, seramik kalınlığından, yenilenenin altında kalan diş dokusunun renginden etkilenebileceği belirtilmiştir. Diğer çalışmalar incelendiğinde ise tam seramik restorasyonların estetik başarısı ve optik çeşitlilikleri; fırınlama sayısına, yüzey özelliklerine, restorasyonun rengine, yapıştırma ajanına, kor ve veneer kalınlığına bağlı olduğu anlaşılmıştır. (Dede., 2013, Hernandes ve ark. 2016). Bununla beraber hibrit seramiklerin kalınlığın renge etkisi ile sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızda değişik kalınlıklardaki farklı tam seramiklerin yenilemenin final rengine etkisi incelenmiştir.

Günümüzde cam seramik yenilenenlerin yapıştırılmasında sıklıkla kompozit esaslı rezin yapıştırma simanları tercih edilmektedir. Önce kimyasal daha sonra ışıkla ve dual sertleşen rezin simanlar gittikçe popüler hale gelmiştir. Resin simanlar seramik inley ve onlaylerin, tam seramik lamina ve kronların yapıştırılmasında rutin olarak kullanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004, Üşümez ve ark., 2004, Pegoraro ve ark., 2007, Guiraldo ve ark., 2008, Kılıçarslan ve ark., 2008).

Dental literatürde hidro florik asit (HF) asit genellikle %5-10 arası konsantrasyonlarda kullanılırken; Yu ve arkadaşları (2009) tarafından, hidroflorik asitin konsantrasyonuna göre en iyi asitleme zamanları; %15 için 0.5 dakika, %10 için 1 dakika, %7.5 için 10 dakika, %5 için 7.5 dakika ve %2.5 için 5 dakika olacak şekilde belirtilmiştir. Bununla birlikte, HF asitin yumuşak dokulara aşırı kostik etkileri ve ani buharlaşabilmesi sebebiyle inhalasyon riskinin fazla olması klinik kullanımının kısıtlanmasına sebep olur. Tez çalışmamızda üretici firmaların talimatlarına uyarak, %9' luk HF asiti 60 saniye uyguladık.

Silan uygulaması adeziv yüzey ile, uygulanan yüzey işlemleri sonucunda ekspozite olan cam matris içindeki doldurucu parçacıklarla bağlantıyı iyi bir şekilde sağlar. Silanlar kimyasal olarak çift fonksiyonludur, hem organik hem inorganik materyallerle bağlanabilirler. Seramiğin silika (SiO₂) molekülleri ile rezin simanın metakrilat grupları birbiriyle bağlanarak rezin-seramik bağlantısını arttırmaktadırlar. Bu yüzden seramiklerin simantasyonu öncesi HF asiti takiben silan kullanımının iyi bir bağlantı için gerekli olduğu rapor edilmiştir (Flury ve ark. 2016). Ayrıca, silan

uygulaması seramik yüzeyin ıslanabilirliğini artırır. Çalışmamızda asitle pürüzlendirmelerden sonra silan uygulamasını üretici talimatlarına uygun bir şekilde yapılmıştır (Marsiglio ve ark. 2012, Daneshkazemi ve ark. 2014 Feitosa ve ark. 2016).

Rezin simanlar kimyasal, ışıkla ya da dual olarak sertleşirler. Kimyasal olarak sertleşen rezin simanlar, metal alt yapı sebebiyle ışık geçişinin engellendiği restorasyonların, rezin bağlı köprülerin ve kalınlığı 2 mm den fazla tam seramik ve onley restorasyonların simantasyonunda kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan rezin simanlar genellikle ince porselen ve kompozit laminate veneerler gibi ışık geçişine izin verebilen restorasyonların simantasyonunda kullanılır. Kullanılan porselenin kalınlığı arttıkça (0.7 mm'den fazla) polimerizasyon sırasındaki ışık geçişi azalacağından, rezin simanın yeteri kadar sertleşmesi sağlanamayabilmektedir. Dual-sertleşen rezin simanlar (1.5mm – 2.5mm kalınlığında) tam seramik restorasyonların simantasyonunda, porselen ve ışık penetrasyonuna limitli olarak izin verebilen rezin kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır (Devlin 2006, Pegoraro ve ark., 2007).

Adeziv rezin simanlar sadece kron yapıştırılmasında değil restorasyonların final renginin düzenlenmesinde de ciddi işlev görürler (Blatz ve ark. 2003).Yapılan araştırmalarda, seramik restorasyon altında kullanılan adeziv rezin simanın restorasyonun final rengi üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Simante edilecek restorasyonun final rengini, sadece tam seramik restorasyonun belirleyeceği düşünülmemelidir; ortaya çıkan bu final renk üzerinde restoratif malzeme olarak kullanılan porselen tipinin ve kalınlığının, rezin simanın renginin ve kalınlığının, ayrıca altındaki diş dokusunun renginin etkisi olduğu bilinmektedir (Vichi ve ark., 2000, Koishi ve ark., 2002, Tanoue ve ark., 2003, Lu ve Powers 2004, Raptis ve ark., 2006, Lee ve Powers 2007b). Barath ve ark. (2003), bu konuya ilişkin olarak tam seramik materyallerin değişik rezin simanlarla ve değişik arka fonlarla ilişkisinin spektrofotometrik analizini yapmışlardır. Sonuçlar, açık renkli ve translusent tam seramik restorasyonlarda kullanılan siman renginin, final estetik üzerinde çok ciddi bir etkiye sahip olduğunu ve koyu arka fon renginin ancak opak simanlarla ve koyu renkli yada ışık geçirgenliği az olan tam seramik restorasyonlarla maskelenebileceğini bildirmişlerdir.

Kaynaklardaki renk çalışmalarının bir bölümünde simantasyon sonrası ve öncesinde renk değişim değerleri incelenmiştir. Seramik yapının simantasyonunda kullanılmış olana simanların farklı seramiklerin son rengine ciddi derece etki ettiğine dair çok fazla çalışma bulunmaktadır (Yamanel ve ark. 2010). Yapılan çalışmada renk değişikliği üzerinde oluşabilecek olumsuz etkenlerden kaçınılmak istendiğinden bir çeşit rezin siman kullanılmıştır.

Dental seramik restorasyonlarda estetik, renk, translüsensi, floresans, yüzey yapısı ve şekli gibi çeşitli faktörlerden etkilenir. Translüsensi ve renk, restorasyonun doğal dişlere yakın görünümüne sahip olmasında ciddi faktörlerdir. Translüsensi özelliği, hedef rengi elde etmek için alttaki dişin rengini izole etmek ve yansıtmak için kullanılabilir. Yüksek translüsensliğe sahip olan materyaller, açık renge sahip doğal dişlerin restorasyonunda kullanılırken, daha düşük translüsensliğe sahip materyaller koyu renkli dişlerin rengini maskeleyerek için kullanılmaktadır.

Bir seramik materyalin translüsensliği, ışığın Emilimi, yansıması ve iletilmesi kontrol edilerek ayarlanabilir. Işığın saçılması ve yansıması arttıkça, materyalin opasitesi artar. Daha düşük yansıma ve daha yüksek ışık iletimi ise, materyalin translüsensliğinin artmasına sebep olur. Işığın saçılması, bir seramik materyalin translüsensliğini etkileyen ciddi bir faktördür (Awad ve ark. 2015).

Bitirme ve polisaj işlemleri esnasında kullanılan tekniklerin ve enstrümanların pürüzü olmayan bir yüzey oluşturarak restorasyonun bükülme dayanımını en üst noktaya çıkarması, restorasyonun aşındırma özelliğini azaltması, kırılma ve çatlak riskini azaltmasına karşıt dişlerin aşınmasını minimuma indirmesi ve bakterilerin restorasyon yüzeyine tutunmasının önüne geçerek üst düzey pürüzsüzlükte bir restorasyon oluşturması beklenmektedir. Ayrıca polisaj işlemlerinde kullanılan enstrümanların doğal dişlere benzer ışık yansıma ve kırılma özellikleri sağlayacak şekilde oluşturdukları parlak yüzey ile CAD/CAM restorasyonların estetik görünümü geliştirilmelidir.

CAD/CAM restorasyonlar için uygulanan bitirme ve cila işlemleri, porselen fırınında glaze uygulanma ve elde bitirme-polisaj işlemi olmak üzere iki tiptir. Hibrit seramik CAD/CAM restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri, porselen fırını

kullanmadan tek seansta tamamlanabilmektedir. Fasbinder ve arkadaşları (2016) yaptıkları bir çalışmada 2 yeni CAD/CAM materyalinin geleneksel feldspatik seramiklerden daha esnek, kırık ve parçalanmaya karşı daha dirençli olduğunu ve porselen fırınına ihtiyaç duymadan şekillendirme ve polisaj işlemlerinin kolayca yapılabildiğini belirtmişlerdir. Bu sebeple çalışmamızda feldspatik seramik hariç diğer örnek gruplarında yüzey mekanik polisaj işlemi uygulanmıştır. Feldspatik cam seramik örneklerde yüzey polisaj işlemi için glazing işlemi uygulanmıştır.

Renk değişikliklerinin en doğru ve objektif değerlendirilmesi, kolorimetre ve spektrofotometre gibi cihazlarla yapılabilmektedir. Ancak diş hekimliğinde renk ölçüm sonuçları değişkendir. Diş ve dental seramiklerin translusens ve optik özelliklerinden dolayı, standardize aydınlatma ışığı kolorimetreden yayılma sırasında bozulabilir, yanlış yönlere hareket edebilir, absorbe olabilir ve geri dönebilir. Kolorimetre çapından daha küçük çapta translusens materyallerin ölçümü yapıldığında ışığın bir kısmı kaybolmakta ve bu da renk ölçümünde hatalara sebep olmaktadır. Gönüldaş ve ark.(2014) yaptıkları bir çalışmada, translusens materyallerin renk değerlerinin spektrofotometre ve kolorimetre gibi çeşitli renk ölçüm cihazları kullanılarak belirlenebileceğini belirtmişlerdir. Ancak bu cihazlar kullanılırken doğru sonuçlar elde edilebilmesi için çok sayıda ölçüm yapılması gerektirdiğini vurgulamışlardır. Spektrofotometreler insan gözünün ayırt edemediği değişiklikleri bile tespit edebilen çok sayıda sensör içermektedir. Değişik ışık kaynağı ayarları ile ölçüm yapabildikleri için metamerizmi de belirleyebilirler. Spektrofotometrelerin uzun dönemde, tekrar edilebilen doğru ve ayrıntılı sonuçlar verebilmeleri renk ölçümlerinde tercih edilmelerini sağlamaktadır (Paravina ve ark. 2004; Wee ve ark. 2005). Bu sebeple çalışmamızda, spektrofotometre cihazı ile yapılan ölçüm sonuçlarının güvenilirliğinin artırılması amacıyla örnek sayısı artırılmış ve ölçümler her örnek yüzeyinden beşer kez yapılarak renk ölçüm hataları azaltılmaya çalışılmıştır.

Renk ölçümleri sonucunda elde edilen veriler arasındaki değişiklikler matematiksel olarak değişik formüllerle değerlendirilmektedir. CIELab formülü (ΔE^*_{ab}) bunlardan biridir. 1976 yılından beri; materyalin parlaklık değerini belirten “L” koordinatları ile kırmızıyeşil (a) ve sarı-mavi (b) aks aralığındaki renk yoğunluğunu (chroma) belirten “a”, ”b” koordinatlarından oluşturulan CIE formülleri; iki obje ya da

nesne arasındaki renk değişikliklerini hesaplamada kullanılmaktadır. Bu renk değişiklikleri ΔE olarak ifade edilmektedir. $\Delta E = [(L1^* - L0^*)^2 + (a1^* - a0^*)^2 + (b1^* - b0^*)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplanmaktadır. Çalışmamızda da bu formülden yararlanarak ΔE değerleri elde edildi. Renk değerlendirme işlemleri spektrofotometre ve CIE Lab renk sistemi kullanılarak objektif olarak yapıldı.

İnsan gözünün dental materyallerdeki küçük renk değişikliklerinin ayırt edebilmesi çok zordur. Yapılan tüm çalışmalar sonucuna göre insan gözünün $\Delta E < 1$ olması durumunda renk değişikliğini ayırt edemediği bildirilmiştir. Paul ve ark. (2002) spektrofotometrik aletlerle yapılan renk değerlendirme işlemlerinin insan gözü ile yapılan değerlendirmelere göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmiştir. Azer ve ark. (2011) algılanabilir renk değişkenlik sınırlarını 1,0 ve 2,0 arasında, kabul edilebilir sınırların ise 2,6 ve 3,7 arasında olduğunu bildirmektedirler. Gómez-Polo ve ark. ise çalışmalarında ΔE^*ab ; 1,0 ve 3,7 arasındaki renk değişiklik değerlerinin klinik olarak algılanabildiğini; 2,7 ve 6,8 arasındaki değerlerin ise kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu belirtmişlerdir. O' Brien ve ark. (2008) ise renk değişiminin 3,5 ΔE birimine kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu tespit etmişlerdir.

Maskeleme yeteneği, renklenmiş bir diş ya da metal bir post üzerine tam seramik restorasyon yapılacağında bulunması gereken bir özelliktir. Yüksek opasiteli seramikler, değişik arka planlarda en iyi renk stabilitesini göstermesinin yanısıra suni bir görüntü sergileme gibi bir dezavantaja sahiptirler. Kor kalınlığını arttırmak da maskelemenin daha başarılı olmasını sağlar. Ancak daha fazla diş dokusu uzaklaştırmayı ya da fazla konturlu restorasyonların yapımını gerektirebilmektedirler (Chu ve ark., 2004).

Maskeleme, renklenmiş bir yapı varlığında istenilen bir özelliktir. Restorasyon değişik yüzeylerde renk değişimi göstermediğinde ($\Delta E = 0$), maskeleme özelliği mükemmel sayılmaktadır (Chu ve ark., 2007). Birçok çalışma, gözün algılayabildiği renk farkının, $\Delta E = 1-2$ değerlerinde ortaya çıktığını; kabul edilebilir değer $\Delta E = 2,6-3,7$ olduğunu bildirmektedir (Azer ve ark., 2006). Ruyter ve arkadaşları (1987) ise $\Delta E \leq 3,3$ birim olduğunda sonucun görsel olarak kabul edilebilir olduğunu savunmuşlardır.

Yapılan çalışmaların sonuçları göz önüne alındığında kalınlık arttıkça translüsentlik üzerinde istatistiksel yönden ciddi farklar yarattığı gözlemlenmiştir. Alınan neticeler sonucunda kaynaklardaki farklı çalışmalarla karşılaştırıldığında çıkan sonuçların benzerliklerinin olduğu görülmüştür. Stawarczyk ve ark. (2016) değişik CAD/CAM tam seramiklerin kalınlıklarının final rengine baktığı çalışmada kalınlığın artması ile renk değişikliğinin daha az değiştiğini bildirmişlerdir. Seramikler ögenin kristal içeriğine bağlı olarak ışığı emmekte, ışığın geçmesine izin vermekte ve yansıtmaktadır. Seramik kalınlığının artması ile ışığın seramik içerisinden geçerken karşılaşıacağı seramik parçacık sayısının da artacağı anlamına gelmektedir. Bunun sonucunda ışığın yapı içerisinde daha fazla absorbe edilmesine ya da kırılarak dağılmasına sebep olmaktadır.

Bunun yanı sıra çalışmalarda farklı içeriği olan seramiklerin translüsentlikleri arasında da istatistiksel olarak ciddi fark elde edilmiştir. Bu değişikliğin seramiklerin içerisindeki kristal miktarına, bulunan kristallerin büyüklüğüne cam içeriğine, bağlı olarak değişim göstermektedir. Şirketlerin vermiş olduğu kristal içerikleri değerlendirmeye alındığında kırılma dayanımını en üst seviyeye çıkarmak için yapı içerisine eklenen kristal yapı miktarı arttıkça seramiğin ışık geçirgenliğinin düştüğü gözlemlenmektedir. (Alharbi ve ark. 2016). Tranlüsentliğin düşmesinin kristal yapının ışığı kırması ve absorbe etmesi kırması sebebiyle ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Eğilmez ve ark. (2017) beş farklı kalınlıkta (2,0 mm, 1,5 mm, 1,0 mm, 0,5 mm, 0,7 mm,) üç farklı içeriğe sahip hibrit seramiklerin (GC Cerasmart, Lava Ultimate, Vita Enamic) renk farklılığına ve translüsentliğini karşılaştırdığı çalışmada materyalin içeriği, kalınlığı, hue ve chroma değerlerinde farklılığa sebep olduğu belirtmiştir. Buna göre; materyal olarak hue etkeni farklılığı en çok sırasıyla Lava Ultimate, GC Cerasmart ve Vita Enamic'te olmuştur. Çalışmamızda, kalınlıkların artmasıyla maskeleme etkinliğinin artması ve materyallerdeki etkinlik değerleri açısından benzer sonuçlar elde edildi.

Xing ve ark. (2017) farklı kalınlıktaki IPS e.max press seramiklerin renklenmiş dişlerde maskeleme etkinliği incelemişlerdir. Çalışmada 0,5 ve 0,75 mm kalınlıklarda seramik kullanılmış , simantasyon için Rely X veneer rezin siman kullanılmıştır. 0,5

mm kullanılan grupta ΔE istatistik olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Çalışma sonucuna göre kalınlığın artması alt yapının maskelenmesinde daha etkin bulunmuştur.

Pires ve ark. (2017) 4 değişik kalınlıkta (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm) IPS e.max press high opacity (HO) ve low translucency (LT) tam seramiklerin değişik alt yapıda maskeleme etkinliğini incelemişlerdir. Alt yapı olarak kompozit ve metal alaşım kullanılmıştır. Simantasyon için translüsent renkte Variolink II rezin siman kullanılmıştır. Çalışma sonucuna göre 2mm kalınlıktaki yüksek opasite (HO) IPS e.max seramiklerde, kompozit alt yapıda daha etkin maskeleme olmuştur.

Perroni ve ark. (2017) yaptıkları pilot çalışmada maskeleme etkinliğinde, etkin olabilecek farklı faktörlere bakmışlardır. Çalışmada incelenen faktörler; restorasyon tipi, alt yapı renginin açıklık koyuluğu, seramik kalınlığı, yapıştırıcı simanın ajandır. Çalışma sonucuna göre, kron restorasyonlar veneer restorasyonlara göre daha etkin maskeleme özelliğine sahip bulunmuştur. Yine alt yapı renginin daha açık olmasının maskelemede daha etkin sonuca varıldığı sonucu bulunmuştur. Seramik kalınlığı arttıkça maskelemede daha başarılı sonuçlar elde edildiği sonucuna varılmıştır. Yapıştırıcı siman renginin açıktan koyuya doğru gidildikçe maskeleme daha başarılı olduğu bulunmuştur.

Değirmenci ve ark (2018) yaptıkları çalışmada üç değişik kalınlığa (1 mm ,1,5 mm ,2 mm) sahip nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerde translüsentlik, opalesans ve maskeleme etkinliğini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, her iki kompozit türünde translüsentlik ve opalesans azalırken maskeleme etkinliğinin arttığı görülmüştür.

Darabi ve ark. (2014) üç değişik kalınlıkta (0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm) beş çeşit kompozit (Gradia, Crystal-line, Vit-I-escence, Herculite XRV, Opallis) materyallerinin maskeleme etkinliğini araştırdıkları çalışmada, 1,5 mm kalınlıktaki örneklerin maskeleme etkinliği en yüksek değerde olduğunu bildirmişlerdir.

Stawarczyk ve ark. (2015) 1,2 mm kalınlıkta sekiz değişik materyalin (Vita Enamic, IPS Empress CAD, IPS E.max CAD, LAVA Ultimate, Shofu Block, GC Cerasmart, Ivoclar Composite, Coltene Composite) translüsentliklerini incelemişlerdir. Çalışmada, örnekler A2 renginde seçilmiştir. Alt yapı olarak yine A1 renginde kompozit

kullanılmıştır. Çalışma sonucunda en az translüsentliğe sahip IPS Empress CAD, IPS e.max CAD grupları bulunmuştur. En yüksek translüsentliğe sahip grup olarak Coltene CAD/CAM kompozit grubu bulunmuştur. Daha sonra sırayla, Ivoclar CAD/CAM kompozit, GC Cerasmart, Shofu Block , Lava Ultimate, Vita Enamic bulunmuştur. Bu sonuçlara göre materyal içinde inorganik doldurucunun fazla olması materyalde maskeleme etkinliğinin daha fazla oluşmasına neden olmaktadır.

Acar ve ark. (2016); Vita Enamic, Lava Ultimate, Lityum Disikat ve nano kompozit materyallerinin değişik kalınlıktaki renk değişikliklerini inceldikleri, çalışmada, kalınlık arttıkça sırasıyla nano kompozit, Lava Ultimate, Vita Enamic ve Lityum disikatta, ΔE değerlerinin arttığını ve böylelikle renk değişikliğinin Lityum disilikat hariç diğer materyallerde gözle görünür biçimde değiştiğini ifade etmişlerdir. Çalışmamızda, seramik kalınlıklarının artmasıyla genel olarak ΔE değerlerinin arttığı belirlendi. Bulunan bu sonucun çalışmaları paralel bir sonuç olduğu görülmektedir. Yani, materyal kalınlığı arttıkça renk değişikliği gözle görülecek seviyede olmaktadır.

Xing ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada iki ayrı kalınlıkta cam seramik blokların renk değişikliğini araştırmışlardır. Çalışmalarında, 1mm kalınlıktaki seramiğin 0,5 mm kalınlıktaki seramiğe göre ΔE değerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Sarı ve ark. (2018) yaptığı çalışmada, değişik kalınlıklara sahip olan feldspatik seramiğin, değişik renklerdeki alt yapılar üzerinde kullanıldığında, restorasyonun final rengine etkisini incelemişlerdir. Seramik kalınlığı arttıkça alt yapı renginin seramik rengini maskelendiğini bildirmişlerdir. Alt yapı renginin, açıktan koyuya doğru gidildikçe üst seramiğin maskeleme özelliğinin azaldığı belirtilmiştir.

Restorasyon kalınlığı azaldıkça daha opak renkleri maskelemek zorlaşmaktadır. Çok açık ve çok koyu alt yapı varlığında, restorasyonun final rengine ΔE değeri daha fazla bulunurken; Value değerlerinin ortalarında olduğu alt yapıda restorasyonun final renginin ΔE değerinin daha düşük çıktığı görülmektedir. Böylelikle daha ince restorasyonlarda bile alt yapı maskelenebilmektedir.

Begum ve ark. (2014) üç değişik kalınlıkta (0,5 mm,1 mm,1,5 mm) IPS e.max CAD (lityum disilikat içerikli) ve IPS e.max press (lösit içerikli) seramiklerin alt yapı maskeleme etkinliğini incelemişlerdir. Çalışmada, alt yapı olarak C3 renginde kompozit kullanılmıştır. Çalışma sonucuna göre 1,5 mm kalınlıktaki seramik örneklerin ΔE değeri diğer gruplara göre daha düşük bulunmuştur. Bu durum; kalınlığın artması ile seramiğin maskeleme etkinliğinde artış olduğunu göstermiştir. Sonuç olarak IPS e.max CAD ve IPS e.max press arasında anlamlı fark gözlenmemiştir.

Basegio ve arkadaşları (2019) indirek restoratif materyallerinin maskeleme etkinliğini incelemişlerdir. Çalışmada 2,5 mm kalınlıkta 3 değişik altyapı simülasyonu (normal renkte dentin, aşırı renklenmiş dentin ve metal alt yapı) kullanılmıştır. Üst yapı olarak 1.5 mm kalınlıkta A1 renginde beş değişik yapı (IPS e.max. CAD, Zenostar Zr, Vita Enamic, Zirkonyum altyapılı Cam Seramik ve Zirkonyum alt yapı e.max) kullanılmıştır. Çalışma sonucunda Vita Enamic materyali en düşük maskeleme özelliği gösterirken en yüksek maskeleme özelliği Zirkonyum alt yapı cam seramik materyalinde ve normal renkteki dentinde gözlenmiştir. Dentin renklenmesi arttığında maskeleme etkinliği azalmış, fakat yapı ile arasında istatistik anlamda fark görülmemiştir. E.max materyali ile Zirkonyum alt yapı e.max arasında maskeleme etkinliği açısından fark görülmemiştir.

Basso ve arkadaşları (2017) değişik kalınlıklarda (0,7 mm, 1 mm,1,5 mm,2 mm) monolitik ve zirkonyum alt yapı yüksek translüsente (HT) ve düşük translüsente (LT) lityum disilikat materyallerinin maskeleme etkinliğini incelemişlerdir. Çalışmada alt yapı olarak 2 mm kalınlıkta A2 ve C4 renginde Vita porselen, gümüş ve bakır alaşımları kullanılmıştır. Çalışma sonucunda bütün kalınlıkta ve materyallerde gümüş ve bakır alaşımların kullanıldığı alt yapıda maskeleme etkinliği düşük değerde bulunmuştur. A2 rengindeki alt yapıda maskeleme etkinliği en yüksek değerde bulunmuştur. Monolitik gruplarda bütün kalınlıklarda zirkonyum gruplarına göre maskeleme etkinliği daha düşük değerde bulunmuştur. C4 renklenmiş dentinin maskelemesinde 1,2 mm lik zirkonyum alt yapı materyal monolitik 2 mm lik materyal ile aynı maskeleme etkinliği göstermiştir. Yüksek translüsente emax materyali bütün kalınlıklarda, düşük translüsente emax materyallerine göre daha düşük maskeleme göstermişlerdir. Monolitik materyallerinde en iyi maskeleme özelliği LT 2 mm kalınlıktaki materyalde

görülmüştür. Alt yapıli olanlarda en iyi maskeleme HT 2mm kalınlıkta görülmüştür. C4 renklenmiş dentinde maskeleme açısından LT 1,5 mm ve LT 2 mm arasında istatistik fark görülmemiştir.

Barizon ve arkadaşları (2014) farklı tam seramik materyallerin, farklı kalınlıklardaki maskeleme etkinliğini incelemiştir. Çalışmada, 0,3 mm ve 0,7 mm kalınlıklarda lityum disikat içerikli tam seramik, Lösit içerikli tam seramik, cam seramik ve zirkonyum materyalleri kullanmışlardır. Çalışma sonucunda 0,7 mm kalınlıklarda olan grupların, 0,3 mm olan gruplara göre daha etkin maskeleme özelliği gösterirken, materyal açısından maskeleme etkinliği sırasıyla; zirkonyum, lityum disikat içerikli cam seramik, lösit içerikli cam seramik ve feldspatik cam seramik olmuştur.

Passos ve arkadaşları (2019) değişik kalınlıklarda zirkonyum içerikli lityum disikat tam seramik materyallerinin değişik kalınlıklardaki maskeleme etkinliğini incelemiştir. Çalışmada 1 mm, 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklar ile gruplar oluşturulmuştur. Çalışmada alt yapı olarak B1 rengine ve C2 rengine dentin simülasyonu ve altın, gümüş içerikli alaşım alt yapıları kullanılmıştır. Çalışma sonucunda, C2 alt yapı için, 1mm' lik materyalde, 2 mm' lik materyale göre daha fazla renklenme görülmüştür maskeleme etkinliği daha az göstermiştir. Gümüş alaşım alt yapı da 2mm lik materyal için klinik olarak kabul edilebilir maskeleme etkinliği göstermiştir. Diğer kalınlıklarda ise klinik olarak kabul edilemez derecede renklenme gözlenmiştir. Altın alaşım için 1mm' lik materyal klinik olarak kabul edilemez derecede maskeleme etkinliği gösterirken; 1,5 mm ve 2 mm kalınlık klinik kabul edilebilir derecede maskeleme gözlenmiştir.

Arif ve arkadaşları (2019) 0,7 mm ve 1,5 mm lik kalınlıklara sahip değişik CAD/CAM materyallerinin renk stabilitesi ve maskeleme etkinliğini inceledikleri çalışmada zirkonyum içerikli lityum disikat, lityum disikat cam seramik, rezin nano seramik (Lava Ultimate), akrilat polimer içerikli cam seramik (Vita Enamic) ve zirkonyum materyallerini kullanmışlardır. Çalışma sonucunda; 0,7 mm'de Lava Ultimate en az maskeleme özelliği göstermiştir. Vita Enamic 0,7 mm'de lityum disilikat materyaline göre daha başarısız maskeleme özelliği göstermiştir.

Skyllouriotis ve arkadaşları (2017) 6 değişik materyallerin renklenmiş dentin üzerinde maskeleme etkinliğini incelemişlerdir. Çalışmada A2 renginde 0,5mm kalınlıklarda Vita Mark II feldspatik seramik, IPS e.max CAD HT yüksek translüsentliğe sahip Emax blok, IPS e.max CAD LT düşük translüsentliğe sahip E.max blok, IPS e.max Press HT ingot, IPS e.max Press LT ingot ve Kuraray CZR kalsik porselen kullanılmıştır. Alt yapı olarak A2, A3, A4 ve B4 renginde dentin simülasyonu kullanmışlardır. Çalışma sonucunda, bütün materyallerde alt yapı renkleştikçe maskeleme özelliği azalırken, materyaller arasında en az etkinlik gösteren Vita Mark II ve IPS e.max CAD HT olmuştur. En iyi maskeleme özelliği ise IPS e.max CAD LT ve IPS e.max Press LT materyallerinde göstermiştir.

Shono ve AL Nahedh (2012) üç değişik seramik materyalin maskeleme etkinliklerini incelemişlerdir. Çalışmada; A2 renginde 1mm ve 1,5 mm kalınlıklarında Vita VM7 porselen , IPS e.max Press lityum disikat cam seramik ve Nobel Rondo Press Alumina preslenebilir alumina kullanmışlardır. Çalışma sonucunda maskeleme yeteneği en etkin olarak 1,5 mm kalınlıkta Nobel Rondo Press Alumina materyalinde olurken en az maskeleme özelliği 1 mm kalınlıklarda Vita VM7 porselen materyalinde görülmüştür. Bu çalışmalar sonucunda çalışmamızın sonucu ile korelasyon göstermektedir. Materyal kalınlığının artması ile ve materyal içeriğinde inorganik doldurucuların artması, materyalin maskeleme etkinliği üzerinde pozitif etki oluşturmaktadır.

Heffernan ve arkadaşları (2002a) yaptıkları çalışmalar sırasında, değişik 6 tam seramik sistemine ait kor materyallerinin translüsens miktarını karşılaştırmışlardır. Kor yapılar aynı kalınlıkta hazırladıklarında (0,5 mm) translüsens miktarı olarak yüksekten düşüğe göre sonuçları; Empress>In-Ceram Spinell, Empress 2>Procera>In-Ceram Alumina>In-Ceram Zirkonia şeklinde görülmüştür. Kor yapıları uygun klinik kalınlıklarda (Empress ve Empress 2; 0,8 mm, diğerleri 0,5 mm) hazırladıklarında ise sonuçlar; In-Ceram Spinell>Empress, Procera, Empress 2>In-Ceram Alumina>In-Ceram Zirkonia şeklinde bulunmuştur. Hacimce %33 zirkonyum içeren aluminanın (In-Ceram Zirkonia) translusent olmadığını; In-Ceram Zirkonia örneklerin opasitesinin ise metal alaşıma benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Chu ve arkadaşları (2007), 3 değişik seramik veneerin kontrast oranı (CR) ve maskeleme özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, Procera ve Empress 2 örnekleri çift tabakalı, Vitadur Alpha örnekleri ise tek tabakalı olarak hazırlanmıştır. Translüsensi değerlerinin, Vitadur Alpha>Empress 2>Procera şeklinde olduğunu bildirmişlerdir. Procera'nın, matriksi içinde % 99'luk yoğun sinterlenmiş alumina; Vitadur Alpha'nın feldspatik matriksi içinde sadece % 10 hacimde alüminyum oksit kristalleri; Empress 2'nin ise % 60 hacimde lityum disilikat kristalleri ve küçük miktarlarda da lityum ortofosfat ikincil kristalin faz içerdiğini bildirmişlerdir. Araştırma sonuçlarını kristalin yapıdaki bu hacim farkına ve lityum disilikatın yansıtma indeksindeki düşüklüğe bağlamışlardır.

Chu ve arkadaşları (2004), yüksek yoğunlukta alumina korlar (Procera) içeren çift tabakalı seramik veneerlerin maskeleme yeteneklerini siyah ve beyaz zeminde değerlendirdikleri çalışmalarında, örneklerin yeterli maskelemeyi sergileyebilmeleri için CR değerini 0,91; ΔE değerini ise 5 olarak bildirmişlerdir. Johnston ve arkadaşları (1989), kompozit rezin veneer ile diş arasındaki ortalama ΔE 'nin 6,8 olduğunda dahi klinik olarak kabul edilebilirliğini öne sürmüşlerdir (O'Brien 1997),

ΔE değerinin yaklaşık tolerans değerlerini vermesine karşın bireysel değişikliklerden dolayı bazı kişilerin renk farklarını 0,5 değerine kadar algılayabilirken, bazılarının 4 derecesinde bile fark algılayamadığını bildirmiştir. Koyu renkli arka planların maskelenmesi için genellikle 3 yöntem kullanılmaktadır: Translüsente tam seramik-opak siman kullanımı, opak-tam seramik kullanımı ve restorasyonun kalınlığının artırılması. Translüsente seramikler, opak simanlarla kullandıklarında sonuç renk tahmin edilebilse de tam olarak bilinemez. Opak seramikler kullanıldığında maskeleme işlemi daha etkili olurken final renk de önceden tahmin edilebilmektedir. Ancak opak yapılar doğal görünümünden uzaktır. Koyu renkli zeminlerin varlığında, restorasyonun kalınlığının (kor ve veneer seramiği) artırılması da bir yöntemdir. Ancak diş yapısında fazla molekül kaybına sebep olmaktadır (Spear ve ark, 2008; Chu ve ark., 2004). Seramiğin opasitesi kalınlık arttıkça artmaktadır. Altta abutment dişin rengin yansımalarını engellemek için seramik kalınlığı artırılmalıdır.

Çalışmamızda 1 mm kalınlıkta ΔE değeri olarak Lava Ultimate GC Cerasmarttan, Cam seramik GC Cerasmarttan, Vita Enamic GC Cerasmarttan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Bu durum GC Serasmartın içeriği olan rezin nanoseramik doldurucu resin matriksin alt yapıyı daha iyi maskeleyebildiğini göstermektedir.

Çalışmamızda 1,5 veya 2 mm kalınlıklarda da GC Cerasmart ΔE değeri diğer bloklardan daha düşük çıkmıştır.

Koizumi ve ark.(2015) inorganik doldurucu içeriğinin GC Cerasmartın Vita Enamicten daha yüksek olduğu, Vita Enamic içeriğinin ise Lava Ultimate den daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Lava Ultimate ağırlık olarak % 80 seramik nanoparçacık içerirken, GC Cerasmart, üreticinin verilerine göre ağırlık olarak % 71 silika ve baryum cam nano parçacıklarından oluşur. Vita Enamic ağırlığının % 86'sı feldspatik seramik ve % 14'ü polimerdir.

Çalışmada alt yapının sadece A3 renkte kompozit kullanılması, kullanılan blokların tek renkte olması, uzun dönem suni yaşlandırma kullanılmaması ve yine tek renkte resin siman kullanılması çalışma limitasyonlarını oluşturmaktadır.

6. SONUÇLAR

1. Materyal kalınlığı açısından maskeleme etkinliği 3M Lava Ultimate seramik anlamlı düzeyde değişiklik göstermiştir ($p=0,008$). İkili karşılaştırmada 2 mm kalınlık, 1mm kalınlığa göre daha etkilidir. Cerec Blok seramik değişik kalınlıklarda maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.008$). İkili karşılaştırmalarda 2 mm kalınlığında 1 mm kalınlığa göre istatistik olarak anlamlı düzeyde etkinlik sağlamıştır. Vita Enamic seramik materyalinde kalınlık değişmesi maskeleme etkinliğinde istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermemektedir. ($p=0.335$). GC Cera Smart seramik blok maskeleme etkinliğinde; kron kalınlıklarına göre renk ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0,001$). Bu seramiğin ikili karşılaştırmaları sonucunda; kron kalınlığı 2 mm ve 1.5 mm olanların maskeleme etkinliği, 1 mm olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir. Kron kalınlığı 2 mm ve 1.5 mm olanların maskeleme etkinliği arasında ise istatistiksel olarak anlamlı değişiklik saptanmamıştır ($p>0.05$)

2. Kron kalınlığı 1 mm olanlarda; maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate, Cerec Blok ve Vita Enamic olanların maskeleme etkinliği , GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir (sırasıyla $p=0.001$; $p=0.001$; $p=0.018$; $p<0.05$). Diğer gruplarda farklılık gözlenmemiştir. Kron kalınlığı 1.5 mm olanlarda; maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$). Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate olanların maskeleme etkinliği, Vita Enamic ($p=0.002$) ve GC Cerasmart ($p=0.001$) olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Cerec Blok olanların maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$). Diğer grupların maskeleme etkinliği değişiklik göstermemektedir. Kron kalınlığı 2 mm olanlarda; seramik farklılıklarına göre, maskeleme etkinliği istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0.001$; $p<0.01$).

Yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 3M Lava Ultimate olanların maskeleme etkinliği, Vita Enamic ($p=0.001$) ve GC Cerasmart ($p=0.001$) olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.01$). Cerec Blok olanların maskeleme etkinliği, GC Cerasmart olanlardan anlamlı düzeyde yüksektir ($p=0.001$; $p<0.01$).

3.Kalınlık arttıkça seramik materyallerde maskeleme etkinliği artmaktadır.



7. KAYNAKLAR

- Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater.* 2007;23:952–9.
- Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):71-75.
- Akın E. Diş hekimliğinde Porselen. İstanbul, İstanbul Üniv Diş Hek Fak. 1983;18-20.
- Akın E. Diş hekimliğinde seramik. Üçüncü baskı. İstanbul, İstanbul Üniv Basım evi ve Film Merk. 1999;35-68.
- Anderrson M, Oden A. A new all-ceramic crown: A dense-sintered, high purity alumina coping with porcelain. *Acta Odont Scand.* 1993;51,59-64.
- Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. PROCERA: A new way to achieve an all-ceramic Crown. *Quint Int.* 1998;29:285-96.
- Antonson SA, Anusavice KJ, Antonson S, Anusavice K. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. *Int J Prosthet.* 2001;14(4):316-20.
- Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent.* 2011;39(1):9-17.
- Anusavice KJ. Recent Developments In Restorative Dental Ceramics. *Jada.* 1993;124:72-84.
- Anusavice KJ. Philips' Science of dental materials. 11th Edi. St. Louis, Missouri, Else Scien. 2003;385-98
- Anusavice KJ, Shen C, Pawls HR. Phillips' Science of Dental Materials, ed 12. St Louis: Saunders. 2012;418-462.
- Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic cad/cam restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587–593.
- Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and

bacterial adhesion. *J Prosthet Dent.* 2010;103:221-7.

Azer, Shereen S., Anne L. Hague, and William M. Johnston. Effect of bleaching on tooth discolouration from food colourant in vitro. *J Dent.* 2011 ; 39 e52-e56.

Baron RP, Carmichael RP, Marcon MA. Dental erosion in gastroesophageal reflux disease. *J Can Dent Assoc.* 2003;69:84-89..

Bayındır F, Wee AG. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg.* 2006;30(3):40-46.

Begum, Zubeda, ve ark. Effect of ceramic thickness and luting agent shade on the color masking ability of laminate veneers. *J Ind Prosthet Societ.* (2014): 14.1 46-50.

Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of allceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent.* 2001;4:243-62.

Bessing C, Wiktorsson A. Comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scand J Dent Res.* 1983,91:482-7.

Bindl A., Luthy H., Moßmann W.H. Fracture load of CAD/CAM-generated slot inlay FPDs. *Int J Prosthet.* 2003;16,653–660.

Binnig, G., Quate, C.F., Gerber, Ch. Atomic Force Microscope, *Phys Rev Lett.* 1986;56,930.

Borges AB, Marsilio AL, Pagani C, Rodrigues JR. Surface roughness of packable composite resins polished with various systems. *J Esthet Res Dent.* 2004;16:42-7.

Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):341-58.

Callister WD. *Materials Science and Engineering.* John Willey & Sons. 1997;4:372-433.

Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G. Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. *J Adv Prosthet.* 2012;4:93-6.

Chiche GJ, Pinault A. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics.* 1st ed. Quint Pub Co Inc. 1994;78-94.

Chu FC, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *Int J Prosthet.*

2000;13(1):66-71.

Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):359-64.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* 2013;29:419-426.

Correr GM, Bruschi Alonso RC, Baratto-Filho F, et al: In vitro long-term degradation of aesthetic restorative materials in food-simulating media. *Acta Odont Scand.* 2012;70:101-108.

Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental materials: properties and manipulation.* St Louis Mosby. 2004;8:578-80.

Crispin BJ. *Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals.* Esthetic ceramic restorative materials and techniques. Tokyo, Quint Pub Co Inc. 1994;(6):98-112.

Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş hekimliğindeki estetik ikilem: Diş rengi. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg .* 2005;26(2):117-25.

Çekiç Nagaş I, Egilmez F, Ergün G, Valittu PK, Lassila LV. Değişik yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltre seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi. *Acta Odont Turc.* 2017;34(3):98-103.

Çetindağ MT, Meşe A. Diş hekimliğinde kullanılan cad/cam (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) sistemleri ve materyaller. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2016;26(3):524-533.

Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J Prosthet Dent.* 2008;99(5):361-68.

Dancy WK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog M. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Rest Dent.* 2003;15(2):114-22.

Darabi, F., Radafshar, G., Tavangar, M., Davaloo, R., Khosravian, A., & Mirfarhadi, N. (2014). Translucency and masking ability of various composite resins at different thicknesses. *J Dent.* 15(3), 117.

De A Silva MF, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholo J, da Silva Júnior JG, et al. Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent Mater.* 2006;22(10):919-24.

De Gee AJ, Wendt SL, Werner A, et al: Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomater.* 1996;17:1327-1332.

Degirmenci, B. U., & Degirmenci, A. (2018). The Effects of Thickness Changes in Different Composites on Translucency, Opalescence, and Masking Efficacy. *Med Scien* 22(94), 571-576.

Demirel F, Yüksel G, Muhtarogullari M, Cekiç C. Effect of topical fluorides and citric acid on Effect of topical fluorides and citric acid on heat-pressed all-ceramic material. *Int J Perio Res Dent.* 2005;25(3):277-81.

Della Bona, A., Corazza, P. H., & Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* 30(5), 564-569.

Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013;7:118-22.

Dugmore CR, Rock WP. The prevalence of tooth erosion in 12- year- old children. *Braz Dent J.* 2004;13;196(5):279-82.

Egilmez, Ferhan, ve ark. Light Transmission of Novel CAD/CAM Materials and Their Influence on the Degree of Conversion of a Dualcuring Resin Cement. *J Adh Dent.* 19.1 (2017).

Eismann RM. *Dental Laboratory Procedures: Fixed Partial Dentures.* Toronto: Mosby Comp. 1980;36-56.

Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/ CAM restorative materials to selfadhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):531– 540.

Elbieh, Ahmed Yousef. The effect of resin cement on masking the color of stained teeth. (2011).

ESPE M. Website communication to dental professionals. http://solutions.3m.com/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1357744363000&locale=en_WW&assetType=MMM_Image&assetId=1319230699460&b

lobAttribute=ImageFile. Accessed March 17, 2018.

Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/ CAM restorative materials. *J Esthet Res Dent*. 2016;28:56–66.

Feitosa, S. A., Moura, I. G., Corazza, P. H., Bergolli, C. D., Pagani, C., Souza, R. O. A., & Valandro, L. F. (2016). Influence of drying time of adhesive systems on the bond strength between resin cement and feldspathic ceramic. *Braz Dent Scien*. 19(1), 88-95.

Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater*. 2011;27(1):29–38.

Ferracane JL: Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22:211-222.

Fischer J. Esthetics and Prosthetics, An Interdisciplinary Consideration of the State of the Art. Quint Pub Co Inc. 1999;1:207.

Flury, S., Schmidt, S. Z., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. Dentin bond strength of two resin-ceramic computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials and five cements after six months storage. *J Dent mater*. 2016;35(5):728-735.

Folwaczny M, Mehl A, Haffner C, Hickel R. Polishing and coating of dental ceramic materials with 308 nm XeCl excimer laser radiation. *Dent Mater*. 1998;14(3):186-93.

Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five year follow-up with Procera all- ceramic crowns. *Quint Int* .2005;36:105-113.

Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Period Res Dent*. 2003;23(5):467-80.

Ganss C, Lussi A. Current erosion indices-flawed or valid? *Clin Oral Invest*. 2008;12:1-3.

Garcia-Godoy F, Malone WF. Microleakage of posterior composite restorations after rebonding. *Compend*. 1987;8:606-9.

Geçkinli EA. İleri Teknoloji Malzemeleri. İstanbul. İstanbul Tek Üniv Matbaası.1991;1-10.

Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş OO, Ozdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc*. 2005;136:1106-12.

- Gilmour AG, Beckett HA. The voluntary reflux phenomenon. *Braz Dent J.* 1993;175:368- 372.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/ CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:14–21.
- Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve zirkonya alt yapıların üretim teknik. *Dent J.* 2007;3:34-8.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthet.* 2015;28(3):227–235.
- Griggs JA. Recent advances in materials for allceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2007;51(3):713-27.
- Grippe JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited, a new perspective on tooth surface lesion. *J Am Dent Assoc.* 2004;135:1109-1118.
- Gudmundsson K, Kristleifsson G, Theodors A, Holbrook WP. Tooth erosion, gastroesophageal reflux and salivary buffer capacity. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1995;79:185-189.
- Hasegawa A, Ikeda I, Kawaguchi S. Color and translucency of in vivo natural central incisors. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):418-23.
- Helvey GA. Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2014;35:38–43.
- Hembacher, S. ve diğ., Revealing the hidden atom in graphite by low-temperature atomic force microscopy. *Proc Natl Acad Sci.* 2003;USA100,12539.
- Hernandes, D. K. L., Arrais, C. A. G., Cesar, P. F., & Rodrigues, J. A. Influence of Resin cement shade on the color and translucency of ceramic Veneers. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(4), 391-396.
- Heyman HO, Swift EJ, Ritter AV, Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 6th ed. Elsevier Mosby. 2014;78-112.

Hickel R., Dasch W., Mehl A., Kremers L., CAD/ CAM – fillings of future? Int Dent J. 2011;47(5).

Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992;67:859-65.

http://dba.med.sc.edu/price/irf/Adobe_tg/models/images/CIELAB.gif.

<https://smediacacheak0.pinimg.com/236x/63/c8/9a/63c89aba0ed994edcfce462b2a4b2b6b.jpg>.

https://simple.wikipedia.org/wiki/Atomic_force_microscope, 2018.

[http://www.3nh.com/inc/uploads/product/201412/200\(1\).jpg](http://www.3nh.com/inc/uploads/product/201412/200(1).jpg).

<https://www.asdi.com/getattachment/436317c7-f343-4ab1-9bb6-ab030f17e229/HandHeld-2-Portable-Spectroradiometer.aspx>.

<http://www.gloss-meters.com/GlossIntro2.html>, 2018. 97

<http://www.mht.ch/images/micro.jpg>.

http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/d5/Munsell_system.svg/290px-Munsell-system.svg.png.

<http://munsell.com/wp-content/uploads/2015/06/range-unique-hue-normal-observers.jpg>.

<http://ulm.edu/~fassett/reviews/images-review/value-scale.gif>.

http://munsell.com/wp-content/uploads/2011/09/Munsell_chroma-300x239.jpg.

<https://www.maximintegrated.com/en/images/appnotes/5410/5410Fig03.gif>.

<http://guide.ceit.metu.edu.tr/thinkquest/media/tspec.gif>.

Hudson JD, Goldstein GR, Georgescu M. Enamel wear caused by three different restorative materials. J Prosthet Dent. 1995;74:647-54.

İlday NÖ, Erdem V, Bayındır YZ. Değişik bitirme ve parlatma işlemlerinin üç değişik rezin materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2008;18:19-24.

- Jaspersen D. Drug-Induced Oesophageal Disorders: Pathogenesis, incidence, prevention and management. *Drug Saf.* 2000;22:237-249.
- Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am.* 2007;51:379-97.
- Johnston WM, Ma T, Kienle B. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthet.* 1995;8(1):13-15.
- Jung M, Hornung K, Klimek J. Polishing occlusal surfaces of direct Class II composite restorations in vivo. *Oper Dent.* 2005;30:139-46.
- Jaspersen D, Kulig M, Labenz J, Leodolter A, Lind T, Meyer-Sabellek W, Vieth M, Willich SN, Lindner D, Stolte M, Malfertheiner P. Prevalence of extra-oesophageal manifestations in gastro-oesophageal reflux disease: an analysis based on the ProGERD Study. *Aliment Pharm Ther.* 2003;15;17(12):1515- 20.
- Kavo Everest. CAD/ CAM System and Everest Elements brochure, 2009.
- Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):664-7.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J Prosthet Dent.* 1996;75:18-30.
- Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2): 513-30.
- Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2009;33(4):52-58.
- Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermomechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehab.* 2001;28:361-9.
- Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M. Two- Body Wear Resistance And Degree Of Conversion Of Laboratory-Processed Compos'te Materials. *Int J of Prosthet.* 1999;(12):432-438.

- Koizumi, Hiroyasu, ve ark. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J.* 34.6 (2015): 881-887.
- L'Eclairage CId. A colour appearance model for colour management systems: CIECAM02. . Viena, Austria: Cent Bureau of CIE; 2004.
- Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental Biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The J Advan Prosthet.* 2017;9(6):486- 495.
- Lawson, N. C., Bansal, R., & Burgess, J. O. (2016). Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 32(11), e275-e283.
- Larsen IB, Munksgaard EC: Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res.* 1991;99:254-261.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/ CAM. *Dent Mater J.* 2014;33:705-10.
- Lee JH, Shin SJ, Seo DG., Park JW, Lee JY. Gloss retention of nanocomposite resins after toothbrushing. *Dent Mater.* 2010;26(2):132.
- Lee YK, Lim BS, Kim C, Powers JM. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Res Dent* 2001;13(3):179-86.
- Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. *J Am Dent Assoc.* 2000;131:47-51.
- Linnett V, Seow WK. Dental erosion in children: a literature review. *Pediat Dent* 2001; 23: 37-43.
- Liu PR. A panorama of dental CAD/ CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent.* 2005;26(7):507-12.
- Magni E, Zhang L, Hickel R, Bossu M, Polimeni A, Ferrari M. SEM and microleakage evaluation of the marginal integrity of two types of class V restorations with or without the use of a light-curable coating material and of polishing. *J Dent .*2008;36:885-91.

- Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, and Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks. State of the art of indirect composites. *J Dent Res.* 2016;95(5) 487–495.
- Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am* 2001;45(1):155-72.
- McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials.* Blackwell Science. 8th ed. Oxf. 1998;96-118.
- McCabe JF. *Anderson's Applied Dental Materials.* 6. Baskı. Londra, Blackwell Scient Public .1985;75-96.
- McLean JW, Odont D. Evaluation of dental ceramics in the twentieth century. *J Prothet Dent.* 2001;85:61-6.
- McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics, Volume 1, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use.* Illionis. Quint Pub Co Inc. 1979;34-49.
- Memikoğlu MM. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların In Vitro ve In Vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaları Yönünden incelenmesi. Ankara, Ankara Üniv Sağlık Bilim Enst Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 1997;38-42.
- Meurman, J., Toksala, J., Nuutinen, P., Klemetti, E. Oral and dental manifestations in gastroesophageal reflux disease. *Oral Surg Oral Med Oral Patho.* 1994;78,583-589.
- Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/ CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;20:113–125.
- Mouili VP, Ahuja V. Questionnaire based gastroesophageal reflux disease (GERD) assesment scales. *Ind J Gastro.* 2011;30(3):108-17.
- Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computeraided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002;46(2):405-26.
- Mörmann WH, Bindl A. The new creavity in ceramic restorations: Dental CAD-CAM. *Quint Int.* 1996;27:821-8.

- Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006;137:7-13.
- Naylor WP. *Introduction to Metal Ceramic Technology*. Illinois: Quint Pub Co Inc. 1992;13-17.
- Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater*. 2012;28:529-534.
- Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*. 2014;93:62-7.
- O'Brien WJ (ed). *Dental Materials and Their Selection*. Ed 4. Chicago: Quint. 2008;38-56.
- O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 2nd ed. Canada, Quint Pub Co Inc. 2002;46-87.
- Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five year clinical evaluation of procera all ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 1998;80:450-6.
- Odman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthet*. 2001;14:504-9.
- Oilo G: Biodegradation of dental composites/glass-ionomer cements. *Adv Dent Res*. 1992;6:50-54.
- Oktay HG. Tüm Seramik Sistemler. *Erciyes Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2003;24:11-16.
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):642-48.
- Oura K, Lifshits VG, Saranin AA, Zotov AV, Katayama MI. *Surface Science: An Introduction*. Berlin, Springer-Verlag. 2003;38-44.
- Owens BM, Johnson WW. Effect of new generation surface sealants on the marginal permeability of Class V resin composite restorations. *Oper Dent*. 2006;31:481-8.
- Ölmez A, Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odont Turc*. 2013;30(2):115-22.

- 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 Prosthet.* 2016;8:16-20.
- Özden AN, Kansu G. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *Türkiye Klin J Dent Sci* .1998;4(3):158-62.
- Park JH, Lee YK, Lim BS. Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):402-11.
- Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 2002;81(8):578-82.
- Pereira CA, Eskelson E, Cavalli V, Liporoni PC, Jorge AO, do Rego MA. Streptococcus mutans biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Oper Dent.* 2011;36:311-7.
- Perroni, A. P., Bergoli, C. D., dos Santos, M. B. F., Moraes, R. R., & Boscato, N. (2017). Spectrophotometric analysis of clinical factors related to the color of ceramic restorations: A pilot study. *J Prosthet Dent*, 118(5), 611-616.
- Pires, L. A., Novais, P. M., Araújo, V. D., & Pegoraro, L. F. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1), 144-149.
- Piwowarczyk A, Ottl P, Lauer HC, Kuretzky T. A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All- Ceramic System. *J Prosthet.* 2005;14:39-45.
- Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials.* 12th ed. USA, Mosby Co Inc. 2006;67-86.
- Preis V., Behr M., Handel G., Schneider-Feyrer S., Hahnel S., Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mecha Beha of BioMater.* 2012;10,13–22.
- Probster L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehab.* 1996;23:147-51.

Qilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater.* 2008;24(4):471-5.

Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am.* 2004;48:531-44.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92(6):557-62.

Rammelsberg P, Eickemeyer G, Ercelt K, Pospiech P. Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84:303-8.

Ranjitkar S, Kaidonis JA, Smales RJ Hindawi Publishing Corporation *Int J Dent.* 2012;479850:10.

Razzoog ME, Lang BR, Russell M, May KB. A comparison of the color stability of conventional and titanium dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1994;72(5):453-56.

Renda JJ, Harding AB, Bailey CW, Guillory VL, Vandewalle KS. Microtensile bond strength of lithium disilicate to zirconia with the CAD-on technique. *J Prosthet.* 2015;24(3):188-93.

Richter JE. Review article: extraesophageal manifestations of gastro-oesophageal reflux disease. *Aliment Pharma Ther.* 2005;22(1):70-80.

Rosenblum MA, Schulman A. A review of all ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128: 297-307.

Rosenstiel SF, Jonston WM. The effects of manipulative variables on the color of ceramic metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1988;60:297-303.

Sadoun M, inventor. 2011. Composite ceramic block. US patent 8,507,578 B2

Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2006;96:433-442.

Sakaguchi RL and Powers JM, *Craig's Restorative Dental Materials* 13th ed. Elsevier Mosby. 2012;35-96.

Sanches RP, Otani C, Damiao AJ, Miyakawa W. Afm characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron.* 2009;40:502-6.

Sarı, Taylan, ve ark. Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *J Prosthet Dent.* 2018;119(3): 455-460.

Sarrett DC, Coletti DP, Peluso AR: The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dent Mater.* 2000;16:62-67.

Schmidlin PR, Göhring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent.* 2004;29:80-6.

Seghi R, Johnston W, O'Brien W. Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains. *J Dent Res.* 1989;68(12):1755-59.

Seghi RR, Johnston WM, O'Brien W. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *J Prosthet Dent.* 1986;56(1):35-40.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 9th ed. Chicago, Quint Pub Co. 1997;68-78.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 3th ed. Chicago, Quint Pub Co, 2010;72-98..

Sirona. InCoris TZI, Translucent Zirconia Ceramic Blocks for inLab. Processing Instructions: Restoration Production for Crowns and Bridges. Bensheim, Siro Dent Syst 2011;Order no. 6359801, D3487.

Skyllouriotis,A.L, Yamamoto,H.L. and Nathanson,D. Masking properties of ceramics for veneer restoration. *J Prosthet Dent.* 2017: 118 (4),517-523.

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 Res. Dent* 2014;26;382–93.

Spitznagel FA, Vuck A, Gierthumuehlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive bonding to hybrid materials: An overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent.* 2016;37:630-7.

Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;55:1–11.

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.

Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. *Int J Comput Dent.* 2004;7(1):67-76.

Şoim A., Strîmbu, M., Burde, A. V., Culic, B., Ducea, D., & Gasparik, C. Translucency and masking properties of two ceramic materials for heat-press technology. *J Esthet Res Dent.* 2018; 30(2), E18-E23.

Tosun T. Zirkonyum Nedir? Zirkonyum oksit seramikleri ve diş hekimliğinde kullanım alanları. 2007; <http://www.tavsiyedyorum.com/makale224.htm>.

Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):585-90.

Ulusoy M, Toksavul S. Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg.* 1992;13(1):29-36.

Wall GJ, Cipra LD. Alternative crown systems. *Dent Clin North Am.* 1992;36:765-81.

Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Braz Dent J.* 2001;190(6):309-16.

Wee AG, Rang EY, Johnston WM, Seghi R. Evaluating Porcelain Color Match of Different Porcelain Shade-Matching Systems. *J Esthet Res Dent.* 2000;12(5):271-80.

Wee AG, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater J.* 2006;22(6):553-59.

Xing, W., Chen, X., Ren, D., Zhan, K., & Wang, Y. The effect of ceramic thickness and resin cement shades on the color matching of ceramic veneers in discolored teeth. *Odontology.* 2017;105(4), 460-466.

Yamanel K, Caglar A, Ozcan M, Gulsah K, Bagis B. Assessment of color parameters of composite resin shade guides using digital imaging versus colorimeter. *J Esthet Res Dent.* 2010;22(6):379-88.

Yavuzylmaz H, Turhan B, Kurt E, Baybek B. Tam porselen sistemleri II. *Gazi Üniv Diş Hek Fakül Derg.* 2005;22(1):41-60.

Yiming L. Tooth color measurement using Chroma Meter: techniques, advantages, and disadvantages. *J Esthet Res Dent*. 2003;15(1):1-3.

Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odont Scand* .2009;67:57–64.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Moleküller Bilgisi. Ankara, Ankara Üniv Basımevi. 1993;411-65.

Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler 1. baskı. Ankara, Ankara Üniv Dis Hek Fak Yayısı. 2004;54-65.

Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR, Edge chipping and flexural resistance of nanohybrid composite. *Oper Dent* 2011; monolithic ceramics, *Dent Mater* 2013;29:1201-8.

ÖZ GEÇMİŞ

Farhad Wahid Rasool 1985 yılında Erbil’de doğdum. Erbil Medical Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden 2010 yılında mezun oldum. 2010 yılında atandım.Dört yıl devlet hastanesinde çalıştım.2014 yılının güz döneminde Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde doktora eğitimine başladım.Yabancı dilim İngilizce, Arapça ve Türkçe’ dir.



EKLER

EK 1. Tez Orijinallik Raporu

	<p style="text-align: center;">T.C. VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ Sağlık Bilimleri Enstitüsü</p>	
DOKTORA TEZİ ORIJİNALLIK RAPORU		

Tarih: 13/06/2019

Tez Başlığı / Konusu: Farklı Hibrit CAD/ CAM Bloklarından Çeşitli Kalınlıklarda Üretilen Kronların , Rezin Simanlarla Maskeleme Etkinliğinin Değerlendirilmesi.

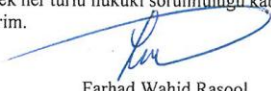
Yukarıda başlığı/konusu belirlenen tez çalışmamın Kapak sayfası, Giriş, Ana bölümler ve Sonuç bölümlerinden oluşan toplam 73 sayfalık kısmına ilişkin, 13/06/2019 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından turnitin intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtreleme uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezin benzerlik oranı % 16 (yüzde on altı) dir.

Uygulanan filtreler aşağıda verilmiştir:

- Kabul ve onay sayfası hariç,
- Teşekkür hariç,
- İçindekiler hariç,
- Simge ve kısaltmalar hariç,
- Gereç ve yöntemler hariç,
- Kaynakça hariç,
- Alıntılar hariç,
- Tezden çıkan yayınlar hariç,
- 7 kelimededen daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç (Limit match size to 7 words)

Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Lisansüstü Tez Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılmasına İlişkin Yönergeyi inceledim ve bu yönergede belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Gereğini bilgilerinize arz ederim.


Farhad Wahid Rasool

Öğrencinin Adı Soyadı	Farhad Wahid Rasool
Anabilim Dalı	: Protetik Diş Tedavisi
Öğrenci No	149305003
Programı	: <input type="checkbox"/> Yüksek Lisans <input checked="" type="checkbox"/> Doktora
DANIŞMAN ONAYI UYGUNDUR Dr.Öğr.Üyesi Beyza ÜNALAN DEĞİRMENCI	ENSTİTÜ ONAYI UYGUNDUR Dr.Öğr.Üyesi Hacer SAHİN AYDINYURT

