

T.C.
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAD-CAM MATERYALLERİNE FARKLI KONSANTRASYON VE
SÜRELERDE HİDROFLORİK ASİT UYGULANMASININ RENK VE
PARLAKLIĞA ETKİSİ**

Dt. Merve Öztürk AK
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi İdris KAVUT

VAN-2021

T.C.
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAD-CAM MATERYALLERİNE FARKLI KONSANTRASYON VE
SÜRELERDE HİDROFLORİK ASİT UYGULANMASININ RENK VE
PARLAKLIĞA ETKİSİ**

Dt. Merve Öztürk AK
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi İdris KAVUT

Bu araştırma Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi Tarafından TDH-2020-9242 nolu proje olarak desteklenmiştir.

VAN-2021

T.C.
VAN YÜZÜNCÜ YIL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**CAD-CAM MATERYALLERİNE FARKLI KONSANTRASYON VE SÜRELERDE
HİDROFLORİK ASİT UYGULANMASININ RENK VE PARLAKLIĞA ETKİSİ**

Dt. Merve Öztürk AK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

İmza
Ünvanı, Adı, Soyadı
Jüri Başkanı

İmza
Ünvanı, Adı, Soyadı

İmza
Ünvanı, Adı, Soyadı

TEZ KABUL TARİHİ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca, bana her konuda destek olan, bilgi ve tecrübesinden fazlasıyla yararlandığım öğrencisi olmaktan onur duyduğum, çok değerli hocam, Sayın Dr. Öğr. Üyesi İdris Kavut'a teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitim sürecinde pratik ve teorik bilgilerinden faydalandığım anabilim dalımızın değerli öğretim üyeleri Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Uğur'a, Dr. Öğr. Üyesi Beyza Ünalın Değirmenci'ye, Dr. Öğr. Üyesi Murat Eskitaşçıoğlu'na ve Dr. Öğr. Üyesi Kader Tatar'a teşekkür ederim.

Beraber çalışmaktan keyif aldığım sevgili bölüm arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Her zaman her konuda dostluklarını ve yardımlarını benden esirgemeyen Araş. Gör. Tuğba Aycan Eryurt' a , Araş. Gör. Melike Çakır Kırılı' ya ve Araş. Gör. Kübra Eskin'e teşekkürler.

Hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, karşılıksız sonsuz sevgisini, sabrını, ilgisini, bir gün olsun benden esirgemeyen annem Hayriye Uslu'ya ve kardeşim Sezin Öztürk'e teşekkürler.

Sevgisi, saygısı, sabrı, özverisi, sakinliği ile her zaman her konuda bana destek olan, gücüme güç katan sevgili biricik eşim Mehmet Olgun AK'a sonsuz teşekkürler.

ÖZET

CAD-CAM MATERYALLERİNE FARKLI KONSANTRASYON VE SÜRELERDE HİDROFLORİK ASİT UYGULANMASININ RENK VE PARLAKLIĞA ETKİSİ

Amaç: Günümüz diş hekimliğinde laminate veneerlerin yapımında sıklıkla CAD-CAM materyalleri tercih edilmektedir. Hidroflorik Asit laminate veneerlerin diş simantasyonu aşamasında pürüzlendirme yöntemi olarak sıklıkla kullanılır. Bu çalışmada hidroflorik asidin, farklı konsantrasyon ve farklı sürelerde uygulanmasının laminate veneerlerin renk ve parlaklığına etkisini incelemektir.

Materyal Metot: Çalışmada feldspatik seramik blok (Cerec Blok, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat bloklar (Vita Suprinity Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) 1mm kalınlığında 240 adet örnek olacak şekilde hassas kesim cihazı (Isomet-1000 Buehler, Illinois, ABD) ile hazırlandı. Örnekler rastgele 24 gruba ayrıldı. Gruplara %5 hidroflorik asit (IPS Seramik asit ajanı, Ivoclar Vivadent, Schaan, lihtenştayn), %9 hidroflorik asit (Ultradent porselen asidi, South Jordan, ABD) ve 0, 20, 30, 60 sn. sürelerde ve sonrasında primer (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, lihtenştayn) uygulaması yapıldı. Spektrofotometre (Vita Easyshade Advance 4.0, Bad Säckingen, Almanya) ile renk ölçümü yapıldı. Glossmetre (GQC6, Shenzhen, Çin) ile parlaklık ölçümü yapıldı. Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. ΔE_{00} ve P değerlerinin seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre değişimleri 3 yönlü varyans analizi ile incelendi. Çoklu karşılaştırmalar Bonferroni düzeltmesi ile incelendi. Analiz sonuçları ortalama ve standart sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

Bulgular: Seramik türüne göre ortalama ΔE_{00} değeri farklılık göstermektedir. Vita suprinity grubunda daha yüksek sayısal değer gözlemlendi. ΔE_{00} değeri asit konsantrasyonu ve asitleme süresine göre farklılık göstermedi ($p > 0.5$). P değeri seramiklere göre farklılık gösterdi. Tüm seramiklerde fark gözlemlendi; en yüksek değer e.max 'da elde edildi. Farklı asitleme süreleri için farklı değerler bulundu. En yüksek p değeri 0 sn. grubu içindir. 20 sn., 30 sn., 60 sn.nin sonuçları benzerdir. %9'luk HF Asit gruplarında

%5'lik HF Asit gruplarına göre daha yüksek parlaklık değeri elde edildi ($p>0.5$). En yüksek ΔE_{00} renk farkı zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat bloklar grubunda bulundu($2,322 \pm 1,550$). En düşük ΔE_{00} renk farkı lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok grubunda bulundu($1,017 \pm 0,628$). En yüksek p değeri lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok grubunda bulundu($10,101 \pm 2,856$). En düşük p değeri feldspatik seramik blokta bulundu($6,017 \pm 2,591$).

Sonuç: Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok grubunda en düşük ΔE_{00} renk farkı ve en yüksek p değeri bulundu. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik blok grubu renk değişimi ve parlaklık açısından en başarılı gruptur. Lamine veneer restorasyonlarda kullanımı önerilir.

Anahtar Kelimeler: Tam seramik, hibrit seramik, hidroflorik asit, renk, parlaklık

Merve ÖZTÜRK AK, Uzmanlık Tezi

Yüzüncü Yıl Üniversitesi –Van, Haziran-2021

SUMMARY

THE EFFECT OF APPLICATION OF HYDROFLORIC ACID TO CAD-CAM MATERIALS IN DIFFERENT CONCENTRATIONS AND TIMES ON COLOR AND BRIGHTNESS

Aim: The aim of the study is to examine the effect of hydrofluoric acid on the color and gloss of laminate veneers, which are frequently used in today's dentistry.

Material Method: In the study, feldspathic ceramic block (Cerec Blok, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) lithium disilicate reinforced ceramic block (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zirconia reinforced lithium silicate blocks (Vita Suprinity Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) were prepared with a sensitive cutting device (Isomet-1000 Buehler, Illinois, USA) as 240 samples of 1mm thickness. The samples were randomly divided into 24 groups. 5% HF Acid (IPS ceramic etching agent, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), and 9% HF Acid (Ultradent porcelain etching agent, South Jordan USA); It was applied in 0, 20, 30, 60 seconds. Afterwards, primer (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) was applied. Color measurement was made with a spectrophotometer (Vita Easyshade Advance 4.0, Bad Säckingen, Germany). Gloss measurement was made with a glossmeter (GQC6, Shenzhen, China). Data were analyzed with IBM SPSS V23. Variations of ΔE_{00} and P values according to ceramic, acid percentage and acidification time were analyzed by 3-way analysis of variance. Multiple comparisons were examined with Bonferroni correction. Analysis results were presented as mean and standard deviation. Significance level was taken as $p < 0.05$.

Results: The average ΔE_{00} value differs according to the type of ceramic. A higher value was observed in the Vita suprinity group. ΔE_{00} value differ according to the acid concentration and etching time ($p > 0.5$). The P value differed according to the ceramics. Difference was observed in all ceramics; The highest value was obtained in e.max. Different values were found for different etching times. The highest p value is for the 0 sec group. The results of 20 sec, 30 sec, 60 sec are similar. Higher brightness value was obtained in 9% HF Acid groups compared to 5% HF Acid groups ($p > 0.5$). The highest ΔE_{00} color difference was found in the group of zirconia reinforced lithium silicate

blocks ($2,322 \pm 1,550$). The lowest $\Delta E00$ color difference was found in the lithium disilicate reinforced ceramic block group (1.017 ± 0.628). The highest p value was found in the lithium disilicate reinforced ceramic block group. (10.101 ± 2.856). The lowest p value was found in the feldspathic ceramic block ($6,017 \pm 2,591$).

Conclusions: The lowest $\Delta E00$ color difference and the highest p value were found in the ceramic block group reinforced with lithium disilicate. Ceramic block group reinforced with lithium disilicate is the most successful group in terms of color change and brightness. Recommended for laminate veneer restorations.

Keywords: All ceramic, Hybrid ceramics, hydrofluoric acid, color, value

Merve ÖZTÜRK AK, Specialization Thesis

Yüzüncü Yıl University- Van, June-2021

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
SUMMARY	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
ŞEKİLLER.....	xvi
TABLOLAR.....	xviii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental Seramikler	4
2.1.1. Tanım.....	4
2.1.2. Dental seramiklerin içeriği ve kimyasal yapısı	4
2.1.3. Dental seramiklerin tarihçesi	5
2.1.4. Dental seramiklerin sınıflandırılması.....	5
2.1.4.1. Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması.....	6
2.1.4.1.1. Yüksek ısı seramikleri (1288°C-1371°C).....	6
2.1.4.1.2. Orta ısı seramikleri (1093°C-1260°C).....	6
2.1.4.1.3. Düşük ısı seramikleri (871°C-1066°C).....	6
2.1.4.1.4. Ultra düşük ısı seramikleri (750°C-850°C)	7
2.1.4.2. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması	7
2.1.4.2.1. Cam matris seramikler: Cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik malzemeler.....	8
2.1.4.2.1.1. Doğal olarak oluşan feldspatik seramikler	8
2.1.4.2.1.1.1. Feldspatik cam seramik:.....	9
2.1.4.2.1.2. Sentetik seramikler.....	9
2.1.4.2.1.2.1. Lösit bazlı:.....	9
2.1.4.2.1.2.2. Lityum disilikat ve türevleri:	9

2.1.4.2.1.2.3. Florapatit bazlı (Örneğin, IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent)	13
2.1.4.2.1.3. Cam içeren seramikler.....	14
2.1.4.2.1.3.1. Cam dolduruculu:	14
2.1.4.2.2. Polikristalin seramikler:	15
2.1.4.2.2.1. Alümina:	15
2.1.4.2.2.2. Stabilize zirkonya:.....	16
2.1.4.2.2.3. Zirkonya ile sertleştirilmiş Alümina ve Alümina ile sertleştirilmiş Zirkonya	17
2.1.4.2.3. Reçine-matris seramikler	18
2.1.4.2.3.1. Rezin nanoseramik (Lava Ultimate, 3M ESPE)	19
2.1.4.2.3.2. Reçine ile iç içe geçen bir matris içindeki cam seramik (Enamic, Vita)	19
2.1.4.2.3.3. Zirkonya-silika seramik.....	19
2.2. Porselen Laminate Veneer Restorasyonlar	20
2.2.1. Porselen laminate veneer restorasyonların endikasyonları.....	20
2.3. Dental Simanlar	21
2.3.1. Dental simanların sınıflandırılması	21
2.4. Rezin Simanlar	22
2.4.1. Akrilik rezin simanlar	23
2.4.2. Kompozit rezin simanlar	23
2.4.2.1. Kimyasal yolla sertleşen rezin simanlar.....	23
2.4.2.2. Işıklı sertleşen (light-cure) rezin simanlar	24
2.4.2.3. Hem kimyasal hem ışık yolu ile sertleşen (dual-cure) rezin simanlar	24
2.5. Yüzey İşleme Yöntemleri	25
2.5.1. Asitle pürüzlendirme	25
2.5.2. Lazer ile pürüzlendirme.....	26
2.5.3. Kuşlama	26
2.5.4. Frezle pürüzlendirme	26
2.5.5. Silan uygulanması.....	27
2.6. Renk ve Rengin Fiziği	27
2.7. Renk Sistemleri.....	29
2.7.1. Ostwald renk sistemi.....	29
2.7.2. Munsell renk sistemi	30
2.7.2.1. Munsell'e göre renk boyutları	31
2.7.2.1.1. Hue	31

2.7.2.1.2. Value (Açıklık)	31
2.7.2.1.3. Kroma (Doygunluk).....	32
2.7.3. HSL (Hue, Saturation, Luminance) renk sistemi	34
2.7.4. Photo YYC (Photo CD) Systems.....	34
2.7.5. NCS renk sistemi.....	34
2.7.6. CIE standart kolorimetrik sistem	34
2.7.7. CIEL*a*b* renk sistemi.....	35
2.7.8. RGB renk sistemi	36
2.7.9. CMYK renk sistemi.....	37
2.8. Dış Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri	37
2.8.1. Görsel renk analizi	38
2.8.2. Aletli renk analiz yöntemleri	42
2.8.2.1. Kolorimetreler	42
2.8.2.2. Spektrofotometreler	43
2.8.2.3. Dijital kameralar ve görüntü sistemleri.....	46
3. MATERYAL VE METOD	47
3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller	47
3.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması	48
3.3. Seramik Örneklerin Fırınlanması	52
3.4. Seramik Örneklerle Hidroflorik Asit ve Silan Uygulanması	53
3.5. Renk ve Parlaklık Ölçümünün Yapılması	56
4. BULGULAR	59
4.1. İstatistiksel Yöntem	59
4.2. Seramik, Asit Yüzdesi ve Asitleme Süresine Göre ΔE_{00} Değerlerinin Karşılaştırılması.....	59
4.3. Seramik, Asit Yüzdesi ve Asitleme Süresine Göre ΔE_{00} Değerlerine Ait Tanımlayıcı İstatistikler ve Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	60
4.4. Seramik, Asit Yüzdesi ve Asitleme Süresine Göre P Değerlerinin Karşılaştırılması	61
4.5. Seramik, Asit Yüzdesi ve Asitleme Süresine Göre P Değerlerine Ait Tanımlayıcı İstatistikler ve Çoklu Karşılaştırma Sonuçları	62
5. TARTIŞMA.....	64
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	73
7. KAYNAKLAR.....	74
ÖZGEÇMİŞ	84



SİMGELER VE KISALTMALAR

ANOVA: Varyans analizi

a: Kırmızı yeşil skaladaki yeri

$\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$: Kaolin

Ab_2O_3 : Boron Oksit

Al_2O_3 : Alüminyum Oksit

ASZ: Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya

b: Mavi sarı skaladaki yer

B: Mavi

Bis-EMA: Etoksillenmiş Bisfenol A dimetakrilat

Bis-GMA: Bisphenol A-glycidyl Methacrylat

C: Chroma

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CaO : Kalsiyum Oksit

CB: Cerec Blok

CIE: Commission International de l'Eclairage

(Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)

CIEDE2000: CIE renk farkı formülasyonu

CIELab: CIE renk farkı formülasyonu

ΔE : CIELab formülasyon birimi

ΔE_{00} : CIEDE2000 formülasyon birimi

EBA: Etoksi Benzoik Asit

EM: IPS E.max CAD

FSZ: Tamamen stabilize edilmiş zirkonya

G: Yeşil

H: Hue, ton

HCL: Hue, chroma, luminance

HEMA: Hidroksietil Metakrilat

HSB: Hue, saturation, brightness

HSL: Hue, Saturation, Luminance

HT: Yüksek translusent

ISO: International Organization for Standardization

(Uluslararası Standartlar Teşkilatı)

KAlSi₂O: Lösit

KAlSi₃O₈: Feldspar

K₂O: Potasyum Oksit

L: Lightness miktar

LT: Düşük translüent

LED: Light Emitted Diode

Li₂SiO₃: Lityum Metasilikat

Li₂SiO₅: Lityum Disilikat

4- META: 4-Metakriloksi Etil Trimellitat Anhidrit

M: Sarı-kırmızı ton

MDP: 10-Metakrilooksidesil Dihidrojen Fosfat

MDTP: Merthacryloyloxydecyl Dihydrogen Thiophosphate

MgAl₂O₄: Magnezyum alüminat

MMP: Matriks Metalloproteinaz

MPS: Metakriloksi piltrimtoksi silan

MO: Orta translusentlik

Na₂O: Sodyum Oksit

Nm: Nanometre

QTH: Quartz –Halogen

OR: Reaktif alkoksi grubu

P: Mor

pH: Asitlik derecesi

PLV: Porselen laminate veneerler

PSZ: Kısmen stabilize edilmiş zirkonya

R: Kırmızı

RGB: Red, green, blue

SiO₂: Silika

T: Transludent

TBC: Tribo-kimyasal silika kaplama

TEGDMA: Triethyleneglycol-dimethacrylate

TiO₂: Titanyum Dioksit

TZP: Tetragonal zirkonya polikristaller

UDMA: Urethane Dimethacrylate

U.V.: Ultraviyole

VS: Vita Suprinity

Y: Sarı

Y-TZP: İtiryum ile Stabilize Tetragonal Zirkonya Polikristalini

Y₂O₃: Yitriyum oksit

ZrO₂: Zirkonya

ZSA: Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina

ZOE: Çinko Oksit Öjenol



ŞEKİLLER

Şekil 1. Işığın dalga boyları (https://prosafety.com.tr/elektromanyetik-spektrum-radyoaktivite).....	28
Şekil 2. Prizmada ışığın kırılması (https://tr.wikipedia.org/wiki/Spektroskopi_tarihi) .	29
Şekil 3. Ostwald’a göre 24 ara renk (Sengez ve Dörter, 2019).....	30
Şekil 4. Munsell renk sistemi (Sengez ve Dörter, 2019).....	31
Şekil 5. Munsell’e göre rengin value değerleri (Klaff D, 2006)	32
Şekil 6. Munsell’e göre renklerde doygunluk (Klaff D, 2006)	33
Şekil 7. Munsell’e göre 5 ana renk ve ara renk (Sengez ve Dörter, 2019), (Cochrane, 2014).....	33
Şekil 8. RGB renk şeması (Klaff D, 2006)	37
Şekil 9. Vitapan 3D-Master (Sengez ve Dörter, 2019)	39
Şekil 10. Chromascop.renk skalası (https://www.ivoclarvivadent.com/en_CA/shop/p/Teeth/ChromascopShadeGuide/p/529479).....	40
Şekil 11. Vita classical renk skalası (Sengez ve Dörter, 2019)	41
Şekil 12. Linear Guide 3D-Master renk skalası (https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-Linearguide-3D-MASTER-26200,27568.html)	41
Şekil 13. ShadeEye Chromametre (Wee ve ark., 2000).....	43
Şekil 14. Crystaleye spektrofotometresi (solda), cihazın ekran görüntüsü (sağda) (Chu ve ark., 2010).....	44
Şekil 15. Vita Easyshade Compact (https://www.vitazahnfabrik.com/pdb_GG2G50G200_en,98478.html)	44
Şekil 16. SpectroShade Micro	45
Şekil 17. Konica Minolta CM 3600A (https://www.kemek.eu/en/product/benchtop-spectrophotometers).....	46
Şekil 18. Çalışmada kullanılan bloklar	49
Şekil 19. Kesilmiş Blokların Görüntüsü	49
Şekil 20. İzomet hassas kesim cihazı ile seramik örneklerin hazırlanması.....	50
Şekil 21. Örneklerin kenar fazlalıklarının düzeltilmesi	51
Şekil 22. Örneklerin kalınlık ölçümünün yapılması.....	51
Şekil 23. Örneklerin Ultrasonik temizleme cihazı ile temizlenmesi (solda), Çalışmada kullanılan Ultrasonik temizleme cihazı(sağda)	52
Şekil 24. Çalışmada kullanılan glaze kiti (solda) ve örneklere glaze kitinin uygulanması (sağda)	52
Şekil 25. Çalışmada kullanılan porselen fırını (Programat EP300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn)	53
Şekil 26. IPS E.max CAD örneklerin kristalizasyon öncesi görüntüsü (solda); kristalizasyon sonrası görüntüsü (sağda).....	53
Şekil 27. %9’luk HF asit uygulaması.....	54
Şekil 28. %5’lik HF asit uygulaması.....	55

Şekil 29. Çalışmamızda kullanılan HF asitler	55
Şekil 30. Çalışmamızda kullanılan silan (solda), örneklerle silan uygulanması (sağda)	56
Şekil 31. Spektrofotometre ile renk ölçümü (sağ üst ve sol alt), Vita Easyshade 'in ekran görüntüsü (sağ alt), Polimerize edilmiş siman üzerindeki blok (sol üst).....	57
Şekil 32. Spektrofotometrenin kalibrasyon ünitesi (solda), kalibrasyon için spektrofotometrenin üniteye yerleştirilmesi (sağda)	57
Şekil 33. Glossmetre ile parlaklık ölçümü	58
Şekil 34. Glossmetre nin ekran görüntüsü	58
Şekil 35. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre ΔE_{00} ortalama ve standart sapma grafiği	61
Şekil 36. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre P ortalama ve standart sapma grafiği	62



TABLÖLAR

Tablo 1. Seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması	8
Tablo 2. Reçine matrisli seramik malzemeler.....	19
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller	47
Tablo 4. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	48
Tablo 5. Bloklara asit uygulama süreleri	54
Tablo 6. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması.....	59
Tablo 7. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre ΔE_{00} değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları	60
Tablo 8. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre P değerlerinin karşılaştırılması	61
Tablo 9. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre P değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları	62

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Son yıllarda hastaların estetik beklentilerinin ve materyal çeşitliliğinin artması ve teknolojik gelişmeler ile beraber, daha estetik sonuç elde etmek için tam seramik ve hibrit seramik materyaller geliştirilmiştir. Lamine veneer yapımında kullanılan materyaller günümüz diş hekimliğinin önemli konuları arasındadır. Ön dişlerin renk, şekil, yapısal ve pozisyon anormallikleri hastalar için önemli estetik sorunlara yol açabilir (Yüzügüllü, 2005). Günümüz diş hekimliğinde daha estetik ve konservatif bir tedavi seçeneği olan lamine veneer restorasyonlar kullanılmaktadır. Lamine veneerler, mevcut anormallikleri, estetik eksiklikleri ve renk bozukluklarını düzeltmek için tasarlanan restorasyonlardır (Zorba ve Ercan, 2008). Estetik restorasyonlarda restorasyonun formu, yüzey yapısı, kullanılan materyal, renk uyumunun sağlanması temel estetik kriterlerdendir. Restorasyonun yapımına başlanmasından simante edilip ağız içinde kullanılmasına kadar rengini etkileyen pek çok faktör vardır.

Seramik restorasyonlarda, restorasyonun simana mikromekanik düzeyde bağlanmasını sağlamak için çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü elde etmek amacıyla uygulanan işlemler kimyasal, mekanik ve mekanokimyasal olarak sınıflandırılabilir. Kimyasal yüzey işlemine silan uygulanması, mekanik yüzey pürüzlendirme yöntemlerine ise hidroflorik asit uygulanması örnek verilebilir.(Kocaağaoğlu ve ark., 2013.).

Çeşitli çalışmalarda lamine veneerlere farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır. Bağlantı dayanımı açısından en iyi sonuç HF asit ile olmaktadır. HF asit ile pürüzlendirmede mekanik pürüzlendirme de hedeflenmektedir. HF Asit ile pürüzlendirme diğer pürüzlendirme yöntemlerine göre materyalin optik özelliklerini daha az etkilediği için özellikle tercih edilmektedir. (Turgut ve ark., 2014).

Silanlar günümüzde sıklıkla kullanılan bir materyaldir. Yüzey gerilimini azaltarak ıslanabilirliği arttırıp bağlanmayı kolaylaştırır. Kimyasal bağlanmayı arttırmak için silan kullanımı önerilmektedir. Silan ve asitle pürüzlendirme yönteminin bir arada kullanılması tek başına kullanılmalarına göre yüksek bağlantı kuvveti oluşturmuştur (Çapa ve özkurt, 2006).

Çalışmada asit uygulamasının renk değişimine etkisi belirlenmek amacıyla yarı saydam light cure siman kullanıldı. Yapılan bir sistematik derlemede 3630 çalışma belirlendi, simanın renginin renk üzerindeki etkisinin kullanılan materyalin seramik kalınlığından ve opaklığından daha büyük ölçüde olduğu belirlenmiştir (Perroni ve ark. 2018). Yarı saydam simanların renk değişimine etkisi en az bulunmuştur.

Diş hekimliğinde renk seçimi görsel ve bilgisayar destekli olarak ikiye ayrılır. Görsel renk seçimi sübjektiftir. Günümüzde renk skalaları yardımı ile yapılır. Bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı ile objektif veriler elde edilir. Günümüzde renk seçimi için kullanılan birçok yöntem bulunmaktadır. Diş hekimliğinde spektrofotometre ve kolorimetreler, göz ile yapılan renk seçimi ile ilgili problemlerin üstesinden gelebilmek ve objektif veri elde etmek amacıyla kullanılmaktadırlar (Seghi, 1990).

CIEL*a*b* renk sistemi geniş kabul görmüş diğer renk sistemlerine göre daha fazla kullanılmıştır. Bu sistemde renk dağılımı, renkle ilgili araştırmalarda daha sık kullanılmaktadır çünkü daha düzgün ve daha anlaşılır bir düzen kullanılır. Sistemde renk koordinatlarını tanımlayan üç eksen bulunmaktadır. Bu eksenler L*, a* ve b* harfleriyle temsil edilirler. L* sembolü rengin parlaklığını temsil eder. a* ve b* simgeleriyle ana renk ve doygunluğunun derecesi gösterilir. a* ve b* sırasıyla, kırmızı-yeşil ve sarı-mavi yönünde değişimleri gösterir. a*'nın pozitif değerde olması kırmızı yoğunluğunun arttığını negatif değer alması yeşil yoğunluğunun arttığını gösterir. b*'nin pozitif değerde olması sarı yoğunluğunun arttığını negatif değer alması mavi yoğunluğunun arttığını gösterir (Okubo ve ark., 1998). CIEL*a*b* renk sisteminde, renkler geometrik olarak düzenlenir, böylece renkler arasındaki fark matematiksel olarak hesaplanabilir. CIEL*a*b* renk sisteminde renk ölçümlerinin yapılabilmesi için ΔE formülü geliştirilmiştir.

Bu tez çalışmasında ΔE_{00} analizi kullanıldı. CIE2000 renk farkı ölçüm sistemi yalnızca renk tonu, rengin yoğunluğu, rengin ışık geçirgenliğini içermez, mavi renk için renk ve renk tonu etkileşimiyle beraber değerlendirme performansını arttırmaya yarar. Gri renkler için de performansı iyileştirmeye yarar (Luo ve ark., 2001). Endüstriyel renk farkını iyileştirmek için CIE2000 renk farkı ölçüm sistemi geliştirildi. Formülü CIEDE2000 veya ΔE_{00} 'dır. CIE2000 renk analiz sistemi, CIELAB renk farkı ölçüm sisteminin geliştirilmesiyle elde edildi.

Bu bilgiler ışığında, çalışmada laminate veneer yapımında sıklıkla kullanılan materyaller tercih edildi (IPS e.max CAD, Cerec Block, Vita Suprinity). Bu materyallere farklı konsantrasyon ve farklı sürelerde HF Asit uygulamasının, materyallerin renk ve parlaklığına etkisi incelendi.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Tanım

Seramik kelimesi Yunanca keramos sözcüğünden köken almış olup, topraktaki killerin pişirilmesinden oluştuğu için “yanmış toprak” anlamına gelmektedir. Seramikler metalik ya da yarı metalik oksitlerden oluşan ametalik yapıdaki inorganik malzemelerdir ve geniş bir kavramı tanımlamaktadır. Dental seramikler daha özel karakteristik bir yapıyı tanımlar (Zhang ve Kelly, 2017).

2.1.2. Dental seramiklerin içeriği ve kimyasal yapısı

Silisyum katyonunun dört köşesine yerleşen oksijen anyonları tarafından oluşturulan tetrahedral yapı, kovalent ve iyonik bağları oluşturarak seramiklerin temel yapısını oluşturur. Bu yapı seramiğin viskozite, erime ısısı, kimyasal dayanıklılık ve ısısal genleşme gibi özelliklerini etkiler. Dental seramikler camsı matris olarak silikon-oksijen ağından oluşur. Düşük erime ısısı, yüksek viskozite, devitrifikasyon direnci gibi özellikler bu yapıya diğer oksitlerin eklenmesi ile elde edilir. Bu oksitler genelde, potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve bor elementlerinin oksitleridir (McLean, 1979, Anusavice ve ark.,2013). Diş hekimliğinde kullanılan seramikler; %75-85 oranında feldspar, %12-22 kuartz (silika, kum), %3-5 kaolinden (kil), meydana gelir. Ayrıca porselene renk vermesi için metal ve metal oksit pigmentleri de yapıya eklenir (Zhang ve Kelly, 2017).

Seramiğin bileşimindeki bileşenlerin oranları; materyalin şeffaflık, ışık geçirgenliği, renk, pişirme ısısı, aşınmaya karşı direnci, ısısal genleşme katsayısı ve ağız sıvılarında çözünürlük gibi fiziksel özelliklerini etkilemektedir (Van Noort ve Barbour, 2014).

Feldspar; potasyum alümina silikat ve sodyum alümina silikatın doğada bulunan bir birleşimidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin temel yapısını oluşturur ve içeriğinde en az %60 oranında bulunur (Zhang ve Kelly, 2017).

Erime derecesi 1100-1300 °C arasında olan feldspar, fırınlama esnasında diğer bileşenlerden önce eriyerek bileşenlerin bir arada tutulmalarını sağlar. Eridikten sonra camsı ve yüksek viskoziteli parlak bir madde haline gelir. Seramiğe translüsentlik özelliğini kazandırır.

Kuartz, silika (SiO_2) yapısındadır ve yeryüzünde oldukça yaygın olarak bulunur. Seramik yapı içerisinde doldurucu olarak görev yapar. Erime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek olup yaklaşık 1700 °C'dir. Seramikteki diğer maddeler için bir iskelet oluşturarak ısıtma sırasında kütleyle stabilite sağlar ve dayanıklılığı artırır. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülme önler (Phillips ve ark., 2013).

Kaolin; diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde çok az oranda bulunur. Çok ince, yumuşak ve kile benzeyen bir maddedir. Dehidrate olmuş bir alüminyum silikat ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) olan kaolin yapışkan bir yapıya sahip olduğu için diğer materyalleri bir arada tutar ve porselen hamurunun kolayca şekillendirilmesini sağlar. Kaolin porselene opaklık verir.

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselenin yapısına eklenebilmektedir.

2.1.3. Dental seramiklerin tarihçesi

Seramik benzeri materyallerin insanlar tarafından kullanımı M.Ö. 10.000 yıllarına paleolitik çağa dayanmaktadır. Porselenin ilk defa diş materyali olarak kullanımı, 1774'te Fransız bir diş hekimi olan Chemant ve Fransız bir eczacı olan Duchateau'nun iş birliğiyle gerçekleşmiştir.

2.1.4. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Diş hekimliğinde kullanılan seramik malzemelerin sınıflandırma sistemi, iletişim ve eğitim dahil olmak üzere çeşitli amaçlar için gereklidir. İdeal olan sınıflandırma sistemi, malzemenin hangi bölgede kullanılacağı (anterior veya posterior), ne tür

restorasyonlar için kullanılacağı (kısmi veya tam, kısa veya uzun dişsiz saha) ve nasıl simante edileceği hakkında bilgilerin sağlanmasına yardımcı olmalıdır.

Dental seramikler klasik olarak fırınlama derecelerine göre, kullanım alanlarına göre, kimyasal yapılarına göre ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler (Helvey, 2014).

2.1.4.1. Fırınlama derecelerine göre dental seramiklerin sınıflandırılması

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

Bu seramikler %70-90 feldspar, %11-18 kuartz ve %1-10 kaolin içerirler. Eritici maddeler içermezler (Hachinski ve ark., 2006) Özellikle suni dişlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (O'Brien, 2002). Ayrıca çok homojen bir yapıya sahip olup, pişirilme esnasında %15 oranında büzülme gösterirler (Naylor ve King, 1992).

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

Bu seramikler %61 feldspar, %29 kuartz, %5 CaCO₃, %2 Na₂CO₃, %2 K₂CO₃ ve %1 Na₂B₄O₂ içerirler. Gövde porseleninde kullanılırlar (O'Brien, 2002). Orta ısı seramikleri homojen bir yapıya sahiptirler ve %15'ten fazla büzülme gösterirler.

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

Bu seramikler %60 kuartz, %12 feldspar, %11 Na₂B₄O₂, %8 Na₂CO₃, %8 K₂CO₃ ve %1 CaCO₃ içerirler. Pişirme süreleri çok kısadır, %30–35 oranında büzülme gösterirler. Piştikten sonra yüzeyleri poröz olduğu için ağız sıvısında rengi değişir ve gri bir renk alırlar ve ayrıca kırılğan olurlar (O'Brien, 2002). Jaket kronlarda, metal destekli kronlarda, alüminöz porselenlerde, çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar (Shillingburg ve ark., 1997).

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

870°C altında fırınlanan seramik grupları ultra düşük ısı seramikleri olarak tanımlanmaktadır. Fırınlama ısısının düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır. Bunun yanında, bazı ultra düşük ısı porselenlerinin l  sit içerikleri, konvansiyonel düşük ısı porselenlerindeki gibi ısısal büzülme katsayısını arttıracak kadar fazladır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Her dört grup seramik de aynı bileşiklerden meydana gelmektedir, ancak mikro yapıları belirgin farklılıklar göstermektedir. Yüksek ve orta ısı seramikleri mikroskobik olarak izlendiğinde, kuartz bazlı ince kristal iskeletler içinde şekilsiz feldspatik matriks içeren karmaşık yapılar takip edilir. D    k ısı seramiği diğerlerinden daha az kaolin içerir ve daha fazla cama benzer. Metal destekli dental seramikler, d    k ısı seramiği grubuna girerler.

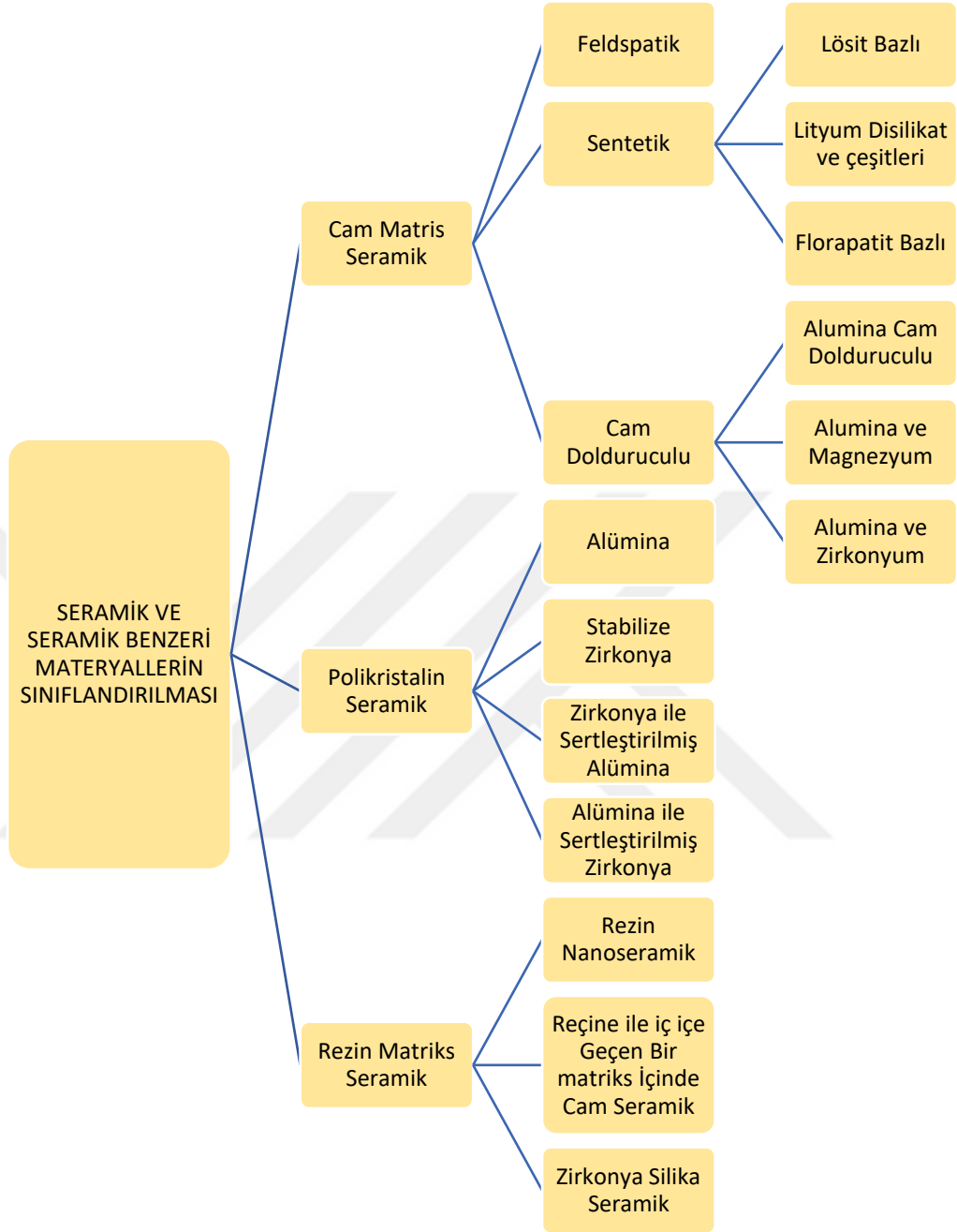
2.1.4.2. Tam seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

Seramiklerin bileşenlerine göre sınıflandırılması işleyişi kolaylaştıran bir adımdır. Çünkü seramik bileşiminin hem teknisyen hem de klinisyen tarafından anlaşılması, en iyi sonuçlar olması için ve hata olmasını önlemek için gereklidir.

Seramik malzemelerin mevcut sınıflandırmaları, yüksek oranda seramikle doldurulmuş reçine-matris malzemelerini içermez. Bunlar çeşitli üreticilerden temin edilebilmektedir ve çeşitli klinik endikasyonlar için estetik alternatifler olarak önerilmektedir. Bu malzemeler son zamanlarda Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından seramik benzeri özelliklere sahip oldukları ve herhangi bir sınıflandırma sisteminde dikkate alınmamaları gerektiği için "seramik" olarak kodlanmıştır.

Stefeno Gracis ve arkadaşlarının seramikler ve seramik benzeri materyaller için 2015 yılında yapt  ı sınıflandırma aşağıdaki gibidir(Tablo 1), (Gracis ve ark., 2016).

Tablo 1. Seramik ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması



2.1.4.2.1. Cam matris seramikler: Cam fazı içeren metalik olmayan inorganik seramik malzemeler

Cam matris seramik ailesi ayrıca üç alt gruba ayrılır:

2.1.4.2.1.1. Doğal olarak oluşan feldspatik seramikler

2.1.4.2.1.1.1. Feldspatik cam seramik:

Feldspatik cam seramiğe Örnek olarak IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident verilebilir. Bu geleneksel seramik grubu, kil / kaolin (hidratlı alüminosilikat), kuartz (silika) ve doğal olarak oluşan feldspattan (potasyum ve sodyum alüminosilikatların bir karışımı) oluşan üçlü malzeme sistemine dayanmaktadır. Potasyum feldspat ($K_2Al_2Si_6O_{16}$), lösit kristalleri oluşturur (kristalin faz), miktarına bağlı olarak sadece restorasyonun içsel mukavemetini artırır, fakat aynı zamanda bu porseleni metal alt yapıların veneerlenmesi için uygun hale getirir (termal genleşme katsayısı, alt yapının yaklaşık 10 kat veya daha az altında). Bu malzemeler hala bir veneer malzemesi olarak kullanılmaktadır. Artık veneer olarak kullanılmak zorunda değil. Metal alaşım ve seramik diş yapısına yapıştırılmış estetik bir malzeme olarak kullanılır (Phillips ve ark., 2013).

Cerec blok

CEREC Blok inley, onley, veneer ve tam kuronlarda kullanılabilir. Yüksek estetik özelliği, iyi cilalanabilmeleri, karışık dişlerde aşınmaya sebep olmamaları avantajları olarak sayılabilir. Ancak kırılma dirençleri 120 MPa civarında olduğundan tek başına köprülerde kullanılmaz. Zirkonyum altyapılara üstyapı şeklinde eklenerek köprülerde de kullanılabilirler.

2.1.4.2.1.2. Sentetik seramikler

2.1.4.2.1.2.1. Lösit bazlı:

Lösit bazlı için örnek olarak IPS d. Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake vb. verilebilir.

2.1.4.2.1.2.2. Lityum disilikat ve türevleri:

Lityum disilikat için örnek olarak 3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Suprinity, Vita; Celtra Duo, Dentsply vb. verilebilir.

IPS Empress

%57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 oranında alüminyum oksitten oluşan seramiklerdir. Materyalin %60'ını oluşturan, kristal partiküllerinin yoğun ve homojen birbirine bağlanmış yapısı sayesinde, bükülme direnci 320-450 MPa'ya kadar yükseltilmiştir (Tuzzolo Neto ve ark., 2018).

Restorasyonun kor yapısı kayıp mum tekniği ile elde edildikten sonra lityum disilikat cam porselen tabletleri viskoz akma özelliğine ulaştırılmakta ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanmaktadır. Lityum disilikat seramik kor yapıların hazırlanmasında kullanılan diğer bir yöntem de hazır blokların bilgisayar kontrollü makine ile şekillendirilmesidir. Daha sonra elde edilen kor yapı üzerine, tabakalama tekniği ile florapatit yapıda cam seramik uygulanmaktadır (Yavuzylmaz ve ark., 2005).

Tam seramik restorasyonların kullanım alanını genişletebilmek ve onların köprü yapımında da kullanımını sağlamak amacıyla geliştirilmişlerdir. Lityum disilikat cam seramiklerde ısı ve basınç tekniğinin kullanımının lityum disilikat fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlakları engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak verdiği ifade edilmiştir (Oh ve ark., 2000).

Cam seramikler, cam içinde büyüyen ve çekirdeklenen kristal fazın doğasına bağlı olarak geniş optik-mekanik özelliklerde çeşitli kompozisyonlarda üretilebilirler. $\text{Li}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{CaO}-\text{SiO}_2$ sistemi günümüzde araştırmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Uygun katkı maddelerinin kullanımı daha sert ve dayanıklı cam seramiklerin geliştirilmesinde kritik öneme sahiptir (Anusavice ve ark., 1994).

Günümüzde kullanılan lityum disilikatın (%57-80 SiO_2 , %0-5 Al_2O_3 , %0.1-6 La_2O_3 , %0-5 MgO , %0-8 ZnO , %0-13 K_2O , %11-19 Li_2O , %0.5-11 P_2O_5 , %0-6 katkı maddeleri ve renk pigmentleri) kimyasal yapısı 1998 yılında Schweiger ve Arridge tarafından açıklanmıştır (Schweiger ve Arridge, 1998).

Holand ve arkadaşları, lityum disilikat cam seramiklerin uzamış lityum orto fosfattan oluştuğunu, cam matriksin ise her iki kristal fazı çevrelediğini belirtmişlerdir (Höland ve ark., 2000). IPS e.max CAD ve IPS e.max Pres olarak çeşitleri mevcuttur.

IPS Empress II

Lityum disilikat içerikli cam seramik olan IPS Empress II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) 1998 yılında geliştirilmiştir. IPS Empress II lityum disilikattan ve lityum ortofosfattan oluşan bir cam seramiktir. Bu materyal lösit ile güçlendirilmiş IPS Empress materyalinden daha dayanıklıdır ve yüksek translüsentliğinden kaynaklanan mükemmel estetiğe sahiptir. Laboratuvar tekniğinin IPS Empress ile aynı olmasına karşın bitimi sadece layering tekniği ile yapılır (Uctasli ve ark., 1996).

Materyalin içindeki kristaller kırığın ilerlemesini engellediğinden esneme dayanımı oldukça yüksektir. Karşıt doğal diş üzerinde aşındırıcı etkisinin az, optik özelliklerinin ve ışık geçirgenliğinin iyi olması nedeniyle klinik olarak geniş kullanım alanı bulmuşlardır (Al-Wahadni ve ark., 2009).

IPS Empress II sistemi anterior ve posterior tek kuronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolarların en son distal destek olması ve gövdenin bir premolar genişliğinde (yaklaşık 7-8 mm) hazırlanması gerekmektedir. Materyalin kor kısmındaki kimyasal yapı IPS Empress ve IPS Empress II'nin farklılığını oluşturmaktadır. Bu kor yapıdaki farklılık IPS Empress II'nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress'e göre üç kat artırmıştır. Ayrıca IPS Empress II'de cam daha az olduğu için kırılmaya karşı direnci fazla, mikro çatlak oluşma riski ise en azdır (Pilathadka ve Vahalova, 2007). Bükülme dayanımı 300-440 MPa ve kırılma dayanıklılığı 2.8-3.5 MPa m^{1/2}'dir (Heydecke ve ark., 2007).

IPS e.max CAD

Restorasyonların CAD/CAM üretimleri yaygınlaştığından, lityum disilikat cam seramikten üretim yapmak amacıyla 2005 senesinde IPS e.max CAD (Ivoclar, Schaan,

Lihtenştayn) bloklar piyasaya sunulmuştur. CAD/CAM, zamandan ve masraftan tasarruf etmenin yanında restorasyonun tekrarlanabilirliğini artırma avantajlarını sağlar. IPS e.max CAD, %40 lityum meta-silikat (Li_2SiO_3) kristallerden oluşan, kristal boyutları 0.5 μm olan kısmen kristalize bir materyal olup, malzemenin kolay öğütülmesine imkân tanımaktadır. Seramik, ilave renklendiricilerin miktarına göre bu fazda mavi renktedir. Kısmi kristalizasyonda amaç frezeleme işleminin kolaylığını sağlamanın yanı sıra çatlak oluşumunu önleyerek seramiğe yeterli direnci sağlamaktır (Harrer ve ark., 2012). Materyalin bu aşamadaki direnci 130-150 MPa'dır. Mavi fazdaki bloklar, iki aşamalı kristalizasyona maruz kalırlar. Üretici verilerine göre, tümüyle kristalleşmiş IPS e.max CAD materyalinin bükülme direnci yaklaşık 360 MPa'dır (Reich ve Schierz, 2013). Lityum disilikat seramiklerde %0,2 oranda görülen büzülme miktarı marjinal, proksimal ve oklüzal uyumu etkilememektedir. Cam seramik bu aşamada hacimce %70 lityum disilikat kristalleri içermektedir (Ritzberger ve ark., 2010). Estetik açıdan lityum disilikat endikasyonlarına göre farklı translusensiye sahiptir. Yüksek translusens bloklarda (HT), çevre doku renklerini absorbe etme özelliği (bukalemun efekti) vardır. Düşük translusensili (LT) bloklar farklı renk seçenekleriyle tam anatomik restorasyon yapımında kullanılmaktadır. Orta translusensi gösteren (MT) bloklarsa çoğunlukla renklenmiş dişlerde tercih edilirler. Materyalin kullanım alanı, yalnızca monolitik inley, onley, tek kuron ve anterior köprüler yapmak değil, aynı zamanda geleneksel ya da adeziv simantasyonla kısa boşluklu posterior köprüler için de tanımlanmıştır (Höland ve ark., 2008).

Vita Suprinity

Zirkonya ile güçlendirilen seramiklerde cam seramiğin optik özellikleriyle zirkonyanın olumlu mekanik özellikleri birleştirilmiştir (Suprinity, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya ve Celtra Duo, Dentsply, ABD). Zirkonya ile güçlendirilen seramik (Vita Suprinity), içerisinde %8-12 oranında ZrO_2 bulunur. Lityum silikat ile zirkonyum içeren cam seramik kombinasyonu güncel bir materyaldir. Vita Suprinity prekristalize formdadır. Tamamen kristalize olmuş formu VitaSuprinity FC'dir. HT ve T (transludent) seçenekleri olan bu materyal tamamen kristalize olmasına karşın kolaylıkla frezelenebilmektedir.

Zirkonya (ZrO_2) ve cam seramiğin pozitif malzeme özelliklerini birleştirir. Seramik yapıyı çatlak kesintisi ile güçlendirmek için zirkonya partikülleri eklenir. Kristalizasyon sonrası elde edilen yapının gelişmiş mekanik özellikler sergilediği ve en yüksek estetik gereksinimleri karşıladığı varsayılmıştır. Artmış yarı saydamlık ve farklı tonlar nedeniyle anatomik olarak monolitik restorasyon olarak şekillendirilmiştir (Elsaka ve Elnaghy, 2016).

İnley, onley, veneer restorasyonlar ve parsiyel kronlar, anterior ya da posterior bölgede tek diş kapsayan doğal diş üstü ya da implant üstü kronların yapımında kullanılabilir. Yetersiz preparasyon ya da fazla preparasyon sonrası kalan diş dokusunun yetersiz olması durumunda, aşırı çiğneme fonksiyonu ve brüksizmi olan hastalarda özellikle de bu hastaların devital dişlerinde uygulanması önerilmemektedir. Molar bölgede veneer porseleni ile birlikte kullanımı, bir diğer kontrendikasyon alanıdır. Üretici firma tarafından, anterior ve premolar bölgede, köprü restorasyonlarında kullanılmasının teknik açıdan mümkün olabileceği belirtilmiştir. Materyalin yeterli kalınlıkta kullanılmasının fiziksel ve mekanik özellikleri güçlendirdiği belirtilmiştir (Rinke ve ark., 2016).

Vita Suprinity LS-14 boyutunda T ve HT translusensi derecelerinde üretilmektedir. İnley, onley, parsiyel kron ve laminate veneerlerde T bloklar kullanılırken, doğal diş ve implant üstü tam kronlarda HT blokların kullanılması daha estetik sonuçlar verecektir (Elsaka ve Elnaghy, 2016).

2.1.4.2.1.2.3. Florapatit bazlı (Örneğin, IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent)

Hammaddelerin doğal kaynaklarına ve bunların içsel varyasyonlarına daha az bağımlı kalmak için seramik endüstrisi sentetik malzemeleri kullanmaya başlamıştır. Bileşim, üreticilere göre değişir, ancak genellikle silikon dioksit (SiO_2) içerir.

Lösit, metallerle ısı genleşme uyumluluğu ve gelişmiş güç için kullanılır. Tam seramiklerde bir kaplama malzemesi olarak kullanıldığında, bu malzemeler, ilgili çerçevelerinin termal genleşme katsayısına uyacak şekilde modifiye edilir (Örneğin,

polikristalin için Vita VM7 ve polikristalin zirkonya için VM9, Cerabien ZR, IPS e.max Ceram).

Gelişmiş mekanik özellikler ve alt yapı malzemesi olarak kullanım için kristal faz ilaveli feldspatik porselenler mevcuttur. Bunların kimyasal yapısı $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ 'dan oluşturmaktadır. %63 SiO_2 , %17 Al_2O_3 , %11,2 K_2O , %4,6 Na_2O , %1,6 seryum oksit (CeO_2), %1'den az bor trioksit (B_2O_3), kalsiyum oksit (CaO), baryum oksit (BaO) ve titanyum dioksit (TiO_2)'den oluşan feldspatik porselenlerdir. IPS Empress 2, ikinci jenerasyon ısı ile preslenebilen seramiklerdir ve ana kristal fazı olarak lityum disilikat materyali içermektedir. Yaklaşık olarak %70 lityum disilikat (%57- 80 SiO_2 , %0-5 Al_2O_3 , %0,1-6 lantan oksit- La_2O_3 , %0-5 magnezyum oksit- MgO , %0-8 çinko oksit ZnO , %0-13 K_2O , %11-19 lityum oksit- Li_2O ve %0-11 fosfor pentoksit- P_2O_5) içermektedir. Lityum disilikat sistemi ($\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{O-ZnO-P}_2\text{O}_5\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-[zirkonyum dioksit] ZrO}_2$) (IPS e.max için basın veya bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim [CAD / CAM] üretimi) ön bölgede inleyler, onleyler, kronlar ve üç üyeli sabit protezlerin kullanımı için gelişmiş mekanik özellikleri gösterir. Son patent süresinin dolmasıyla birlikte, bu son malzemedeki varyasyonlar diğer üreticilerden temin edilebilir hale gelmiştir (örneğin, Pentron Ceramics'ten 3G HS). Ayrıca lityum silikat ($\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$) ile zenginleştirilmiş seramikler zirkonya tanıtıldı (Örneğin, Suprinity; CeltraDuo; bileşim [ağırlıkça yüzde]: SiO_2 [%56 ila %64], Li_2O [%15 ila %21], K_2O [%1 ila %4], P_2O_5 [%3 ila %8], Al_2O_3 [%1 ila %4], ZrO_2 [%8 ila %12] ve CeO_2 [%0 ila %4]).

2.1.4.2.1.3. Cam içeren seramikler

2.1.4.2.1.3.1. Cam dolduruculu:

Örnek olarak alümina (örnek; In-Ceram Alumina; Vita); alümina ve magnezyum (örnek; In-Ceram Spinell, Vita); alümina ve zirkonya (örnek; In-Ceram Zirconia, Vita) verilebilir.

1989 yılında piyasaya sürülen ilk cam infiltre malzeme olan In-Ceram Alümina, slip döküm tekniği kullanılarak üretildi. Yoğun bir şekilde paketlenmiş Al_2O_3 bulamacı, bir ateşe dayanıklı kalıba sinterlenir ve güçlü bir alümina parçacıkları iskeleti oluştuktan

sonra, gözeneklere sızmak ve mukavemeti artırmak için ikinci bir ateşlemede lantan camı ile infiltre edilir. Büyük uzun tanecikler (10 ila 12 μm uzunluğunda ve 2.5 ila 4 μm genişliğinde), yönlü partiküller (1 ila 4 μm genişliğinde) dahil olmak üzere üç farklı alümina partikül boyutu gözlemlenir. 1 μm çapından küçük küresel tanecikler. Opaklığı nedeniyle porselen veneer tabakalanması gerekir. Üreticiye göre bileşim yüzde olarak Al_2O_3 (%82), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4,5), CaO (%0,8) ve diğer oksitlerdir (%0,7).

1994 yılında piyasaya sürülen In-Ceram Spinell benzer bir şekilde işlenir, ancak cam sentetik olarak üretilmiş gözenekli bir magnezyum alüminat (MgAl_2O_4) çekirdeğe infiltre edilir. In-Ceram Zirkonya, seramiği güçlendirmek için Al_2O_3 'ün kayma bileşenine kısmen stabilize edilmiş zirkonya oksidin eklendiği In-Ceram Alümina'nın bir modifikasyonudur. Üreticiye göre bileşim yüzde olarak Al_2O_3 (%62), ZnO (%20), La_2O_3 (%12), SiO_2 (%4,5), CaO (%0,8) ve diğer oksitler (%0,7).

Bu sınıf malzemelerin kullanımı, özellikle CAD / CAM üretimi için lityum disilikat ve zirkonyumun artan popülaritesi nedeniyle azalmıştır.

2.1.4.2.2. Polikristalin seramikler

Herhangi bir cam fazı içermeyen metal olmayan inorganik seramik malzemelerdir. Polikristalin grubunda sınıflandırılan seramiklerin temel özelliği, mukavemet ve kırılma tokluğu sağlayan, ancak sınırlı yarı saydamlığa sahip olma eğiliminde olan ince taneli kristal yapıdır. Ek olarak, bir cam fazının olmaması, polikristalin seramiklerin hidroflorik asitle aşındırılmasını zorlaştırır, bu da uzun aşındırma süreleri veya daha yüksek sıcaklık gerektirir (Sriamporn ve ark., 2014).

Polikristalin seramikler dört alt gruba ayrılır: Alümina, Stabilize zirkonya, Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina, Alümina ile sertleştirilmiş zirkonya (şu anda geliştirilmektedir).

2.1.4.2.2.1. Alümina

(Örnek; Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL). Bu malzeme, yüksek saflıkta Al_2O_3 (%99,5) içerir. Nobel Biocare tarafından CAD / CAM ile üretim için temel malzeme olarak ilk kez 1990'ların ortasında üretildi. Çok yüksek sertliğe (17 ila 20 GPa) ve nispeten yüksek mukavemete sahiptir. Elastik modül (300 GPa), kırılmalara karşı savunmasızlığa yol açmıştır (Scherrer ve ark., 2008). Bu çekirdek kırılma eğilimi ve dönüştürme sertleştirme yetenekleri gibi gelişmiş mekanik özelliklere sahip malzemelerin tanıtımı stabilize zirkonyumda bulunan, alümina kullanımının azalmasına yol açmıştır.

2.1.4.2.2.2. Stabilize zirkonya

(Örnek; NobelProcera Zirconia, DCS; Katana Zirconia ML; Zirkonzahn; IPS e.max ZirCAD). Saf zirkonya üç allotropik formda bulunur; monoklinik faz 1170 °C'ye kadar stabildir, sıcaklık artışı ile beraber tetragonal faza dönüşüyor ve ardından sıcaklık 2370°C'yi aştığında kübik faza dönüşüyor (Brezny ve Green, 1989). Tetragondan monoklinik dönüşümünde zorlanma ve büyük hacim artışı (%4) olur. Bu hacim artışı, çatlakları kapatabilir ve bu da malzemenin kırılma tokluğunda büyük artışlara yol açar. Bu dönüşümü sertleştirmenin pratikte kullanılması, tetragonal veya kübik fazların, saf zirkonyayı yitrium, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle alaşımlayarak oda sıcaklığında stabilize edilmesini gerektirir. Bu elemanlar, bu fazlardan herhangi birini tamamen veya kısmen stabilize ederler (Piconi ve Maccauro, 1999). Mikroyapılarına göre, tamamen stabilize edilmiş zirkonya (FSZ), kısmen stabilize edilmiş zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristaller (TZP) olarak bir zirkonya seramik sınıflandırması önerilmiştir (Chevalier ve ark., 2009). FSZ'de zirkonya kübik biçimindedir ve 8 molden fazla yitrium oksit (Y_2O_3) içerir. PSZ, kübik bir matriste nano boyutlu tetragonal veya monoklinik parçacıklardan oluşur ve TZP'ler, çoğunlukla yitriya veya serya ile stabilize edilmiş tetragonal fazdan oluşan monolitik malzemelerdir (Chevalier ve ark., 2009). Dental zirkonyaların tümü TZP tipindedir, en yaygın olarak Y-TZP bu form, işleme ve sinterlemeden sonra en yüksek mukavemet ve kırılma tokluğuna sahiptir.

Zirkonya seramiği tarihsel olarak protez altyapı malzemesi olarak kullanılmıştır, ancak monolitik restorasyonların üretiminde de kullanılabilir. Gerektiğinde

infiltrasyonla boyanabilen tek renkli tek tip bir malzeme olarak mevcuttur. Dentin'den mineye renk değişimini taklit etmek için üretilmiş polikromatik (veya harmanlanmış) CAD / CAM blokları ve diskleri kullanma yönünde artan bir eğilim vardır (örn. Katana Zirconia). Ek olarak, bu malzemeler artan yarı saydamlık ile üretilmektedir (örn. Lava Plus; Cercon, Zenostar Full Contour Zirconia).

2.1.4.2.2.3. Zirkonya ile sertleştirilmiş Alümina ve Alümina ile sertleştirilmiş Zirkonya

Zirkonya genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize kaldığından ve alümina orta derecede sertlik gösterdiğinden, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina [ZSA]) ve alümina ile sertleştirilmiş zirkonya [ASZ] gelişiminde bir eğilim vardır.) Claussen bunu 1976'da ilk olarak tanımlamıştır. Alüminaya stabilize edilmemiş zirkonya ilavesi, zirkonyumun tetragonalden monoklinik dönüşümü sırasında oluşan çatlak önü ile önceden var olan mikro çatlaklar arasındaki etkileşimlerle birlikte, çatlak cephesi ve ikinci aşama arasındaki etkileşim nedeniyle alüminanın kırılma tokluğunu arttırdı (Abi ve ark., 2013). Materyaldeki zirkonya veya alümina yüzdesi isteğe göre ayarlanabilir ve talebe veya üreticinin manipülasyonuna göre değiştirilebilir. Sınıflandırma amacıyla yazarlar, ZSA'nın ağırlıkça %50 den az Al olması gerektiğini, buna karşın ASZ'nin ağırlıkça %50 den az Zr sunması gerektiğini öne sürerler. ZSA'nın bir örneği, ZrO_2 'in %67,9 kütlesinin kombinasyonudur. En son teknoloji, sinterlemeden önce alümina mikro partiküllerine zirkonya nanopartiküllerini uygulama yöntemleriyle ilişkilidir (Kern ve Palmero, 2013). Bu kompozit malzemelerin Y-TZP'ye kıyasla avantajları, düşük sıcaklıkta bozulmaya karşı direnç, daha yüksek mukavemet ve kırılma tokluğudur, (Ban, 2008) ve Y-TZP'nin iki katından fazla döngüsel yorgunluk dayanımları vardır (Takano ve ark., 2012). Derecelendirilmiş alümina ve derecelendirilmiş zirkonya: Bunlar, camın diğer alümina veya zirkonya substratlarının yüzeyine infiltre edildiği polikristalin restoratif materyallerin bir varyasyonudur. Bu sızma, gelişmiş klinik performans için daha hasara toleranslı ve estetik bir sistem yaratır. Bir dizi çalışmada, zirkonya, eşleşen bir termal genleşme katsayısına sahip bir silikat cam ile infiltre edilmiştir. Yüzeye yakın bölgelerde modülün azaltılmasıyla, numunedeki gerilmenin çoğu yüzeyin altındaki daha sert malzemeye aktarılır.

Aşındırma yüzeyinde bu gerilim transferi, çatlak başlangıcını sınırlar ve hem alümina hem de zirkonyumun yorulma ömrünü büyük ölçüde iyileştirir (Rekow ve Thompson, 2010).

Kademeli yapı, artık geleneksel çekirdek-kaplama imalatından kaynaklanan keskin ara yüzeyi ortadan kaldırarak katmanlar arasında delaminasyon potansiyelini azaltır (Könönen ve ark., 2016). Ayrıca, yüzeylerdeki artık cam zirkonyayı kapsüller, su emilimini engeller ve böylece hidrotermal bozulma sınırlandırır.

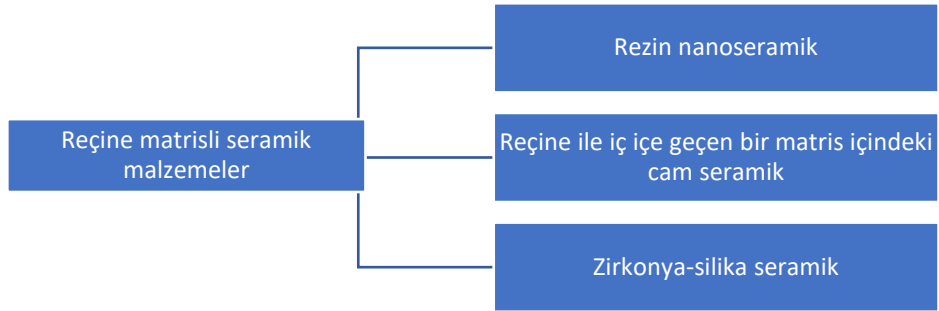
2.1.4.2.3. Reçine-matris seramikler

Porselenleri, camları, seramikleri ve cam seramikleri içerebilen ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşikler içeren polimer-matrisler sistemleridir. Bu kategori, yüksek oranda seramik parçacıklarıyla doldurulmuş organik bir matrise sahip malzemeleri kapsar. Reçineli matriks seramik materyaller, istenilen özellikleri elde etmek için yüksek sıcaklıkta pişirilerek işlenen metal olmayan inorganik malzemelerdir (Könönen ve ark., 2016). ADA Dış Prosedürleri ve İsimlendirme Kodunun 2013 versiyonu porselen / seramiği, ağırlıklı olarak inorganik refrakter bileşen içeren “preslenmiş, yakılmış, cilalanmış veya öğütülmüş malzemeler olarak tanımlamaktadır.” Bu nedenle, bu bölümde sunulan malzemeler, organik fazın (polimer) varlığına bakılmaksızın, ağırlıklı olarak (ağırlıkça>50) refrakter inorganik bileşiklerden oluştukları için bu kategoriye uygundur (Ahlberg ve ark., 2003).

Üreticilerin reçine-matriks seramik malzemeler geliştirme mantığı üç madde ile özetlenebilir. Geleneksel seramiğe kıyasla dentinin elastisite modülünü daha yakından simüle eden bir malzeme elde etmek, cam matriks seramiklerinden (örneğin lityum disilikat ailesinden sentetik seramikler) veya polikristalin seramiklerden daha kolay frezelenen malzeme geliştirmek ve kompozit reçine ile onarım veya modifikasyonu kolaylaştırmaktır.

Reçine-matriks seramik bileşimi büyük ölçüde değişir, ancak bunlar CAD / CAM için özel olarak formüle edilmiştir. Şu anda, reçine matrisli seramik malzemeler, inorganik bileşimlerine göre aşağıdaki tablo gibi birkaç alt aileye ayrılabilir:

Tablo 2. Reçine matrisli seramik malzemeler



2.1.4.2.3.1. Rezin nanoseramik (Lava Ultimate, 3M ESPE)

Ağırlıkça yaklaşık %80 nano seramik partikül ile yeniden sıkıştırılmış yüksek derecede kürlenmiş bir reçine matrisinden oluşur. Silika nanopartiküller, zirkonya nanopartiküller ve zirkonya-silika nanokümelerinin kombinasyonu, dolgu partiküllerinin interstisyel aralığını azaltır ve bu durum yüksek nanoseramik içeriği sağlar (3M ESPE'den bilgi).

2.1.4.2.3.2. Reçine ile iç içe geçen bir matris içindeki cam seramik (Enamic, Vita)

Bu tipik olarak ikili bir ağıdan oluşur. Biri feldspatik seramik ağıdır (ağırlıkça %86 / hacimce %75) ve diğeri polimer ağıdır (ağırlıkça %14 / %25 hacimce). Polimer ağı, üretan dimetakrilattan (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'tan oluşur. Seramik parçanın spesifik bileşimi SiO_2 , Al_2O_3 , Na_2O , K_2O , B_2O_3 , Zr_2O ve CaO den oluşmaktadır.

2.1.4.2.3.3. Zirkonya-silika seramik

Reçine ile iç içe geçen bir matris içinde silisyum tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, mikro füme silika, pigmentler, farklı organik matrislerle özel olarak tasarlanmış inorganik içeriği, bisGMA, TEGDMA zirkonya-silika seramik

partikülünden ve bir üçlü başlatma sisteminden oluşan kompozittir (3M ESPE). Dental estetik restorasyonlar için piyasaya sürülecek bir dizi yeni materyalin rezin-matriks seramik kategorisine girmesi muhtemeldir (Örn., Shofu Block HC, Shofu).

2.2. Porselen Laminate Veneer Restorasyonlar

Porselen laminate veneerler (PLV'ler) ilk olarak 1937 yılında, ön dişlerin vestibül yüzeyine geçici olarak yapıştırılan restorasyonlar olarak Charles Pincus tarafından tanıtılmıştır. Pincus, film yıldızlarının dişlerinin geçici olarak estetik bir hale gelmesi için laminate veneerleri kullanmıştır (Aldahlawi, 2015). Buonocuore tarafından minenin asitlenmesi ve Bowen tarafından bonding rezinlerin kullanımıyla mine adezyon tekniklerinin geliştirilmesi, kısa sürede bu tip PLV'lerin kalıcı olarak dişlere uygulanmasını mümkün kılmıştır. Simonsen ve Calamia, asit etch tekniği kullanılarak yapılan feldspatik porselen veneer uygulamasının bir laboratuvar çalışmasını yayınlamıştır. Son olarak, 1983 yılında, Horn, bu yöntemin klinik uygulamasının ilk raporunu yayınlamıştır (Peumans ve ark., 2000). Günümüzde porselen laminate veneerler, mükemmel biyoyumlulukları, doğal görünümleri ve güvenilir seviyede klinik başarılarıyla sıklıkla tercih edilmektedirler (Chen ve ark., 2015).

2.2.1. Porselen laminate veneer restorasyonların endikasyonları

İyi bir estetik sağlamak için kullanılan seramik veneerler, malforme, renksiz, yanlış hizalanmış, travmatize, kırık ve aşınmış ön dişlerin konservatif estetik restorasyonu için alternatif bir tedavi yöntemidir. Magne ve Belser (Vanlioğlu ve Kulak-Özkan, 2014) seramik veneerlerin endikasyonları için aşağıdaki sınıflamayı sunmuşlardır:

- 1) Beyazlatma işlemine dirençli dişler
 - a) Tetrasiklin renklenmesi
 - b) Beyazlatma işleminin başarısız olması
- 2) Morfolojik olarak problemlili dişler

- a) Diastema, interdental aralıkların kapatılması
 - b) Konik dişler
 - c) İnsizal uzunluğun veya fasiyal yüzün düzenlenmesi
- 3) Geniş restorasyonlar
- a) Geniş koronal kırık
 - b) Erozyon ya da aşınmaya bağlı yaygın mine kaybı
 - c) Konjenital malformasyonlar şeklinde sıralanabilir.

Bu sınıflandırma sistemi içerisinde, minimal preparasyon veya hiç preparasyon işlemi gerektirmeyen laminate veneer restorasyon endikasyonları ilk iki maddede gözlenmektedir (Vanlioğlu ve Kulak-Özkan, 2014).

2.3. Dental Simanlar

Dental simanlar diş hekimliği klinik uygulamalarında çok önemli bir konumda bulunmaktadır. Restorasyonları ve ortodontik ataçmanları dişe yapıştırmak, kavite astar maddesi olarak pulpayı korumak ve restoratif materyal olarak diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılırlar (O'Brien, 2002).

Dental simanlar, restorasyonu yapışacağı diş yüzeyine kimyasal, mekanik, mikromekanik veya bunların kombinasyonları şeklinde birleştirir (Pegoraro ve ark., 2007). İdeal bir siman, gerilme ve basınca karşı yüksek dirence sahip olmalı, restorasyon ve diş aralığına gelen streslere karşı kırılma dayanıklılığı iyi olmalıdır. Ayrıca manipülasyonu kolay ve biyouyumlu olmalıdır (O'Brien, 2002).

2.3.1. Dental simanların sınıflandırılması

- 1) Fosfat Bağlı Simanlar
 - a) Çinko fosfat siman
 - b) Siliko fosfat siman

- c) Hidro fosfat siman
- 2) Çinko Oksit Öjenol Siman
 - a) Çinko oksit öjenol siman
 - b) Rezin modifiye çinko oksit öjenol siman
 - c) Etoksi benzoik asit siman (EBA)
- 3) Rezin Bazlı Simanlar
 - a) Akrilik rezin siman
 - b) Modifiye akrilik rezin siman
- 4) Poliakrilik Asit Simanlar
 - a) Polikarboksilat siman
 - b) Cam iyonomer siman

2.4. Rezin Simanlar

Polimer esaslı simanların kullanımı indirekt seramik restorasyonların kullanımı yaygınlaştıkça artmaktadır. Polimer bazlı rezin simanlar kimyasal yapıları, sertleşme mekanizmaları, renk seçenekleri ve manipülasyonları açısından diğer simanlardan ayrılırlar.

Rezin simanların sertleşmesi polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekleşir. Polimerize olan rezinin içeriğindeki makro moleküler zincirler kovalent çapraz bağlar ile bağlanır ve rezinin dayanıklılığı artar. Bu ağ yapısı, dişe gelen streslerin azalmasını ve daha dayanıklı restorasyonların yapımını mümkün kılar (Phillips ve ark., 2013; Shillingburg ve ark., 1997).

Rezin simanlar 1950’li yılların başında piyasaya sürüldüklerinde düşük doldurucu miktarları nedeniyle yüksek derecede polimerizasyon büzülmesi göstermekteydiler. Ayrıca mikrosızıntı problemlerine de yol açmaktaydılar. Akışkan oldukları için simantasyon amacıyla kullanılan rezinler, restoratif amaçlı kullanılanlara oranla daha az miktarda doldurucu içerirler. Dentin bonding ajanlarının geliştirilmesiyle

beraber rezin simanların bu ajanlarla birlikte kullanımı pulpa irritasyonunu azaltmış ve popülerliklerini arttırmıştır (Shillingburg ve ark., 1997).

Rezin simanlar içeriklerine göre iki gruba ayrılabilir.

- 1) Akrilik rezin simanlar
- 2) Kompozit rezin simanlar

2.4.1. Akrilik rezin simanlar

Toz ve likit sistemi ile hazırlanan bu tip simanlarda, toz kısmı metil metakrilat polimerleri, benzoil peroksit (reaksiyon başlatıcı) kopolimerleri, mineral doldurucular, pigmentler; likit kısmı ise âmin bazlı hızlandırıcılar içeren metil metakrilat monomerleri içermektedir.

Akrilik rezin simanlar dolgu materyali olarak kullanılan soğuk akrilikler ile benzer özellikler gösterirler. Ağız sıvılarında çözünmeleri diğer simanlara oranla daha az, sertlikleri ise daha yüksektir. Nem varlığında diş ile bağlantıları zayıflamaktadır. Bu yüzden marjinal sızıntı riski taşırlar. Diğer akrilik dolgu materyalleri gibi pulpa irritasyonuna neden olabileceklerinden, pulpanın korunması önemlidir (Phillips ve ark., 2013; Shillingburg ve ark., 1997).

2.4.2. Kompozit rezin simanlar

Porselen restorasyonlar, inleyler, veneerler ve indirekt rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılan, bis-GMA (bisfenol glisidil metakrilat) içerikli simanlardır. Aromatik dimetakrilatlar ile seramik doldurucuların bileşiminden oluşmaktadırlar (Phillips ve ark., 2013).

Toz-likit ya da ikili pat sistemi şeklinde bulunurlar. Rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre 3 gruba ayrılırlar.

2.4.2.1. Kimyasal yolla sertleşen rezin simanlar

Sıklıkla ikili pat şeklinde bulunan sistemlerdir. Polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak benzoil peroksit ve reaksiyonu hızlandırıcı olarak da tersiyer aminler içerirler. Metal ya da opak seramik restorasyonların ve Maryland köprülerinin simantasyonunda tercih edilirler. Metal olmaları ya da kalınlıkları (2.5 mm) nedeniyle ışık geçişine izin vermeyen restorasyonlarda ışık ile polimerizasyon mümkün olmadığından, kendiliğinden sertleşen bu tip simanların kullanımı uygundur. Maryland köprülerinde bağlantı mine ile sağlanır. Asitlenmiş mine yüzeyi ile kompozit simanın bağlantısı oldukça kuvvetli olduğundan bu tip simanlar güvenle kullanılabilir (Phillips ve ark., 2013).

2.4.2.2. Işıkla sertleşen (light-cure) rezin simanlar

Işık geçirgenliğine sahip, 1.5 mm'den daha ince dökülebilir seramik, porselen ve kompozit restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler. Reaksiyon başlatıcı olarak ışığa duyarlı kamforokinon gibi moleküller ile hızlandırıcı alifatik aminler içerirler. Çalışma süreleri, istenilen zamanda polimerizasyon gerçekleştirilebileceğinden, oldukça uygundur.

2.4.2.3. Hem kimyasal hem ışık yolu ile sertleşen (dual-cure) rezin simanlar

Polimerizasyon ışık aracılığıyla başlatılıp, kimyasal olarak devam eder. Işığın ulaşmadığı kısımlarda kimyasal yolla polimerizasyon tamamlanır. Işık geçirgenliği sınırlı olan, 1,5-2,5 mm kalınlığındaki kompozit ya da seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler. Çalışma süresi uzun olduğundan kullanımları kolaydır (Phillips ve ark., 2013). Rezin simanların polimerizasyon göstergesi olan dönüşüm dereceleri, polimere dönüşen monomerler ile beraber tükenen çift karbon bağı sayısı ile tanımlanır. Klinik olarak tam bir polimerizasyon nadiren sağlanabilir. Işık ile sertleşen rezin simanların dönüşüm derecelerinin %50-80 arasında olduğu gösterilmiştir (Altintas ve Usumez, 2008). Simanın optimum fiziksel özelliklerini edinebilmesi için mümkün olduğu kadar fazla monomerin dönüşümü gerçekleşmelidir. Işık ile sertleşen ve dual-cure simanlarda ışık uygulamasını takip eden 10 dakikanın sonunda maksimum fiziksel özellikler elde edilmektedir. Fiziksel özellikler doldurucu miktarına ve

polimerizasyon tipine göre değişmektedir. Baskı dayanımları geleneksel simanlardan çok daha yüksektir. 100-200 MPa arasında değişmektedir (Phillips ve ark., 2013), (Shillingburg ve ark., 1997).

2.5. Yüzey İşleme Yöntemleri

Diş hekimliğinde materyallerin yüzeylerinde bağlantıyı artırmak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Bunlar mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri olarak ikiye ayrılmıştır. Bunlardan mekanik yüzey işlemlerine asitle pürüzlendirme, kumlama, frezle pürüzlendirme, lazer ile pürüzlendirme gibi uygulamalar örnek verilirken; kimyasal yüzey işlemine de yüzey ajanlarının uygulanması (silan) örnek olarak verilebilir. Bu bakımdan birçok yüzey işlemi geliştirilmiş ve çok fazla sayıda çalışma yapılmıştır (Özcan ve ark., 2009; Wolf ve ark., 1993).

2.5.1. Asitle pürüzlendirme

Asitle pürüzlendirme işleminde elde edilen olumlu sonuçlara bağlı olarak feldspatik ve cam porselenlere rezinlerin bağlantısı konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir (Ozturk ve ark. , 2012). Hidroflorik asit, porselen yüzeyinin asitlenmesinde kullanılan en popüler ajandır. %2,5-10 oranlarındaki konsantrasyon ve 1 dk'dan 3 dk'ya kadar değişen uygulama süreleri ile kırık porselenin cam matriksini çözerek lōsit kristalleri çevresinde mikro andırcıkların oluşmasını sağlamaktadır. Akışkanlığı yüksek rezin materyaller bu boşlukları doldurarak güçlü bir mikromekanik bağlantı oluşturmaktadır (Ozturk ve ark. , 2012). Asitle pürüzlendirme işlemi aynı zamanda porselenin cam matriksinin çözülmesini, kristalin yapının açığa çıkmasını sağlayarak, madde kaybı ile birlikte yüzey pürüzlülüğünün artmasını sağlamaktadır (Ozturk ve Ph, 2012).

Hidroflorik asit zehirli ve yanıcıdır. Toksisitesi ve uçuculuğu nedeniyle sağlık için tehlikelidir ve ağız içi dokularına zarar verebildiği için dikkatli kullanılmalıdır (Vallittu, 2003).

2.5.2. Lazer ile pürüzlendirme

Er:YAG lazerin diş sert dokularında çürük temizlenmesi, kavite preparasyonu ve mine ile dentinin asitlenmesi öncesi hazırlanmasında kullanılması FDA (U.S. Food and Drug Administration) tarafından onaylanmıştır (Fondriest, 2004).

Lazerler yüzey pürüzlendirmede geleneksel olarak kullanılan asitlere benzer şekilde etki yaratırlar .Er:YAG lazerlerin yanı sıra CO₂, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG pürüzlendirme amaçlı kullanılabilirler (Karandish, 2014).

2.5.3. Kumlama

Seramik yüzeyler için mevcut yüzey işlemleri arasında, Al₂O₃ ile kumlama çeşitli seramik türlerinde mikromekanik retansiyon sağlamak için yaygın olarak kullanılan basit bir ağız içi tamir metodu olmuştur. Bu metot ağız içinde kullanılan bir alet yardımı ile kırık yüzeyinin doğrudan kumlanması esasına dayanır (Ozturk ve Ph, 2012). Kullanılan Al₂O₃ taneciklerinin büyüklüğü genellikle 50 µm olup daha büyük boyutlarda da kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (Faculty, 2003).

Tribokimyasal silika kaplama (TBC), rezin yapıştırma materyalleri ve diş restorasyonları arasındaki bağ kuvvetini arttırmak için tercih edilen başka bir yüzey işlemi yöntemidir (Inokoshi ve ark., 2013). Tribokimyasal silika kaplamada silika ile modifiye edilen Al₂O₃ partikülleri basınçla porselen yüzeyine uygulanmaktadır. Tribokimyasal silika kaplama işleminde, Al₂O₃ tozu ile mikromekanik retansiyon sağlanırken, silika kaplı partiküller sayesinde de silanizasyonla birlikte kimyasal bağlanma meydana gelmektedir (Buso, 2005). CoJet (3M ESPE, Seefeld, Germany) ve Rocatec (3M ESPE, Seefeld, Germany) bu uygulamanın en bilinen sistemleridir (Amaral ve ark., 2006).

2.5.4. Frezle pürüzlendirme

Porselen yüzeyinde retantif alanlar oluşturmak için ince ve kalın grenli frezler kullanılabilir. Bu frezler elmas olabildiği gibi, tamir setlerinin içinde özel olarak bulunan taşlar da olabilir. Frezler kullanılarak kırık yüzeyinde kompozit rezinin

bağlanması için retantif alan oluşturulurken çukurlar ve düzensiz alanlar meydana gelebilir. Böylece yetersiz mekanik retansiyon oluşabilir (Schmage ve ark., 2003).

2.5.5. Silan uygulanması

Diş hekimliğinde, kompozitin bazı dental restoratif materyallere bağlantı kuvvetinin artırılması, silan ajanlarının uygulanmasıyla sağlanabilir. Silanlar, porselen gibi silika bazlı materyaller için adezyonu geliştirmede çok etkilidir (Lung ve Matinlinna, 2012). Silan porselen yüzeyine uygulandığı zaman hidrolize olarak porselen ile bağlantı sağlamaktadır. Silan ajanları aynı zamanda porselenin ıslanabilirliğini de artırırlar (Faculty, 2003; Lung ve Matinlinna, 2012).

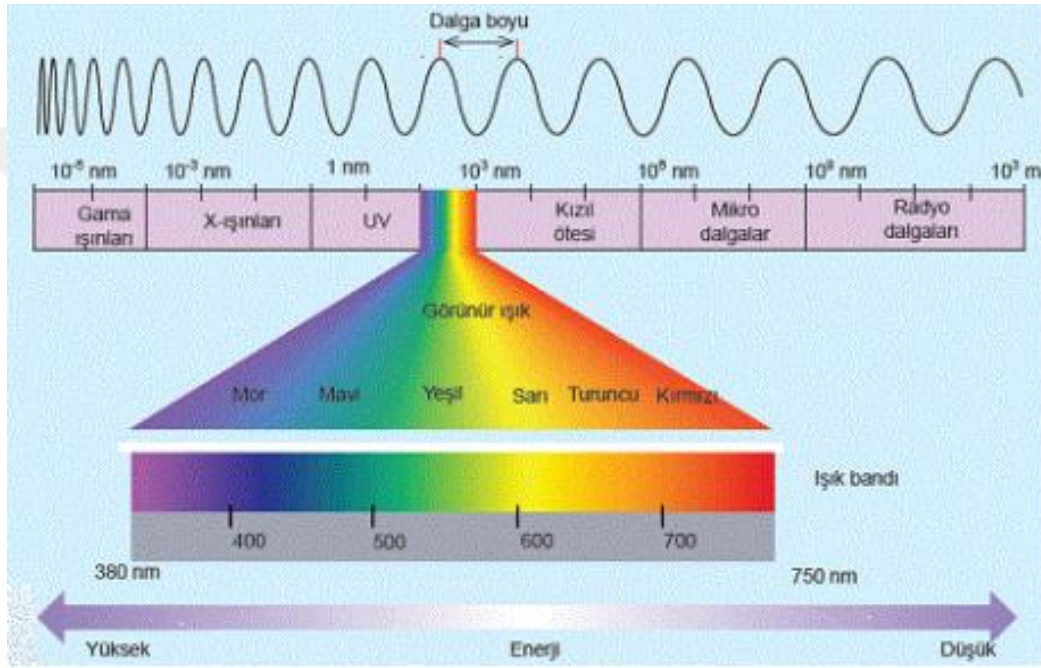
Porselene rezinlerin bağlantısını artırmak için; yaklaşık 50 yıl önce trivinilsiloksan (2-metoksi-etoksi) (BOWEN, 1963) 1-metakrilo metil trimetilsiloksan, 3-akriloksi propil trimetoksisilan, 3-metakriloksi propil triklorosilan, 3-(4-metakriloksifenil) propil trikloro silan, 3-metakriloksi propil sililtriizosiyonat ve 3-merkaptopropil trimetoksisilan kombinasyonları geliştirilmiştir (Matinlinna ve ark., 2006). 3-Metakriloksi piltrimtoksi silan (MPS), klinikte yaygın olarak kullanılan silan primerlerindendir (Lung ve Matinlinna, 2012). Bazı araştırmacılar, rezin bazlı yapıştırma ajanları ile silika bazlı porselen restorasyonlar arasındaki bağlantı kuvvetinin MTS içerikli primer kullanıldığında arttığını söylemişlerdir (Kamada ve ark., 2007).

Silanlar organik ve inorganik maddeleri birbirine bağlamak için bir köprü görevi görmektedir (Arkles ve ark., 2014). Organofonksiyonel silanlar, çeşitli inorganik ve organik materyallerle reaksiyona girebilen ve çift bağ oluşturabilen iki farklı reaktif fonksiyonel grup içermektedirler (Matinlinna ve ark., 2004). Bağlayıcı moleküllerinin bir ucu inorganik yapıyla reaksiyona giren silanol grubu içerirken diğer ucu polimerle reaksiyona giren fonksiyonel bir grup içerir (Lung ve Matinlinna, 2012). Fonksiyonel olmayan silanlar sadece silanol gruplarına hidrolizden sonra inorganik substratların yüzey hidroksil grupları ile reaksiyona giren reaktif alkoksi (OR) fonksiyonel gruplarını içermektedirler (Palanivel ve ark., 2005).

2.6. Renk ve Rengin Fiziği

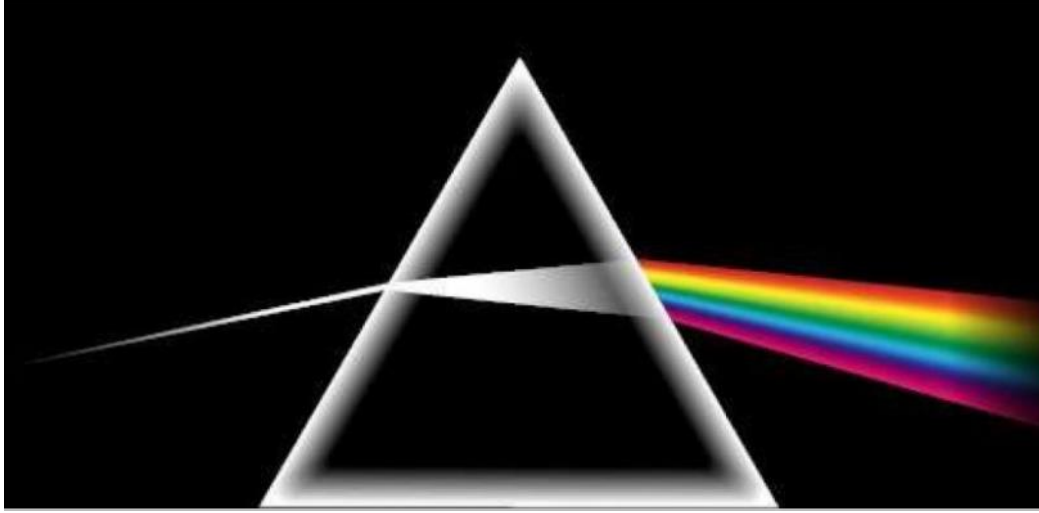
Rengin meydana gelmesi ve görünmesi bütünüyle ışık ile ilgilidir. Rengin algılanabilmesi için ışık nesneden yansımali ve göz sinirlerini uyarmalıdır. Görüntünün oluşması için sinyaller beyin korteksindeki görsel merkeze iletilir. Bu olaylar sırasında görüntüye etki edecek birçok olasılık vardır (Rosenstiel ve ark., 2001).

Işık bilimsel olarak görünür elektromanyetik enerji olarak tarif edilir. Dalga boyu 380-750 nm olan renkleri insan gözü görebilir (Şekil 1).



Şekil 1. Işığın dalga boyları (<https://prosafety.com.tr/elektromanyetik-spektrum-radyoaktivite>)

Bir prizmadan beyaz ışık geçirildiğinde kırılır ve çeşitli dalga boylarındaki renklere ayrılır (Şekil 2). Bir nesne yeterince aydınlatıldığı durumlarda rengi belirlenebilir. Gün ışığı ile aydınlanan bir nesne, renk skalasındaki kendi renginin enerjisini yansıtırken diğer renkleri absorbe eder. Sonuç olarak, görme merkezinde algılanan renk ve görüntü ile görme işlemi tamamlanır (Chamberlin, 1980).



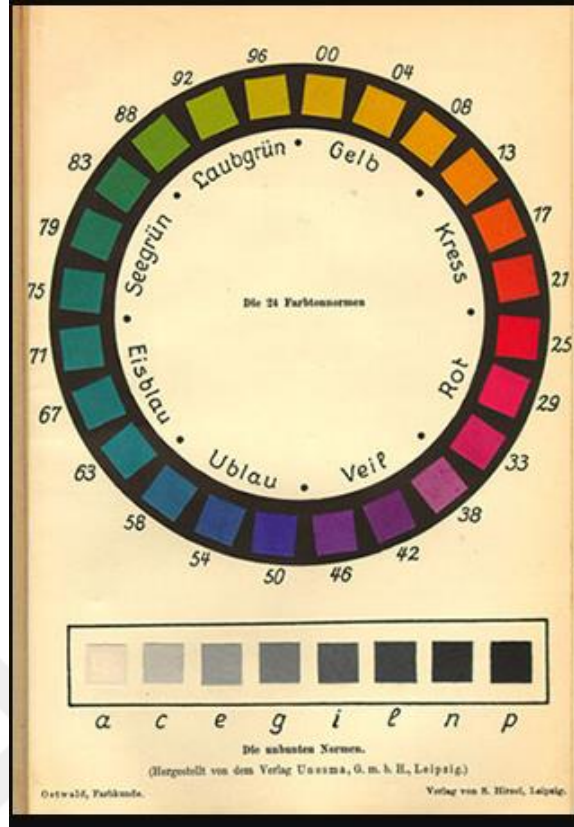
Şekil 2. Prizmada ışığın kırılması (https://tr.wikipedia.org/wiki/Spektroskopi_tarihi)

Rengin algılanmasında görevli olan çubuk ve koni hücreleri ışığa karşı hassaslardır. Çubuk hücreleri (basil reseptörler) koni hücrelerine (koni reseptörler) göre daha fazla sayıda bulunurlar (Çubuk\Koni = 19\1), retinada geniş bir bölgede yer alırlar ve sadece ışığın parlaklığına yani açıklığına ya da koyuluğuna hassastır. Retinanın küçük bir alanı olan fovea centraliste (sarı benek) koni hücreleri yerleşmişlerdir. Kırmızı, mavi ve yeşil renklerde dalga boylarına hassas üç tip koni hücresi vardır. Fovea bölgesinde koni ve çubuk hücreleri aynı yerde bulunduğu bir alan vardır, bu alan renk tonlarının birbirinden ayırt edilmesinde görev alırlar (Chamberlin, 1980).

2.7. Renk Sistemleri

2.7.1. Ostwald renk sistemi

1914'te çıkarılmış bir renk sistemidir. Ostwald renk sistemi dört ana renkten oluşmaktadır. Bu renkler mavi, kırmızı, sarı ve yeşildir. Bu 4 ana renk, renk diyagramında yirmi dört ara renge ayrılmıştır. Her renk bir daire içinde eşit bir alanda yer alır (Şekil 3).



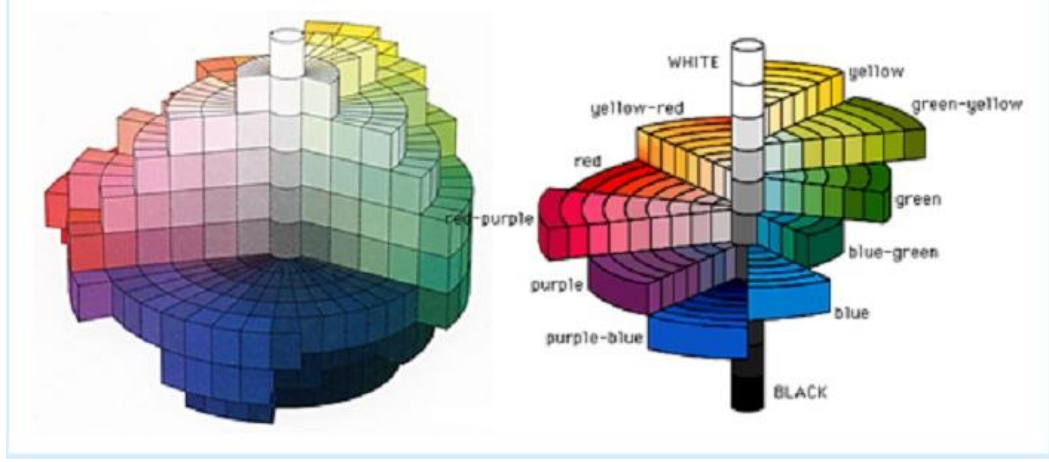
Şekil 3.Ostwald’a göre 24 ara renk (Sengez ve Dörter, 2019)

2.7.2. Munsell renk sistemi

1905'te Amerikan bilim adamı Munsell tarafından ileriye sürülmüştür, son şekli 1945’ te tasarlanmıştır. En eski renk sistemidir ve diğer renk sistemleri bundan ilham alınarak oluşturulmuştur.

Munsell, renk ile ilgili üç farklı boyut tasarlamıştır. Hue (H); ana renk, Value (V); parlaklık ve Chroma (C); doygunluk , (Burchett, 2002; Tung ve ark., 2002).

Munsell, sistemini beş ana renk tanımlamıştır. Bu renkler, kırmızı (R), sarı (Y), mavi (B), yeşil (G) ve mordur (P). Sistemde, sırasıyla R, Y, B, G ve P harfleri ile temsil edilirler. Sistemde ana renkler ve bunların kombinasyonu ile oluşturulan diğer renkler vardır. Ana renklerin kombinasyonu ile oluşturulan renkler iki ana rengin harfi ile gösterilir. Bu renkler, YR, GY, BG, PB ve RP şeklinde gösterilirler. Bütün renkler ve bu renklerin parlaklık ve doygunluklarından dolayı düzensiz bir renk küresi elde edilir (Şekil 4) (Burchett, 2002; Tung ve ark., 2002).



Şekil 4. Munsell renk sistemi (Sengez ve Dörter, 2019)

Sistemdeki ana renkler, bir daire içinde saat yönünde dizilmiştir. Sistemin ikinci boyutu parlaklık, siyahtan beyaza 10 farklı dereceye bölünmüştür. Parlaklık derecesini gösteren eksen, daireyi tam ortasından dik olarak geçer. Parlaklık eksenini saf siyahtan saf beyaza değişir (Burchett, 2002; Tung ve ark., 2002).

2.7.2.1. Munsell'e göre renk boyutları

2.7.2.1.1. Hue

Hue gözümüzün ayırt ettiği yeşil, kırmızı, sarı, mavi ve mor gibi ana renkleri gösterir. Diş hekimliğinde ana renk A, B, C, D harfleriyle Vita klasik renk skalasında temsil edilmektedir (Fondriest 2003). Munsell renk sisteminde 5 ana renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) vardır. Bunların arasında ise 5 yardımcı renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi, kırmızı-mor) vardır (O'Brien 2002).

2.7.2.1.2. Value (Açıklık)

Value rengin açıklığını veya parlaklığını gösterir. Munsell'e göre value siyah beyaz bir skalada gösterilmiştir. Açık renk cisimler daha az griye sahiptir; koyu renk cisimler ise daha fazla griye sahiptir (Keyf ve ark 2009). Value değerlerinde siyah 0,

beyaz ise 10 ile ifade edilir. 0 ile 10 arasında değişen değerler ile gri tonları, siyahtan beyaza doğru farklı value' lar oluşturur. Munsell sisteminde sadece 9 value değeri kullanılmıştır. Saf siyah ve saf beyaz ulaşılmaz dereceler olarak kabul edilmiştir. Düşük value koyu renkleri, yüksek value açık renkleri ifade eder (şekil 5) (Türker ve Biskin 2002, Wee ve ark 2002).



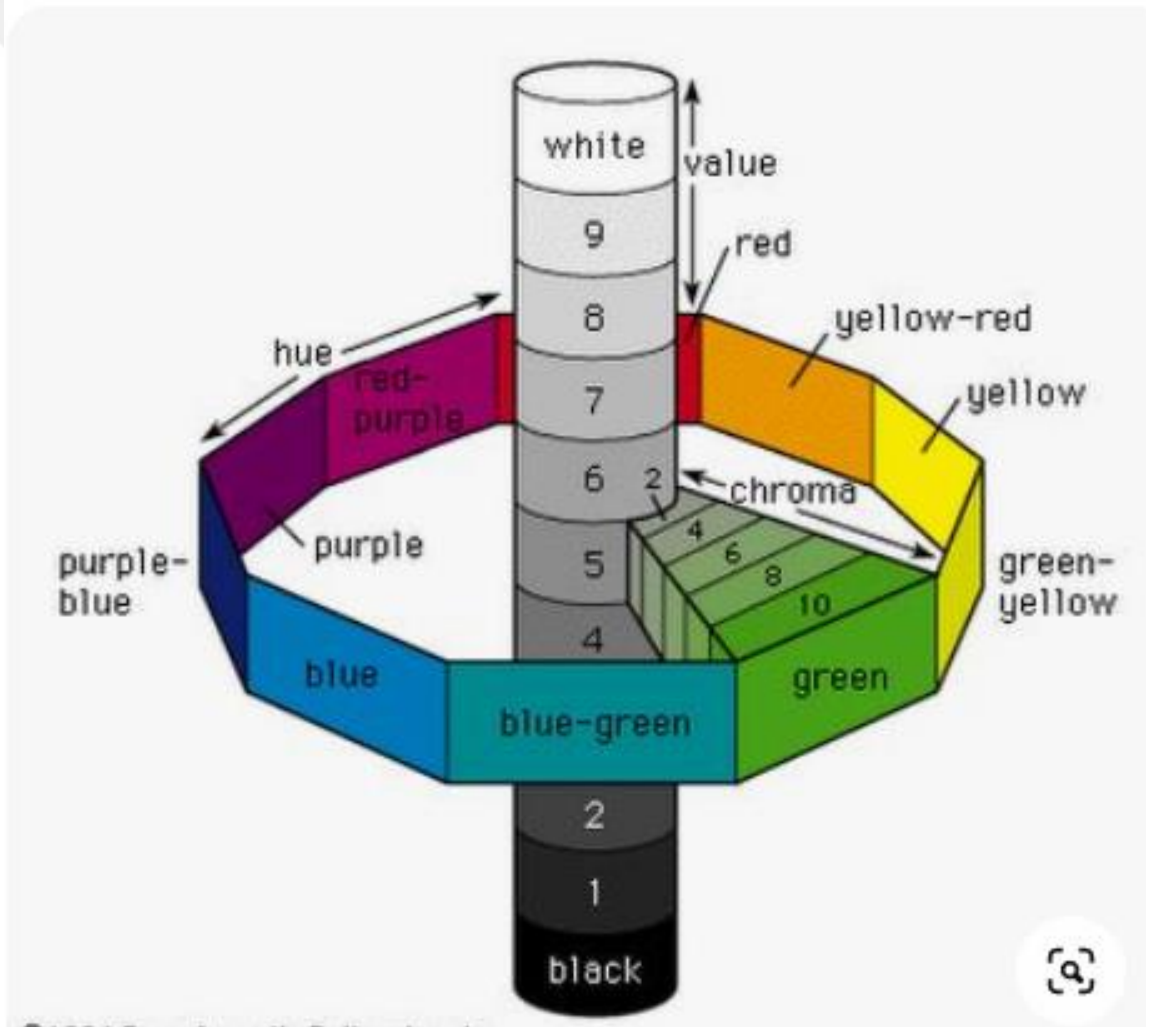
şekil 5.Munsell'e göre rengin value değerleri (Klafl D, 2006)

2.7.2.1.3. Kroma (Doygunluk)

Bir rengin saflığını veya doygunluğunu belirtir. Birim alandaki renk miktarını ifade eder. Kroma ve value ters orantılıdır. Kroma arttığı zaman value azalır (Keyf ve ark., 2009). Düşük kroması olan renkler zayıf olarak adlandırılır; yüksek kroması olan renkler ise doymuş veya güçlü olarak adlandırılır (Klafl D, 2006) (şekil 6).



Şekil 6. Munsell'e göre renklerde doygunluk (Klafl D, 2006)



Şekil 7. Munsell'e göre 5 ana renk ve ara renk (Sengez ve Dörter, 2019), (Cochrane, 2014)

2.7.3. HSL (Hue, Saturation, Luminance) renk sistemi

Bu sistem RGB sistemine benzer. Sistemin adını oluşturan ‘H’ ana rengi, ‘S’ doygunluğu ve ‘L’ parlaklığı sembolize eder.

HSL renk sistemine benzerlik gösteren HSB (hue, saturation, brightness) ve HCL (hue, chroma, luminance) renk sistemleri bu sistemden türemiştir. Bu renk sistemlerinin tümü bilgisayar ekranlarında renk ayarı amacıyla oluşturulmuştur.

2.7.4. Photo YYC (Photo CD) Systems

Kodak firması tarafından geliştirilen bir sistemdir. Sistem, bilgisayar tarafındaki TV ekranlarında CD' de saklanan farklı formatlarda görüntülerin oluşturulmasını sağlar. Bu sistem sayesinde tek ışıma ve iki renge sahip data, RGB’ ye dönüştürülebilir ya da bunun tam tersi yapılabilir. Böylece, RGB verileri bir CD'de saklanabilirken, veriler ekrana da yansıtılır (Thomas ve ark., 1995).

2.7.5. NCS renk sistemi

Bu sistem ilk olarak 1969'da İsveç Renk Merkezi tarafından ilk Internationale De La Birliğine Couleur kongresinde tanıtıldı. İlk olarak Alman fizyolog Ewald Hering'in önerdiği renk görüşünün renk karşıtlığı hipotezine dayanır. NCS renk sisteminde renkler, yüzde cinsinden ifade edilen üç değerle tanımlanır, ton, kromatiklik ve siyahlık (Paravina ve Powers, 2004).

2.7.6. CIE standart kolorimetrik sistem

Bu renk sistemi 1931’de Commission Internationale de l’Eclairage tarafından geliştirilmiştir. Bu sistem üç ana renkten (kırmızı, yeşil, mavi violet) oluşur. Bu trikromatik sistem, bir yelken silueti benzeyen bir grafik ile temsil edilir. Kırmızı renk dağılımı yatay X doğrusu ile yeşil renk dağılımı dikey Y doğrusu ile mavi renk dağılımı Z doğrusu ile belirtilir. Bu renk sisteminde renklerin parlaklığı belirtilmez. Merkeze doğru ilerledikçe ara renkler oluşur (Bangtson ve Goodkind, 1982; Billmeyer ve Saltzman, 1981; Tung ve ark., 2002).

2.7.7. CIEL*a*b* renk sistemi

CIEL*a*b* renk sistemi geniş kabul görmüş diğer renk sistemlerine göre daha fazla kullanılmıştır. Bu sistemde renk dağılımı, renkle ilgili araştırmalarda daha sık kullanılmaktadır çünkü daha düzgün ve daha anlaşılır bir düzen kullanılır. Sistemde renk koordinatlarını tanımlayan üç eksen bulunmaktadır. Bu eksenler L^* , a^* ve b^* harfleriyle temsil edilirler. L^* sembolü rengin parlaklığını temsil eder. a^* ve b^* simgeleriyle ana renk ve doygunluğunun derecesi gösterilir. a^* ve b^* sırasıyla, kırmızı-yeşil ve sarı-mavi yönünde değişimleri gösterir. a^* 'nın pozitif değerde olması kırmızı yoğunluğunun arttığını negatif değer alması yeşil yoğunluğunun arttığını gösterir. b^* 'nin pozitif değerde olması sarı yoğunluğunun arttığını negatif değer alması mavi yoğunluğunun arttığını gösterir (Okubo ve ark., 1998).

Sistemde kullanılan L, a ve b harflerinin yanındaki bulunan “*” işareti diğer renk sistemleriyle karışmasını önlemek için kullanılır.

CIEL*a*b* renk sisteminde, renkler geometrik olarak düzenlenir, böylece renkler arasındaki fark matematiksel olarak hesaplanabilir. CIEL*a*b* renk sisteminde renk ölçümlerinin yapılabilmesi için ΔE formülü geliştirilmiştir. ΔE değerinin bulunabilmesi için iki farklı nesnenin L^* , a^* ve b^* değerlerinin bulunup $\Delta E = [(L^*_1 - L^*_2)^2 + (a^*_1 - a^*_2)^2 + (b^*_1 - b^*_2)^2]^{1/2}$ formülüne yerleştirilmesi gerekir (Yap, 1998), (ROSENSTIEL ve ark., 1989), (Ishikawa-Nagai ve ark., 2005).

Formüldeki ΔE simgesindeki Δ , farkı gösterir. E simgesi Almanca algılama anlamındaki empfindang kelimesinden gelir. İki nesnenin L^* , a^* ve b^* değerleriyle elde edilen ΔE değeri sıfır ise iki nesne arasında renk farklılığı olmadığı anlamına gelir. ΔE değeri sıfırdan farklı bir değerde ise iki nesne arasında renk farklılığı olduğunu ifade eder. İki nesne arasında ΔE değeri arttıkça, nesnelerin renk farkları netleşir, bu nedenle belli bir değerin üzerindeki farklar görsel olarak algılanır. Diş hekimliği alanında renk uyumu açısından göz tarafından algılanamayan farklar kabul edilebilir. Yapılan araştırmalarda görsel olarak renk farklılığının algılanabilmesi için ΔE değerini 3,6 ‘dan büyük olması gerektiği belirtilmiştir. Bununla birlikte, yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarda diş hekimliğinde renk uyumu bakımından kabul edilebilir ΔE değerleri

halen tartışmalıdır. Renk farklılıkları belirlemek için CIEL*a*b* formülüne dayanarak geliştirilen farklı formüllerde kullanılmıştır. Paravina ve ark. tarafından kullanılan başka bir formdaki CIEDE2000 formülüdür (Paravina ve ark., 2015).

Endüstriyel renk farkını iyileştirmek için CIE2000 renk farkı ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Formülü CIEDE2000 veya ΔE_{00} dır. CIE2000 renk analiz sistemi, CIELAB renk farkı ölçüm sisteminin geliştirilmesiyle elde edilmiştir.

CIE2000 renk farkı ölçüm sistemi yalnızca renk tonu, rengin yoğunluğu, rengin ışık geçirgenliğini içermez, mavi renk için renk ve renk tonu etkileşimiyle beraber değerlendirme performansını arttırmaya yarar. Gri renkler için de performansı iyileştirmeye yarar (Luo ve ark., 2001).

CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülü kullanılarak belirlenmiştir. Formülü şu şekildedir; $(\Delta E_{00} = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{\frac{1}{2}})$. Görüldüğü gibi, $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$, CIEDE2000'deki bir çift örnek için açıklık, yoğunluk ve renk tonlarındaki farklılıklardır ve R_T , mavi bölgedeki renk ve renk farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan faktördür. S_L , S_C , S_H , L' , a' , b' koordinatlarında ve parametrik faktörlerde renk farkı çiftinin konumundaki varyasyonlar için toplam renk farkını ayarlar. K_L , K_C ve K_H , deneysel koşullar için terimlerdir (Köroğlu ve ark., 2016).

2.7.8. RGB renk sistemi

RGB renk sistemi nesnelerin renk değerlerinin belirlenmesinde kullanışlı bir renk sistemidir. Çoğu renk bilimci, kırmızı, yeşil ve maviyi ana renk olarak kabul ederler. Diğer renkler bu ana renklerin birbirleriyle etkileşmesi sonucu oluşur. Bu üç rengin baş harfleri kullanılarak RGB adı verilmiştir. Kırmızı ve yeşil kombinasyonunda sarı; mavi, kırmızı, yeşil kombinasyonunda beyaz oluşur. Saf bir beyaz renk oluşturmak için, üç temel renk aynı karışım içinde eşit oranlarda bulunmalıdır. Mavi ve yeşil ışık kombinasyonu turkuaz, mavi ve kırmızı kombinasyonunda, magenta adı verilen bir renk elde etmek mümkündür. RGB sistemine dayalı ana renkleri kullanarak farklı renkleri elde edebiliriz ve bu renk elde etme işlemine “additive color” yani eklemeli renk karışımı denir. Televizyon ve bilgisayarlarda RGB renk sistemi kullanılır. Sistemdeki

her ana renk doygunluk ve parlaklık açısından 0 ila 255 arasında değişen farklı değerler içerebilir (Shyu ve Parkkinen, 2013).

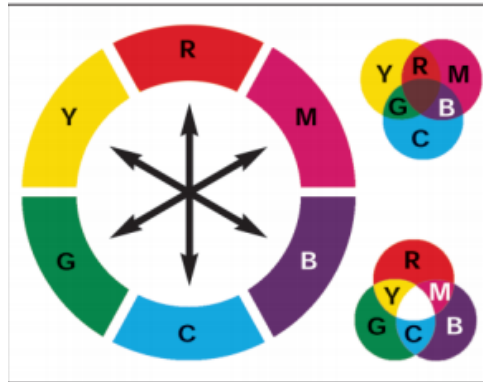
2.7.9. CMYK renk sistemi

Renk elde etmek için renkleri karıştırmaktan başka yöntemlerde vardır. Beyaz ışıktan renk çıkararak renk elde etme işlemine “subtractive color” yani çıkartmalı renk karışımı denir. Aslında, hayatımız boyunca gördüğümüz tüm renkler subtraktif renk karışımından oluşur.

Nesneler, kırmızı dalga boylu renkleri absorbe edip mavi ve yeşil dalga boylu renkleri yansıttığı zaman turkuaz oluşur. Mavi renk absorbe edilip yeşil ve kırmızı yansıdığına sarı, yeşil emilip kırmızı ve mavi yansıdığına görülen renk magentadır. Bu nedenle, subtraktif renk karışımının temel renkleri turkuaz (ciyan), magenta ve sarıdır. RGB sisteminin ikincil renklerini oluşturan bu renklere siyah eklenerek oluşturulan renk sistemi CMYK renk sistemi olarak adlandırılır (Chu ve ark., 2004; Ladd-Franklin, 2006).

2.8. Diş Hekimliğinde Renk Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk seçimi görsel olarak veya çeşitli aletler kullanılarak yapılabilir.



Şekil 8. RGB renk şeması (Klafl D, 2006)

2.8.1. Görsel renk analizi

Görsel renk analizi porselen renk skalası ile yapılır. Bu amaçla kullanılan Vitapan Classical, Ivoclar Chromascop, Vitapan 3D Master ve Linear Guide 3D Master (Şekil 9) üretici firmalar tarafından pazarlanan renk skalalarından bazılarıdır. Standart renk skalalarını doğal dişlerle karşılaştıran görsel renk analizi, diş hekimliğinde hala en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Aynı ışık koşulları altında, doğal dişleri ve renk skalasını karşılaştırarak renk tayini çok öznel bir yöntemdir. Renk analizinde hekimin seçimini etkileyebilecek birçok faktör vardır:

- 1) Çevrenin ışık yoğunluğu,
- 2) Hekimin yaşı ve deneyimi,
- 3) Göz yorgunluğu,
- 4) Renk körlüğü vs. gibi.

Bu sınırlamalara rağmen, insan gözü iki obje arasındaki küçük renk farklılıklarını tespit etme yeteneğine sahiptir (Paul ve ark., 2002). Diş hekimliğinde renk analiz yapılırken birçok kurala uyulmalıdır. Kesinlikle diş kesiminden önce renk seçimi yapılmalıdır. Diş kesimi sırasında ve sonrasında dişler su kaybedip dehidrate olabilir ve renkleri değişebilir. Dişlerin kesiminden sonra mine, metal, siman vb.'nin aşındırılmasında sonra açığa çıkan artık maddeler ve biyolojik sıvılar dişlerin normal renginden farklı gözükmelerine neden olabilir (Shillingburg ve ark., 1997). Hekimin renk analizini daha doğru yapabilmesi için renk analizi öncesinde hastanın ruju ve ağır makyajı temizlenmeli veya maskelenmelidir. Renk analizi yapılmadan önce hekim hastanın dişlerinin temiz ve lekesiz olduğundan emin olmalıdır. Renk analizini yapacak hekim ışık kaynağı ve hasta arasından konumlanmalı hasta dik bir şekilde oturmalıdır. Koni reseptörlerinin yorulmasını önlemek ve daha doğru renk analizi yapmak için renk analiz süresi beş saniye ya da daha kısa tutulmalıdır (Sorensen ve Torres, 1987). Mavi bir nesneye bakıldığında sarı duyarlılığı arttığından hekim gözlerini dinlendirirken mavi bir nesneye (duvar, perde, kart vb.) bakmalıdır. Görsel olarak renk seçimi yapılırken çoğu zaman dişlerin orta 1/3'lük kısmına bakılarak renk belirlenir. Dişin rengi kesici kenardan koleye doğru değişir. Deneyimli bir diş hekimi orta 1/3'lük alandan doğru renk seçimi yapmalıdır (Okubo ve ark., 1998). Başlangıç olarak value (parlaklık) değeri

belirlenmeye çalışılır, renk seçimi yapılırken renk skalasındaki renkler dişle karşılaştırılır. Value (parlaklık) değeri belirlendikten sonra hue (ana renk) ve chroma (doygunluk) belirlenir (Greenwall, 2001). İki örnek arasında eşleştirme yapılamazsa renk örneklerinin dişetine yakın kısımlarına bakılarak dişin dişetine yakın kısmına bakılarak renk belirlenir. Renk örneklerinin kole bölgeleri yoğun miktarda renklendirme materyali içermektedir. Dişin gingival üçlüsünün rengi belirlenirken bu dikkat dağıtıcı etkeni ortadan kaldırmak için renk örneklerinin kole bölgesi uzaklaştırılmalıdır. Renk seçim süreci, dişin kesici kenarı ve en uyumlu kesici kenar karşılaştırması ile tamamlanmalıdır. Renk seçimi tamamlandığında, metamerizmi en düşük seviyeye indirmek için işlem başka bir ışık kaynağının altında tekrarlanmalıdır (Shillingburg ve ark., 1997).

Renk skalaları görsel renk analizinde hekime standart sağlamaya çalışsa da, bazı dezavantajları vardır; farklı marka renk skalaları bile birbirleri arasında uyum göstermezler ve her bakışta farklı bir renk seçilebilir ve seçilen renkler CIEL*a*b* sistemine aktarılamaz (Miller, 1987).

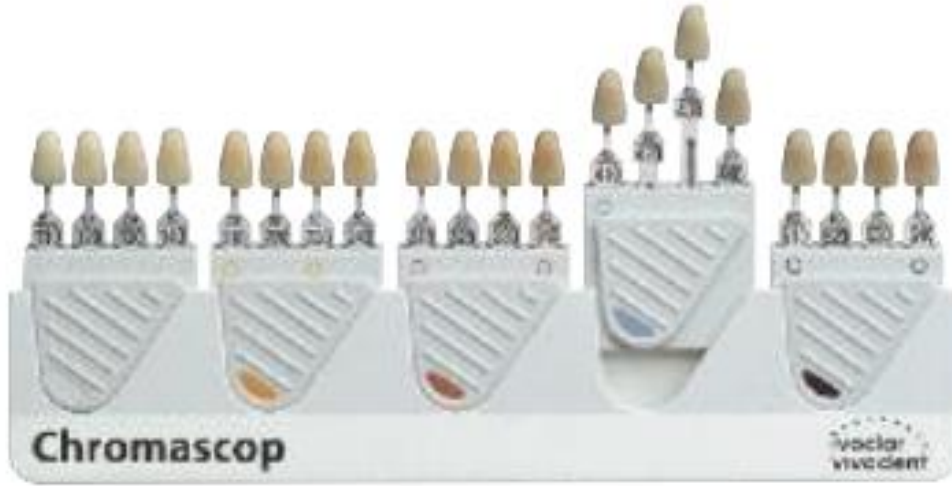
Renk skalaları genişletilerek doğal dişlerin renk uzayındaki yeri belirlenebilir hale gelmiştir. Vitapan 3D-Master (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bu özelliğe sahip bir renk skalasıdır. Üreticiye göre Vitapan 3D-Master renk skalası neredeyse tüm doğal dişlerin renklerini bize verir.



Şekil 9. Vitapan 3D-Master (Sengez ve Dörter, 2019)

Vitapan 3D-Master renk skalası doğal dişlerin spektrofotometrik renk ölçümlerine göre ayarlanmıştır. Spektrofotometrik renk ölçümlerine göre skala düzenlendiği için doğal dişlerin rengi üç boyutlu renk uzayında tespit edilir. Vita Classical (Vita Zahnfabrik) ve Chromascop (Ivoclar Vivadent, Amherst, New York, ABD) renk skalaları hue değerlerine göre sınıflandırılmıştır. Vitapan 3D-Master Renk skalalarında ise renkler value değerlerine göre beş ayrı grup olarak belirlenmiştir. Vitapan 3D-Master Renk skalaları value değerlerine göre sıralanmış olup; “1” en açık “5” en koyu olarak sıralanmıştır. Her value değeri kendi içerisinde farklı hue ve chroma değerleri içerir. Her value sekmesindeki L, M, R harfleri hue değerlerini anlatır. “L”; sarı tona, “R”; kırmızı tona, “M”; sarı-kırmızı tona eğilimi belirtir. L, M, R harfleri üzerindeki sayılar yükseldikçe chroma değeri artar (Rosenstiel ve ark., 2001).

Chromascop Sistemi renkleri numaralar kullanılarak tanımlanır. “110”; Beyaz, “200”; Sarı, “300”; Turuncu, “400”; Gri, “500”; Kahverengi. Doygunluk değerleri ise en düşük “10” en yüksek “40” olarak sıralanmıştır (Şekil 10).



Şekil 10. Chromascop.renk skalası

(https://www.ivoclarvivadent.com/en_CA/shop/p/Teeth/ChromascopShadeGuide/p/529479)

“Vitapan Classical” (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) dişlerden renk seçimi yapılırken uzun yıllardır kullanılan bir renk skalasıdır. Bu skaladaki renkler A1-A4 (kırmızı-kahverengi), B1-B4 (kırmızı-sarı), C1-C4 (gri tonları), D2-D4 (kırmızı-gri) olarak belirlenmiştir (Şekil 11), (Brewer ve ark., 2004; Fondriest, 2004).



Şekil 11. Vita classical renk skalası (Sengez ve Dörter, 2019)

Linear Guide 3D-Master renk skalası, Vita'nın yeni renk skalasıdır. Özellikleri Vita 3D Master renk skalası gibidir. Tek fark, renklerin tek bir sıra halinde düzenlenmesidir. Böylece renk seçimi daha hızlı ve pratik olarak yapılabilir (Şekil 12) (63).



Şekil 12. Linear Guide 3D-Master renk skalası (<https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-Linearguide-3D-MASTER-26200,27568.html>)

2.8.2. Aletli renk analiz yöntemleri

Renk skalasında bulunan porselenin kalınlığı 1.5 mm, arka kısımdaki metalin kalınlığı ise 4-5 mm. Bu nedenle, renk skalası üzerindeki renklerin ve doğal diş floresan özellikleri birbirinden farklıdır. Göz yorgunluğu ve uygunsuz aydınlatma koşulları, doğru renk analizini negatif etkileyen etkenlerdir (Brewer ve ark., 2004).

Renk skalalarındaki bu sınırlamaları, daha objektif ve daha güvenilir renk analizi için üretilen aletlerin önünün açılmasına katkı sağlamıştır. Bütün renk ölçüm cihazları, bir dedektör, bir sinyal ayarlayıcı ve gelen sinyalleri kullanıcının anlayabileceği verilere dönüştüren bir yazılım programından oluşur (Ivan ve Rade, 2009).

Aletle yapılan renk analizlerinde kolorimetre, spektrofotometreler, spektoradyometreler ve dijital kameralar kullanılmaktadır (Ivan ve Rade, 2009).

2.8.2.1. Kolorimetreler

Herhangi bir matematiksel işlem yapmadan renk koordinatlarını elde edebilen aletlerdir. Bu aletlerde, gözdeki renk reseptörlerini taklit eden renkli filtreler bulunur. Nesneden yansıyan ışınlar gözdeki renk reseptörlerini taklit eden renkli filtrelerden geçerek renk analizini tamamlar (Okubo ve ark., 1998).

Chromascan (Sterngold, Stamford, CT, ABD) üretimi yapılan ilk kolorimetredir. Fakat bu alet kullanım açısından çok pratik bulunmamıştır ve duyarlı değildir. Bu kolorimetreden sonra üretilen ise ShadeEye Chromametre (Shofu, Japonya)'dir (Şekil 13). Işığın yansıma ve saçılma problemlerini ortadan kaldırmak için renk analizi yapılacak objenin özelliklerini belirlemek için opsiyonlar eklenmiştir (Okubo ve ark., 1998).

Renk analizini kolorimetreler düz yüzeylerden gerçekleştirebilmektedirler. Fakat dişler düz yüzeylere sahip değildirler. Kolorimetreler renk stabilitesi ve metamerizm gibi renk analizleri için yeterli değildir (Konica Minolta Precise Color Communication, 2016).



Şekil 13. ShadeEye Chromametre (Wee ve ark., 2000)

2.8.2.2. Spektrofotometreler

Diş hekimliğinde spektrofotometrelerin renk seçiminde daha doğru ve kullanılabilir aletler olduğu belirtilmiştir. Spektrofotometreler objelerden yansıyan 1-25 dalga boyundaki ışınların kesintili ya da kademeli ölçümünü yapar.

Spektrofotometrenin içerisinde dedektör, ışık kaynağı, ölçüm yapabilen sensörler bulunur (Khurana ve ark., 2007). Spektrofotometre ile yapılan renk analizleri ile insan gözü ve konvansiyonel yöntemler karşılaştırıldığında spektrofotometrik renk analizlerinden elde edilen verilerin %33 oranında daha güvenilir olduğu ve vakaların %93,3'ünde doğru ölçümler ortaya çıktığı rapor edilmiştir (Paul ve ark., 2002).

Dijital fotoğraf makinesi ile klasik bir spektrofotometrenin özelliklerinin bir araya getirilmesi ile Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya) elde edilmiştir (Şekil 14).

Bu cihazlar optik ve görüntü teknolojisinin ilerlemesi ile beraber diş hekimlerinin çekilen fotoğraflarla doğal diş rengini güvenilir bir şekilde belirleyebilmesine imkân tanır. Doğal dişlerin çeşitli alanlarından ölçüm yapması ve teknisyenin yapım aşaması sırasında doğal dişlere en uygun rengi seçip uygulayabilmesi bu makinenin önemli özelliklerinden biridir. Ek olarak, görüntüler yazılım aracılığıyla bilgisayarda incelenebilir. Ağız içi çekimler sonucunda görüntülerde arka plandaki ışığın yeterli olmaması yanlış sonuçlara neden olacağı sonucuna varılmıştır (Da Silva ve ark., 2008).



Şekil 14. Crystaleye spektrofotometresi (solda), cihazın ekran görüntüsü (sağda) (Chu ve ark., 2010)

Vita Easyshade Compact (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ekonomik, pille çalışan, taşınabilir, kablosuz, kompakt ve kullanımı basit bir cihazdır (Şekil 15).



Şekil 15. Vita Easyshade Compact (https://www.vitazahnfabrik.com/pdb_GG2G50G200_en,98478.html)

Dişlerin servikal, insizal ve orta üçlü olarak renk analizini çeşitli bölgelere bölerek gösterebilir ve restorasyonun renk uyumunu hue, chroma ve value değerlerini

kıyaslayarak ölçüm yapar. Vita Easyshade Compact renk analizini Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master renk skalalarına uyumlu bir şekilde vermektedir. Vita Easyshade Compact ayrıca objenin CIE Lab değerlerini diş hekimine verir.

SpectroShade Micro (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) dijital görüntüleme ve spektrofotometre ile birlikte üretilen cihazdır (Şekil 16).



Şekil 16. SpectroShade Micro

LED ekran, renk ölçümünün yapılacağı diş üzerine yerleştirilir ve Munsell renk sistemine ve CIE Lab renk sistemine göre parametreler bulunur. İlaveten bu aletlerde çapraz polarizasyon kullanılarak ışık yansıması önlenmiştir (Ivan ve Rade, 2009). Konica Minolta CM 3600A (Konica Minolta Sensing, Inc., Tokyo, Japonya), farklı alanlarda faydalanan endüstriyel numunelerin spektral renklerini ve renk farklılıklarını belirleyen bir spektrofotometredir Şekil 17. Konica Minolta CM 3600A (<https://www.kemek.eu/en/product/benchtop-spectrophotometers>) (Şekil 17).



Şekil 17. Konica Minolta CM 3600A (<https://www.kemek.eu/en/product/benchtop-spectrophotometers>)

Renk ölçümleri, 8 derecelik bir görüş açısı ile 10 nm aralıklarla 360-740 nm dalga boyunda elde edilir. Renk analizi yapılacak numunenin boyutuna göre, 4, 8, 25 mm çaplarında olan üç farklı tablası vardır. Konica Minolta CM 3600A ‘nın analizleri üretici tarafından %99,7 doğru ve %99,4 tekrarlanabilir olarak rapor edilmiştir. Yapılan analizler bilgisayar yazılımı ile (Spectra Magic™ Windows 2000/XP/Vista, ABD) bilgisayara taşınarak CIELab değerleri bulunur. Aynı program kullanılarak iki ölçüm arasındaki fark bulunabilir. Farklar (ΔE , Δa , Δb , ΔH , ΔC) “H”; (Hue), “C”; (Chroma), “L”; (Lightness) değerleri karşılaştırılarak bulunabilir (Konica Minolta Precise Color Communication, 2016).

2.8.2.3. Dijital kameralar ve görüntü sistemleri

Dijital kameraların renk ölçümlerinde faydası günümüzde giderek artmıştır. Sadece tek bir bölgenin değil bütün nesnenin görünümünü elde etmesi sistemin avantajıdır (Chu ve ark., 2004).

Kolorimetrik ve multispektral olmak üzere iki farklı yaklaşımdan yararlanılır. X, Y, Z tristimulus değerleri bir denklem ile hesaplanarak R, G, B (Red, Green ve Blue) olarak açıklanır (Sakaguchi ve Powers, 2012). Kamera dedektörleri CIE’nin standart gözlemcisi ile aynı spektral duyarlılığa sahip olmadığı için kameradaki RGB değerleri CIE’nin XYZ değerleri ile uyumsuz. Bu yüzden renk analizi yapılırken kameranın RGB değerleri CIE’nin XYZ değerleri ile uyumlu hale getirilmelidir. Kamera kalibrasyonu olarak adlandırılır. Bu amaçla en çok tercih edilen yöntem, kamerayı bilinen XYZ

değerlerine sahip bir referans tablosu yardımıyla ayarlamak ve bu şekilde her parça için ortalama RGB değerlerini kaydetmektir.

Dijital fotoğraf makineleri ile yapılan renk ölçümü, klinik ve laboratuvar arasındaki daha kolay bağlantı açısından oldukça yararlıdır. Geleneksel renk skalaları ile çekilen fotoğraflar hekim ve teknisyen arasındaki bağlantıyı artırır ve bu fotoğraflar dişlerin saydamlığı, opaklığı ve yüzey özellikleri hakkında bilgi sağlar. Bu bilginin laboratuvara aktarılması, restorasyonun başarısını büyük oranda etkiler (Chu ve ark., 2004; Sarıkaya ve AU, 2009).

Çalışmanın hipotezi farklı konsantrasyon ve farklı sürelerde hidroflorik asit uygulamasının renk ve parlaklığa etki etmeyeceği şeklinde kuruldu.

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Van Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma laboratuvarında yapılmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller

Çalışmada kullanılan materyaller aşağıda gösterilmiştir (Tablo 3).

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Üretici firma	Materyal içeriği
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli cam seramik	Vita Suprinity PC Blok	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	SiO ₂ Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , Al ₂ O ₃ , ZrO ₂ , CeO ₂
Feldspatik seramik blok	Cerec Blok	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, K ₂ O, CaO, TiO ₂
Lityum disilikat içerikli cam seramik blok	IPS e.max CAD Blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	Li ₂ O, K ₂ O, P ₂ O ₅ , MgO

Light cure rezin siman	Variolink Esthetic LC	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	UDMA, iterbiyum trifluorid
%9 konsantrasyonlu HF Asit	Ultradent Porselen Asiti	South Jordan ABD	%9 Hidroflorik asit
%5 konsantrasyonlu HF Asit	IPS Seramik Asit Ajanı	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	<%5 Hidroflorik asit
Primer	Monobond Plus	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	Etanol adeziv monomer
Elmas Kesme Bıçağı	Metcon	Bursa, Türkiye	
Glazür Kiti	e.max Ceram Glaze and Stain Liquid	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn	

Çalışmada kullanılan cihazlar aşağıda gösterilmiştir (Tablo 4).

Tablo 4. Çalışmada kullanılan cihazlar

Çalışmada kullanılan cihazlar	Üretici Firma
Porselen fırını, Programat EP 3000	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Lihtestayn
Ultrasonik Temizleme Cihazı, Mercury	İstanbul, Türkiye
Spektrofotometre, Vita Easyshade Advance 4.0	Bad Säckingen, Almanya
Dijital Kumpas, Aek Tech LLC	Delray Sahili, İngiltere
Kesim Cihazı, Isomet-1000	Buehler, Illinois, ABD
Glossmetre, GQC6	Shenzhen, Çin

3.2. Seramik Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada 14x12x18 mm ebatlarında farklı kimyasal içeriklere sahip olan feldspatik cam seramik (Cerec Blok, Bensheim, Almanya), lityum disilikat içerikli cam seramik (IPS E.max CAD, Schaan, Lihtestayn) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum disilikat içerikli cam seramik (Vita Suprinity, Bad Säckingen, Almanya) CAD/CAM tam seramik materyalleri kullanılmıştır. Renk olarak Vita renk skalasında A1 rengine materyaller seçilmiştir (Şekil 18, Şekil 19).

Seramik blokların hepsi eşit kalınlıkta (1 ± 0.05 mm) olacak şekilde, Yüzüncü Yıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda hassas kesim cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) hazırlandı.



Şekil 18. Çalışmada kullanılan bloklar



Şekil 19. Kesilmiş Blokların Görüntüsü

Örnekler, kullanılan elmas kesme diskinin (Metcon, Bursa, Türkiye) kalınlığı (0.1 mm) da hesaplanarak 1.1 mm kalınlık ayarında, distile su soğutması altında düşük hızda kesildi (Şekil 20).



Şekil 20. İzomet hassas kesim cihazı ile seramik örneklerin hazırlanması

Seramik örnekler, 14x12x1mm ebatlarında, 3 farklı çeşit; 80 adet Vita Suprinity (VS), 80 adet Cerec Blok (CB), 80 adet IPS E.max (EM) toplamda 240 adet elde edildi.

Her bir materyalden hazırlanan toplam 80'er adet örneğin, kenar fazlalıkları giderildi. Seramik örneklerin yüzeyleri farklı numaralardaki 400,600,1000 Grade zımpara silikon karbit aşındırma kağıtları ile standardize edildi (Şekil 21).

Seramik örnekler kendi içerisinde rastgele 8 alt gruba ayrılıp, deney grupları oluşturuldu.(n=10)



Şekil 21. Örneklerin kenar fazlalıklarının düzeltilmesi

Örnekler hazırlandıktan sonra, final kalınlıkları dijital kumpas (Dijital Kumpas, Aek Tech LLC, Delray Sahili, İngiltere) yardımıyla 3 bölgeden ölçülerek, tüm bölgelerin $1\pm0,05$ mm kalınlıkta olması sağlandı (Şekil 22).



Şekil 22. Örneklerin kalınlık ölçümünün yapılması

Örnekler Ultrasonik temizleme cihazı (Mercury, İstanbul, Türkiye) ile cihazın kullanma talimatlarına uygun olarak distile su ilavesi ile 50 °C de 4 dk. temizlendi. Cihazdan çıkarılan örnekler kurutuldu (Şekil 23).



Şekil 23. Örneklerin Ultrasonik temizleme cihazı ile temizlenmesi (solda), Çalışmada kullanılan Ultrasonik temizleme cihazı(sağda)

3.3. Seramik Örneklerin Fırınlanması

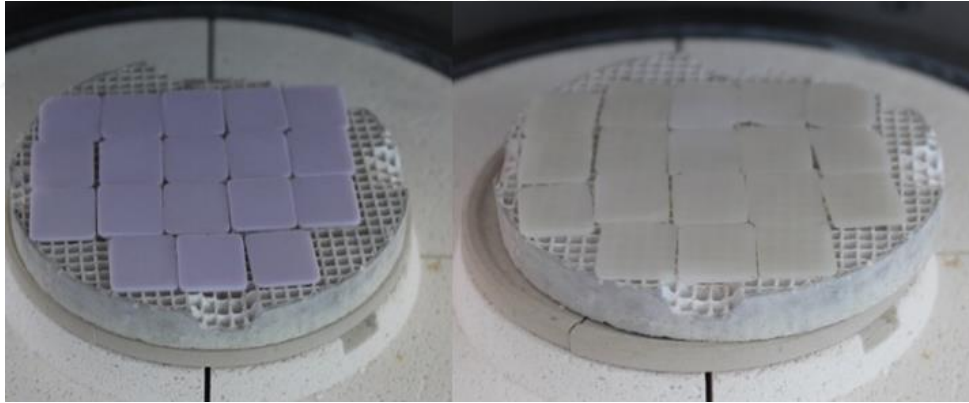
Örneklere fırça yardımı ile Glazür kiti (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent Schaan, Lihtestayn) uygulandı (Şekil 24). Üretici firma talimatları gereğince örneklerden EM ve VS kristalizasyon ve glaze işlemlerinin tamamlanması için üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat EP 500 fırında (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn), kristal ve glazür programı ve CB için glazür programı ile seramik plakalar fırındı (Şekil 25).



Şekil 24. Çalışmada kullanılan glaze kiti (solda) ve örnekler glaze kitinin uygulanması (sağda)



Şekil 25. Çalışmada kullanılan porselen fırını (Programat EP300, İvoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)



Şekil 26. IPS E.max CAD örneklerin kristalizasyon öncesi görüntüsü (solda); kristalizasyon sonrası görüntüsü (sağda)

3.4. Seramik Örneklerle Hidroflorik Asit ve Silan Uygulanması

14x12x2 mm ebatlarında, 3 farklı çeşit; 80 adet VS, 80 adet CB, 80 adet IPS EM toplamda 240 adet seramik örnek elde edildi. Her blok çeşidi rastgele 8 alt gruba ayrılarak deney grupları oluşturuldu. Kontrol grubuna herhangi bir asit uygulanması yapılmadı.

Her bir örnek grubuna 0, 20, 30, 60 sn. sürelerde ve %5, %9 konsantrasyonlarda hidroflorik (HF) asit uygulanarak yüzey pürüzlendirme işlemi yapıldı (Tablo 5).

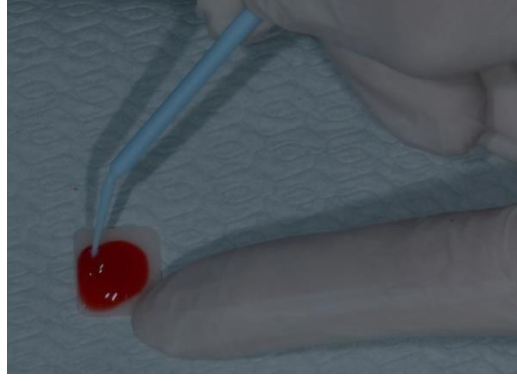
Tablo 5. Bloklara asit uygulama süreleri

Vita Suprinity	5%	0 sn.	IPS E.max CAD	5%	0 sn.	Cerec Blok	5%	0 sn.
		20 sn.			20 sn.			20 sn.
		30 sn.			30 sn.			30 sn.
		60 sn.			60 sn.			60 sn.
	9%	0 sn.		9%	0 sn.		9%	0 sn.
		20 sn.			20 sn.			20 sn.
		30 sn.			30 sn.			30 sn.
		60 sn.			60 sn.			60 sn.

Örneklere 0sn., 20sn., 30sn., 60sn., sürelerde %9 konsantrasyonunda HF Asit (Ultradent) ve %5 konsantrasyonunda HF Asit (IPS Seramik Asit Jeli) uygulaması yapıldı (Şekil 27, Şekil 28, Şekil 29).



Şekil 27. %9'luk HF asit uygulaması



Şekil 28. %5'lik HF asit uygulaması



Şekil 29. Çalışmamızda kullanılan HF asitler

Asitle pürüzlendirme uygulaması sonrasında örnekler su ile yıkanarak asit uzaklaştırıldı, 20 sn. hava ile kurutuldu. Örneklerin asit uygulanan yüzeylerine silan (Monobond plus) uygulandı. Üretici firma talimatları gereğince fırça ile tek yönlü uygulanmış, 60 sn. beklenmiştir, hava ile kurutuldu.

Renk ölçümü yapılacak örnekler ağız içi ortamı kısmen taklit edecek alt yapı olarak translüsent renkte ışıkla sertleşen rezin siman (Variolink Esthetic LC, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtestayn) kullanıldı. Resin simanın kalınlığı 1 mm olacak şekilde ve 14x12 mm çapında olacak şekilde hazırlandı (Şekil 30).



Şekil 30. Çalışmamızda kullanılan silan (solda), örneklere silan uygulanması (sağda)

3.5. Renk ve Parlaklık Ölçümünün Yapılması

Renk ölçümüne hazır hale getirilen 240 adet örnek tek tek numaralandırıldıktan sonra gri arka plan üzerine polimerize edilmiş siman, simanın üzerine örnekler yerleştirilerek spektrofotometre cihazı ile (Vita Easyshade Advance 5.0, Vita Zahnfabrik), CIE L*, a*, b* değerleri ölçüldü. Her üç ölçüm sonrasında spektrofotometre kendi özel kalibrasyon aleti ile kalibre edildi ve örneklerin tam ortasından ölçüm yapılacak şekilde konumlandırıldı. Her bir örnek için üçer kez ölçüm yapıldı ve bu ölçümlerin ortalaması alındı. Renk ölçümleri, öğle saatlerinde nötral gri bir arka plan üzerinde gerçekleştirildi (Şekil 31, Şekil 32).



Şekil 31. Spektrofotometre ile renk ölçümü (sağ üst ve sol alt), Vita Easyshade 'in ekran görüntüsü (sağ alt), Polimerize edilmiş siman üzerindeki blok (sol üst)



Şekil 32. Spektrofotometrenin kalibrasyon ünitesi (solda), kalibrasyon için spektrofotometrenin üniteye yerleştirilmesi (sağda)

Glossmetre (GQC6) kullanılarak örneklerin parlaklık “p” değeri ölçümü üç defa tekrarlanıp ölçülen değerlerin ortalaması alınarak kaydedildi (Şekil 33, Şekil 34).



Şekil 33. Glossmetre ile parlaklık ölçümü

Basic Mode		
T642	60°	00:24 22.10.2015
60°		
T638	T101909	14.8
T639	T101909	15.9
T640	T101909	11.8
T641	T101909	12.3
T642	T101909	13.1
Delete Menu		

Şekil 34. Glossmetre nin ekran görüntüsü

4. BULGULAR

4.1. İstatistiksel Yöntem

Veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. ΔE_{00} ve P değerlerinin seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre değişimleri 3 yönlü varyans analizi ile incelendi. Çoklu karşılaştırmalar Bonferroni düzeltmesi ile incelendi. Analiz sonuçları ortalama ve standart sapma olarak sunuldu. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4.2. Seramik, Asit Yüzdesi ve Asitleme Süresine Göre ΔE_{00} Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 6. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre ΔE_{00} değerlerinin karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p	Kısmi Eta Kare
Seramik	60,458	2	30,229	27,969	<0,001	0,257
Asit yüzdesi	0,421	1	0,421	0,390	0,533	0,002
Asitleme süresi	0,197	2	0,098	0,091	0,913	0,001
Seramik * Asit yüzdesi	5,693	2	2,847	2,634	0,075	0,031
Seramik * Asitleme süresi	5,240	4	1,310	1,212	0,308	0,029
Asit yüzdesi * Asitleme süresi	1,389	2	0,695	0,643	0,527	0,008
Seramik * Asit yüzdesi * Asitleme süresi	1,827	4	0,457	0,423	0,792	0,010

Seramiklere göre ortalama ΔE_{00} değerleri farklılık göstermektedir ($p < 0,001$). IPS E.max grubunda ortalama değer 1,017 iken, Vita Suprinity grubunda 2,322 ve Cerec Blok grubunda ise 1,187 olarak elde edildi. Vita suprinity grubunda elde edilen ortalama değer diğerlerinden daha yüksek elde edilirken, Cerec Blok(1,187) ve IPS E.max(1,017) grubunda ortalama değerler anlamlı farklılık göstermemektedir. Asit yüzdesi ve asitleme süresine göre ΔE_{00} ortalama değerleri anlamlı farklılık göstermemektedir (p değerleri sırasıyla 0,533 ve 0,913). Seramik ve asitleme yüzdesi,

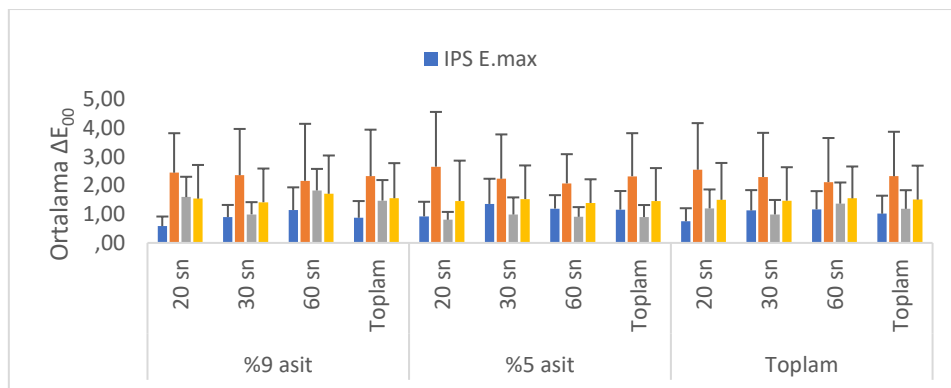
seramik ve asitlenme süresi, asitlenme yüzdesi ve asitlenme süresi etkileşimleri ile seramik, asit yüzdesi ve asitlenme süresi etkileşimlerine göre de ortalama değerler istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

4.3. Seramik, Asit Yüzdesi ve Asitleme Süresine Göre ΔE_{00} Değerlerine Ait Tanımlayıcı İstatistikler ve Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

Tablo 7. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre ΔE_{00} değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

Asit Yüzdesi	Asitleme süresi	Seramik			
		IPS E.max	Vita Suprinity	Cerec Blok	Toplam
%9 asit	20 saniye	0,582 $\pm$ 0,337	2,447 $\pm$ 1,375	1,597 $\pm$ 0,707	1,542 $\pm$ 1,174
	30 saniye	0,899 $\pm$ 0,423	2,358 $\pm$ 1,613	0,994 $\pm$ 0,426	1,417 $\pm$ 1,174
	60 saniye	1,144 $\pm$ 0,792	2,165 $\pm$ 1,985	1,827 $\pm$ 0,751	1,712 $\pm$ 1,334
	Total	0,875 $\pm$ 0,583	2,323 $\pm$ 1,622	1,473 $\pm$ 0,717	1,557 $\pm$ 1,222
%5 asit	20 saniye	0,922 $\pm$ 0,510	2,656 $\pm$ 1,907	0,806 $\pm$ 0,274	1,462 $\pm$ 1,405
	30 saniye	1,358 $\pm$ 0,877	2,235 $\pm$ 1,545	0,988 $\pm$ 0,598	1,527 $\pm$ 1,172
	60 saniye	1,195 $\pm$ 0,469	2,073 $\pm$ 1,019	0,909 $\pm$ 0,338	1,392 $\pm$ 0,824
	Total	1,159 $\pm$ 0,649	2,322 $\pm$ 1,501	0,901 $\pm$ 0,419	1,46 $\pm$ 1,147
Total	20 saniye	0,752 $\pm$ 0,456	2,551 $\pm$ 1,622	1,201 $\pm$ 0,661	1,502 $\pm$ 1,284
	30 saniye	1,129 $\pm$ 0,710	2,297 $\pm$ 1,538	0,991 $\pm$ 0,505	1,472 $\pm$ 1,164
	60 saniye	1,169 $\pm$ 0,634	2,119 $\pm$ 1,536	1,368 $\pm$ 0,737	1,552 $\pm$ 1,111
	Total	1,017 $\pm$ 0,628 ^a	2,322 $\pm$ 1,550 ^b	1,187 $\pm$ 0,650 ^a	1,509 $\pm$ 1,183

^{a-b} Aynı harfe sahip seramikler arasında fark yoktur.



Şekil 35. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre ΔE_{00} ortalama ve standart sapma grafiği

4.4. Seramik, Asit Yüzdesi ve Asitleme Süresine Göre P Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 8. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre P değerlerinin karşılaştırılması

	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p	Kısmi Eta Kare
Seramik	667,123	2	333,562	66,892	<0,001	0,382
Asit yüzdesi	62,649	1	62,649	12,563	<0,001	0,055
Asitleme süresi	703,186	3	234,395	47,005	<0,001	0,395
Seramik * Asit yüzdesi	13,076	2	6,538	1,311	0,272	0,012
Seramik * Asitleme süresi	30,485	6	5,081	1,019	0,414	0,028
Asit yüzdesi * Asitleme süresi	26,895	3	8,965	1,798	0,149	0,024
Seramik * Asit yüzdesi * Asitleme süresi	35,647	6	5,941	1,191	0,312	0,032

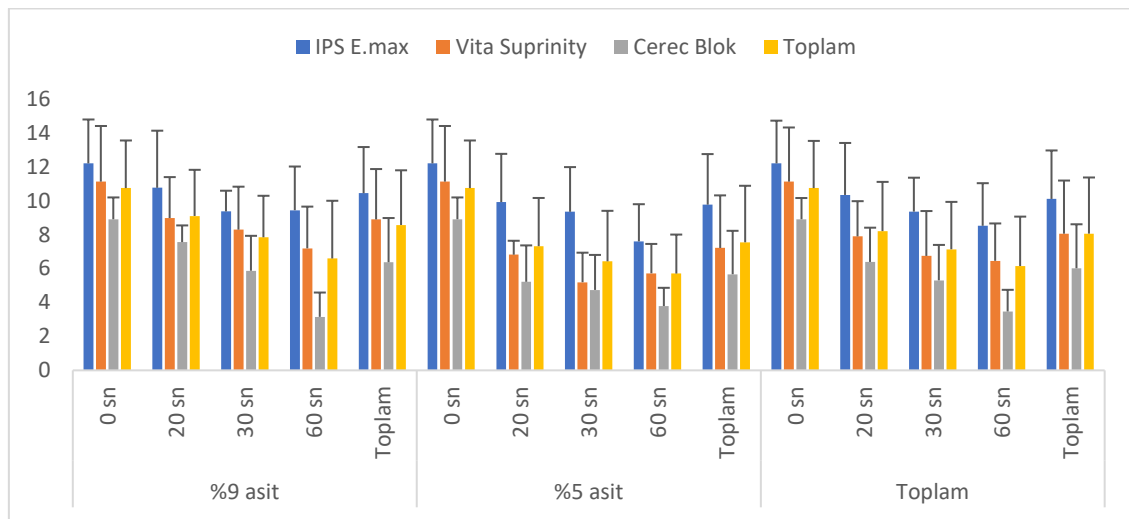
P ortalama değerleri seramiklere göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p<0,001$). IPS E.max seramiğinde ortalama değer 10,101 iken Vita Suprinity seramiğinde 8,053 ve Cerec Bloğunda da 6,017 olarak elde edildi. Çoklu karşılaştırma sonucunda tüm seramik türleri arasında fark olduğu ve en yüksek ortalama değer IPS e.max seramiğinde elde edildiği tespit edildi. Asit yüzdesine göre de ortalama değerler arasında fark vardır ($p<0,001$). %9 asit yüzdesinde ortalama değer 8,568 iken, %5'te 7,546 olarak elde edilmiştir. Asitleme süreleri arasında da farklılık söz konusudur ($p<0,001$). 0 saniyede ortalama değer 10,74 iken, 20 saniyede 8,206, 30 saniyede 7,133 ve 60 saniyede de 6,148 olarak belirlendi. 0 saniyede elde edilen değer en yüksek değerdir. 30 saniyede elde edilen ortalama değer hem 20 hem de 60 saniye ile benzerlik göstermektedir. 20 saniyede elde edilen ortalama değer ise 60 saniyeden daha yüksektir. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresi etkileşimleri arasında parlaklık açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,05$).

4.5. Seramik, Asit Yüzdesi ve Asitleme Süresine Göre P Değerlerine Ait Tanımlayıcı İstatistikler ve Çoklu Karşılaştırma Sonuçları

Tablo 9. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre P değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler ve çoklu karşılaştırma sonuçları

		Seramik			
Asit Yüzdesi	Asitleme süresi	IPS E.max	Vita Suprinity	Cerec Blok	Toplam
%9 asit	0 saniye	12,195 ± 2,587	11,121 ± 3,278	8,904 ± 1,285	10,74 ± 2,805
	20 saniye	10,757 ± 3,365	8,974 ± 2,413	7,558 ± 0,982	9,096 ± 2,719
	30 saniye	9,364 ± 1,222	8,291 ± 2,532	5,870 ± 2,057	7,842 ± 2,444
	60 saniye	9,436 ± 2,575	7,189 ± 2,459	3,153 ± 1,432	6,593 ± 3,400
	Total	10,438 ± 2,721	8,894 ± 2,968	6,371 ± 2,604	8,568 ± 3,220
%5 asit	0 saniye	12,195 ± 2,587	11,121 ± 3,278	8,904 ± 1,285	10,74 ± 2,805
	20 saniye	9,914 ± 2,844	6,815 ± 0,821	5,219 ± 2,145	7,316 ± 2,842
	30 saniye	9,343 ± 2,634	5,192 ± 1,742	4,739 ± 2,063	6,425 ± 2,976
	60 saniye	7,601 ± 2,189	5,720 ± 1,729	3,787 ± 1,076	5,703 ± 2,298
	Total	9,763 ± 2,981	7,212 ± 3,098	5,662 ± 2,561	7,546 ± 3,330
Total	0 saniye	12,195 ± 2,518	11,121 ± 3,190	8,904 ± 1,251	10,74 ± 2,781 ^c
	20 saniye	10,336 ± 3,063	7,895 ± 2,075	6,389 ± 2,019	8,206 ± 2,900 ^b
	30 saniye	9,354 ± 1,998	6,742 ± 2,646	5,305 ± 2,087	7,133 ± 2,793 ^{ab}
	60 saniye	8,519 ± 2,509	6,455 ± 2,202	3,470 ± 1,275	6,148 ± 2,912 ^a
	Total	10,101 ± 2,856 ^a	8,053 ± 3,131 ^b	6,017 ± 2,591 ^c	8,057 ± 3,309

^{a-c} Aynı harfe sahip seramik/asitleme süreleri arasında fark yoktur



Şekil 36. Seramik, asit yüzdesi ve asitleme süresine göre P ortalama ve standart sapma grafiği



5. TARTIŞMA

Çalışmanın hipotezi 1 mm kalınlığındaki farklı CAD/CAM tam seramik materyalleri üzerine farklı konsantrasyon ve farklı sürelerde uygulanan hidroflorik asidin renk ve parlaklık üzerine etkisinin bulunmamasıdır. Bu hipotez reddedilmiştir. Uygulanan asit konsantrasyonları ve süreleri her bir materyal üzerinde renk ve parlaklık farklılığı oluşturmuştur.

CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşması ile beraber estetik ve mekanik özelliklerin gelişmesi, protetik tedavilerin daha kısa sürede başarıyla tamamlanabilmesini mümkün kılmaktadır. Metal seramik restorasyonlarda opak olan metal altyapının oluşturduğu dezavantaj tam seramik sistemlerle beraber ortadan kalkmıştır. Uygulanacak tedaviye göre uygun materyal seçimini yapabilmek için yeni malzemelerin estetik ve mekanik özellikleri önem taşımaktadır (Yin ve ark., 2019). Bu sebeplerle çalışmamızda güncel CAD/CAM materyallerinin kullanılması tercih edildi. Bu çalışmada farklı içerikli CAD/CAM materyallerini birbiri ile kıyaslamak amacı ile son dönemde klinisyenler tarafından sıklıkla kullanılan feldspatik cam seramik, lityum disilikat içerikli IPS e.max CAD, lityum silikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş Vita Suprinity kullanıldı.

Yeni materyaller geliştirilirken, bu materyallerin klinik uygulama aşamalarındaki başarısızlıkların tespiti ve klinik başarı oranının değerlendirilmesi için in vivo ve in vitro testler yapılmaktadır. Klinik testler daha güvenilir olmalarına rağmen, hasta takibinde yaşanan zorluklar, klinik çalışmaların uzun sürede gerçekleşmesi, etik gerekçeler ve standardizasyon güçlüklerinin olmasından dolayı çok fazla tercih edilmemektedir. Laboratuvar testleri ise daha kısa sürede materyallerle ilgili bilgi verebilmektedir (Armstrong ve ark., 2010; Braga ve ark., 2010). Bu nedenle, çalışmamız in vitro şartlarda gerçekleştirildi. Bu sayede, çalışmada kullandığımız her bir materyal için laboratuvar ortamı oluşturularak, materyallerin yüzey özelliklerinin kısa sürede incelenmesi sağlandı.

Restorasyonun rengini ve estetik uyumu etkileyen faktörler arasında yüzeyin mikroyapısı ve yüzey parlaklığı önemli yer tutmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü, seramik yüzeye gelen ışığın yansıma ve saçılma miktarını bu nedenle yüzeyde oluşacak renk

değerlerini etkilemektedir. Pürüzlü bir yüzeyde ışın yüzey tarafından düzensiz bir saçılma ile dağıtıldığından parlaklıkta azalmaya sebep olmaktadır. Seramik yüzeyinde oluşturulan glazür tabakası yüzeyin pürüzlülüğünde azalmaya dolayısıyla da istenilen parlaklığa ulaşmayı sağlar. Seramik restorasyonlarda glazür tabakasının renk açısından önemi büyüktür. Glazür tabakası natural glazür (yüksek sıcaklıkta oluşan camsı tabaka) ve over glazür (düşük ısıda gerçekleştirilen glazür) olmak üzere 2 yöntemle oluşturulabilmektedir. Seramik restorasyonun en dış tabakası olan glazür tabakası, renk ve parlaklığın oluşmasında ana etkenler arasındadır. Yüzey pürüzlülük değerinin azaltılması ve yüzeyde etkin bir glazür tabakası oluşturulması restorasyonun devamlılığı için önemlidir (Di ve ark., 2020).

Seramik restorasyonlarda, restorasyonun simana mikromekanik düzeyde bağlanmasını sağlamak için çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü elde etmek amacıyla uygulanan işlemler kimyasal, mekanik ve mekanokimyasal olarak sınıflandırılabilir. Mekanik yüzey pürüzlendirme yöntemlerine HF Asit ile pürüzlendirme, kumlama, taş ile aşındırma ve elmas frez ile pürüzlendirme örnek verilebilir. Mekanokimyasal yüzey pürüzlendirme yöntemlerine silika kaplı alüminyum oksit (Al_2O_3) partiküllerinin uygulanması örnek verilebilir (Kocaağaoğlu ve ark., 2003.).

Hidroflorik asit, hidrojen floridin sulu bir çözeltisidir. Seramiklerin içeriğine göre HF asit konsantrasyonu ve uygulama süreleri değişmektedir. HF asit, silikon dioksit ile reaksiyona girerek seramiğin cam fazını çözer. Bu sebeple HF Asit, seramik yüzeyinin pürüzlülüğünü, seramiğin bağlanma dayanımını artırır, temas açısını düşürür ve mikro mekanik retansiyon sağlar. Cam fazın çözünmesinde asidik yapının etkisi yoktur. Çözünme Silisyum Florür camındaki elektronegativiteden dolayı florür ile oksijenin yer değiştirmesinden kaynaklanır (Sevmez ve ark., 2018).

HF Asit %2.5 ile %10 aralığındaki konsantrasyonlarda, 1-3 dakika süreyle HF asit uygulamasının adeziv tutuculuk açısından başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir (Çömlekoğlu, 2009). HF asit genellikle %5-10 konsantrasyonda, yaklaşık 60 sn. süre ile kullanılmaktadır. Ancak kullanım süresi asitleme işlemi yapılacak olan seramik türüne göre değişmektedir (Sevmez ve ark., 2018).

Ayad ve ark. nın ısı ile preslenebilen cam seramikler ile ilgili bir çalışmalarında yüzey pürüzlülüğü ve rezin simana olan bağlantı kuvvetlerini değerlendirmiş, çeşitli yüzey işlemleri 50 ve 250 mikronluk Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, %50 ve %60 fosforik asit, %9,5 HF ile asitleme uygulamıştır. Sonuçlara göre en yüksek bağlantı kuvveti HF asit ile yüzey işlemi uygulanan grupta elde edilmiştir. Fosforik asit ile yüzey işlemi yapılan gruplarda ise en düşük yüzey pürüzlülük değerleri görülmüştür.

Turgut ve ark. nın yaptığı çalışmada laminate veneerlere farklı yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır bağlantı dayanımı açısından en iyi sonuç HF asit ile olmaktadır. HF asit ile pürüzlendirmede mekanik pürüzlendirme de hedeflenmektedir. HF Asit ile pürüzlendirme materyalin optik özelliklerini daha az etkilediği için özellikle tercih edilmektedir. Materyalin kalınlığı azaldıkça yüzey pürüzlendirme yönteminin materyalin optik özelliklerine etkisinin önemi artmaktadır. Materyalin kalınlığı azaldıkça lazerle pürüzlendirme, kumlama gibi yöntemler kullanılacaksa özellikle dikkat edilmelidir (Turgut ve ark., 2014)

Literatürde HF Asit farklı sürelerde ve konsantrasyonlarda uygulama prosedürlerinin bağlanma dayanımı ve kesme kuvvetine etkisi incelenmiştir, renge veya optik özelliklere etkisi ile ilgili çalışmalar kısıtlıdır. Çalışmamızın klinik çalışmalar için öncü olması hedeflenmektedir.

Silan günümüzde sıklıkla kullanılan bir materyaldir. Yüzey gerilimini azaltarak ıslanabilirliği arttırıp bağlanmayı kolaylaştırır. Kimyasal bağlanmayı arttırmak için silan kullanımı önerilmektedir. Silan ve asitle pürüzlendirme yönteminin bir arada kullanılması tek başına kullanılmalarına göre yüksek bağlantı kuvveti oluşturmuştur (Çapa ve Özkurt , 2006).

Silan; silikon (Si), hidrokarbon zinciri (R), organofonksiyonel(Y) ve hidrolize olabilen gruplardan (X3) oluşturulur. Bu X3 grubu hidrolize olarak silanol gruplarını açığa çıkarır. Silanol grupları da seramik yüzeyindeki silanol grupları ile kondanse olur. Böylece siloksan bağları (Si-O-Si) oluşur. Bu sayede, rezin-porselen arasında kimyasal bir bağlanma oluşturulur (Rezin-Y-Silan-X-Seramik) (Çapa N., Özkurt Z., 2006)

Kompozit rezin simanlar polimerizasyonlarına göre 3'e ayrılmaktadır. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar, Işıkla polimerize olan kompozit rezin

simanlar, hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar olarak sınıflandırılır.

Kimyasal yolla polimerize olan simanların polimerizasyonunun restorasyon kalınlığından etkilenmemesi avantaj olmasına rağmen, içerdiği tersiyer aromatik aminlerin ağızda kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görüldüğü için renk stabilitesi iyi değildir; laminate veneer simantasyonu için uygun değildir.

Işıkla polimerize olan rezin simanın, diğer kompozit rezin simanlara göre avantajları zamanla renk değişimi göstermezler ve uzun çalışma süresine sahiptirler. Uzun çalışma süresi kronun yerleştirilmesini ve restorasyonun kenarında kalan siman artıklarının kolayca temizlenmesini sağlar. Bunun yanında ışıkla polimerize olan rezin simanın renk stabilitesi diğer rezin simanlara göre daha iyidir. Işık ile polimerizasyon, porselen restorasyonun kalınlığı ve renginden etkilenmektedir. Bu nedenle tek dezavantajı sadece ışıkla sertleşmesidir (Çeşmeci ve ark., 2013).

Dual polimerize olan kompozit rezin simanlar ise ışıkla polimerizasyonun tamamlanamayacağı şüphesi olan kalın opak yapıda hazırlanmış restorasyonların (1.5-2 mm'den fazla) yapıştırılmasında tercih edilirler. Hem ışıkla hem kimyasal polimerize olan rezin simanlar fazla akıcıdır ve iki komponentin karışımından oluşmasından dolayı porözite oluşturabilir bu da mikrosızıntı olasılığını arttırır. Dual cure rezin simanlar yüksek mekanik özellikleri sebebiyle porselen laminate restorasyonlarında kullanılmaktadır. Ancak kimyasal ve dual cure rezin simanlar tersiyer amin içeriğinden dolayı uzun dönemde renk değişimine uğrar. Bu durum özellikle ince restorasyonların estetik görünümünü olumsuz etkiler (Kilinc ve ark., 2011).

Porselen laminate veneer simantasyonunda ışıkla polimerize olan veya hem ışıkla hem kimyasal polimerize olan dual cure rezin simanlar kullanılır., (Turgut ve Bagis, 2013)

Bu çalışmada asit uygulamasının renk değişimine etkisi belirlenmesi için yarı saydam light cure siman kullanıldı Yapılan bir sistematik derlemede 3630 çalışma belirlenmiştir, simanın renginin renk üzerindeki etkisinin kullanılan materyalin seramik kalınlığından ve opaklığından daha büyük ölçüde olduğu belirlenmiştir. Yarı saydam simanların renk değişimine etkisi en azdır (Perroni ve ark., 2018).

VS ve EM bloklar kullanılarak yapılan bir çalışmada malzeme türünün yarı saydamlığı ve rengi etkilemediği görüldü. Bununla birlikte, ince seramik restorasyonlar kullanıldığında(çalışmada 0,8 mm kalınlığında bloklar kullanılmıştır), siman renginin son rengi etkilediği görülmüştür (Yıldırım ve ark., 2020).

Işığın değişik dalga boylarının gözün retinasına ulaşması ile ortaya çıkan algılamaya renk denir. Işığın maddelere çarptıktan sonra bir kısmının soğrulup bir kısmının yansması nedeniyle algılamada çeşitlilik oluşur. Bu renk tonu olarak adlandırılır. Cisimleri görüp rengini söylememiz cisimlerin üzerlerine düşen ışığı yansıtmalarına bağlıdır. Işık olmadığında, renk de olmaz. Işık görünür bir elektromanyetik enerji olarak tanımlanır. Rengi, bütün dalga boylarının gözümüze aynı anda ulaştığı durumda beyaz, hiç ulaşmadığı durumda siyah olarak algılarız. İnsan gözü elektromanyetik spektrumda dalga boyu 380- 780 nm olan kısmı algılar. Bu yüzden bu kısma görünen ışık denir (Sengez ve Dörter, 2019)

Hue, rengin kendisidir; doğal dişler sarı ve sarı/kırmızı arasındaki bölgededir. Chroma, rengin yoğunluğu ve Value rengin parlaklığı, açıklık-koyuluk oranıdır L^* parametresi, Munsell sistemindeki value, yani rengin aydınlığını tanımlar. Bu parametre 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasında bir değere sahiptir. a^* parametresi rengin kırmızılığını veya yeşilliğini b parametresi ise rengin sarılığını veya maviliğini ifade eder. Renk farkı ΔE ile formülize edilir. ΔE için kabul edilebilir renk farklılığı 3.7 olarak belirlenmiştir (Trakyalı, 2013).

CIE2000 renk farkı ölçüm sistemi yalnızca renk tonu, rengin yoğunluğu, rengin ışık geçirgenliğini içermez, mavi ve gri renk için renk ve renk tonu etkileşimiyle beraber değerlendirme performansını arttırmaya yarar. (Luo ve ark., 2001) Endüstriyel renk farkını iyileştirmek için CIE2000 renk farkı ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Formülü CIEDE2000 veya ΔE_{00} 'dır. CIE2000 renk analiz sistemi, CIELAB renk farkı ölçüm sisteminin geliştirilmesiyle elde edilmiştir. Çalışmamızda ΔE_{00} analizi kullanıldı.

Diş hekimliğinde renk seçimi görsel ve bilgisayar destekli olarak ikiye ayrılır. Görsel renk seçimi subjektiftir. Günümüzde renk skalaları yardımı ile yapılır. Bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı ile objektif veriler elde edilir. Günümüzde renk seçimi için kullanılan birçok yöntem bulunmaktadır. Diş hekimliğinde spektrofotometre ve kolorimetreler, göz ile yapılan renk seçimi ile ilgili problemlerin üstesinden gelebilmek

ve objektif veri elde etmek amacıyla kullanılmaktadırlar (Seghi, 1990)

Spektrofotometreler bir cismin yansıttığı veya geçirdiği görünebilir radyant enerji miktarını ölçen cihazlardır. Yansıyan ışık yoğunluğunu bütün görünür dalga boylarında ölçerler (Lagouvardos ve ark., 2009). Yapılan bir çalışmada renk seçimi diş hekimleri tarafından ve VITA Easyshade ile tekrarlanmıştır. Diş hekimlerinin tekrarlanabilirlik açısından yetersiz kaldığı ancak klinik olarak yeterli olduğu sonucuna ulaşılmıştır (Ozat ve ark., 2013). VITA Easyshade ile renk ölçümü yapılan bir çalışmada ICC için cihaz içi tekrarlanabilirliğin 0.845 olduğunu, yani renk ölçümü için güvenilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir. (Zlatarić ve ark., 2015) Kim-Pusateri çalışmasında, dört elektronik renk ölçüm cihazının doğruluğu değerlendirilmiştir. Yapılan in- vitro çalışmada ölçüm doğruluğu % 66,8 ile % 92,6 arasında değişmiştir ve VITA Easyshade en yüksek doğruluğu göstermiştir (Kim-Pusateri ve ark., 2009). Bu nedenle çalışmamızda dijital renk seçimi yöntemi olarak Vita Easyshade kullanıldı.

Genel olarak parlaklık değerleri farklı yöntemlerle incelenmekte ve değerlendirilmektedir. ISO 2813, ASTHD 523, 2457, DIN 67530 göre, yarı parlak yüzeyler 60 derecelik açı ile ölçülmelidir. Bu çalışmamızda bu verilere dayanarak 60 derecelik açı ile ölçümleri yapıldı.

Chu ve arkadaşlarının 5 diş rengi ölçüm cihazını kullanarak yapmış oldukları çalışmalarında karşılaştırılan cihazlar- ShadeScan, Easyshade, Ikam, Identacolor II ve ShadeEye dir. Beş grubun renk ölçümleri yapılmış ve en iyi hassasiyet Easyshade ve Ikam için kaydedilmiştir. Easyshade'in performansının diş hekimlerinininkiyle karşılaştırılabilir veya daha iyi görsel ve enstrümantal bulgular için iyi ile çok iyi arasında nitelendirilmiştir. Vita Easyshade kullanılarak gerçekleştirilen bağımsız çalışmalarda, neredeyse aynı doğal renk koordinat aralıklarını bildirilmiştir (Chu ve ark., 2010).

Yüzey işlemlerinin yarı saydamlığa etkisinin incelendiği bir çalışmada; EM (0.5, 1 mm, HT, HO) materyalinin farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri (kontrol, HF asit, kumlama, Er-Yag lazer) sonucunda renk değerleri kalorimetre yardımıyla ölçülmüştür. HF Asidin %5 lik konsantrasyonda ve 60 sn. uygulaması uygulanması sonucunda materyal daha ince olduğu zaman yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin renge etkisi

artmıştır. ΔE analizine göre ve 0.5 ve 1 mm kalınlık için value (L) değeriinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (Turgut ve ark., 2014).

Abdel Hadi ve arkadaşları' nın yaptığı bir çalışmada, %5 lik konsantrasyonlu HF asit, 1,2 mm kalınlığında lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiğe ; kontrol grubu, 10 sn., 30 sn., 60sn. sürelerde uygulanmış ve yüzey özelliklerine etkisini değerlendirilmiştir. Farklı asitleme sürelerinin renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı sonucuna varılmıştır (Abdel Hadi ve ark., 2019).

Abdelhamid Hafez in yaptığı çalışmada IPS e.max CAD bloklar A3 düşük translusensi renginde seçilip rasgele iki gruba ayrıldı. CO₂ lazer ve hidroflorik asit (%8) 60 saniye süreyle uygulanmıştır. Öncesi ve sonrası renk ölçümleri beyaz arka plan üzerinde spektrofotometre (vita easysshade) ile yapılmıştır. ΔE renk analizi ile renk farkı belirlenmiştir. HF asit uygulanmış gruplarda daha yüksek renk değişimi gözlenmiştir. (Abdelhamid Hafez ve ark., 2020).

IPS e.max CAD ve lityum silikat (obsidien) blokların kullanıldığı çalışmada 1.3 mm kalınlığında örnekler elde edilmiş ve. Örneklerle HF asit kontrol, 20 sn., 40 sn. ve 60 sn. sürelerde uygulanmıştır. Renk farkı ölçümü için ΔE analizi kullanılmıştır. Her iki grup için de en yüksek renk farkı 60 sn. asitlenen grupta gözlenmiştir. Sırasıyla 40 sn., 20sn olarak takip etmiştir. Gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Murad, 2019).

Salem ve mohsen'in yaptığı çalışmada suprinity ve ips e.max cad bloklar hazırlanmıştır. Lityum disilikat ve Suprinity yüzey işlemine göre rastgele dört gruba ayrılmıştır. Bu gruplar yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu, AL₂O₃ ile kumlama grubu, %9,5 luk HF asitle 20 sn. pürüzlendirme, tribokimyasal yüzey işlemi. Çalışmada örneklerle rezin siman ve yaşlandırma uygulanmamıştır. Renk ölçümleri spektrofotometre ile yapılmış ve yüzey işlemlerinden sonra tekrarlanmıştır. Her 2 materyal için 3 grupta anlamlı fark bulunmuştur. Lityum disilikat numunelerinin renginin değiştirilmesi, klinik olarak kabul edilen eşiğin ($\Delta E < 2.7$) altında olduğu için HF asit aşındırması dışında klinik olarak algılanamaz. Renk ölçümü için spektrofotometre (vita easy shade) kullanılmıştır. Sonuç olarak farklı teknikler rengi önemli ölçüde etkilemiştir. E.max için renk değişimi ΔE değeri HF asit için daha fazla,

Suprinity için ΔE değeri tribokimyasal yüzey işlemi için daha fazla bulunmuştur (Salem ve Mohsen, 2020).

Kurtulmuş Yılmaz ve ark. nın yaptığı çalışmada farklı yüzey işlemlerinin mekanik ve optik özelliklere etkisini incelemek amacıyla malzeme olarak lityum disilikat seramik rezin nanoseramik (Lava Ultimate, GC Cerasmart) ve polimer ilave edilmiş seramik ağ malzemesi (Vita Enamic) kullanılmış ve örnekler yüzey işleme yöntemine göre kontrol, %5 HF asitle 20 sn. pürüzlendirme (diğer malzemeler için 60 sn.), kumlama, 2 W ve 3 W Er Cr: YSGG lazer ışınlaması olarak şekilde beş gruba ayrılmıştır. Bu gruplarda spektrofotometre kullanılarak renk ve parlaklık ölçümü yapılmıştır. IPS e.max CAD için ΔE değerleri HF asit ile pürüzlendirmede 0.5, kumlamada 1.4, 2 W lazerde 0.4, 3 W lazerde 0.3 bulunmuş ve bulunan değerler istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Kurtulmuş-Yılmaz ve ark., 2019).

Iravani ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada IPS E.max CAD bloklar 1 mm kalınlığında hazırlanmıştır ve farklı translusentlikte (HT, MO, LT) bloklar seçilmiştir. Bloklara %10 konsantrasyonunda HF Asit 60 sn. süre ile uygulandıktan sonra renk değişimi HT bloklar için ΔE analizine göre 4,88 değeri bulunmuştur. Referans olarak $\Delta E > 3,3$ değeri klinik olarak kabul edilemez renk değişimini ifade etmektedir. HT bloklar klinik olarak algılanabilir değerler göstermektedir. LT, MO bloklar klinik olarak kabul edilebilir farklılık göstermektedir. Çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla paralel değildir (Iravani ve ark., 2020).

Rodrigues ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 1 mm kalınlığında IPS E.max CAD ve feldspatik seramik bloklar kullanılmış ve bloklara %10 konsantrasyonunda HF Asit 20 sn. süre ile uygulanmıştır. Feldspatik seramikler için ΔE_{00} analizine göre 5,82 değeri bulunmuştur. IPS E.max CAD için ΔE_{00} analizine göre 3,80 değeri bulunmuştur. Bulunan değerler bizim çalışmamıza paralel değildir. Bunun nedeni örneklerin simante edilip, örneklerle yaşlandırma işleminin uygulanması olabilir. (Rodrigues ve ark., 2017).

Straface ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada IPS E.max CAD ve farklı materyallere HF Asit (%5 ve %9) 5sn., 15sn., 30sn., 60sn., sürelerde uygulanmıştır. SEM analizi, %5 HF ve %9 HF arasında örneklerin dağlanma morfolojisinde hiçbir fark olmadığını, süre olarak 60 saniyelere kadar uzun süreli aşındırma, seramik parçacıklarının düzensizliklerini artırmıştır. IPS E.max CAD üzerinde 5 saniye veya 15

saniye süreyle HF Asit ile pürüzlendirme, 30, 60 saniyeler ile, camsı matrisi tamamen çözerek benzer bir model oluşturmuştur. Seramik malzemeden bağımsız olarak, en yüksek kesme bağlanma mukavemetini elde etmek için %5 veya %9 HF Asit ile minimum 15 sn.lik bir asit uygulama süresinin gerekli olduğu gösterilmiştir. Çalışmanın sonuçları bizim çalışmamız ile paraleldir. Bizim çalışmamızda farklı asitleme sürelerinde renk farkı oluşmadı (Straface ve ark., 2019).

Lityum disilikat ve lösit takviyeli CAD / CAM seramikler için 20 saniye boyunca %5 HF ile dağlama önerilebilir. Bununla birlikte, preslenmiş lityum disilikat seramik için, 60 saniye boyunca %10 HF, simana önemli ölçüde daha yüksek bağlanma gücü gösterdiği bildirilmiştir (Verissimo ve ark., 2019). Farklı materyaller için farklı konsantrasyon ve farklı sürelerde asitleme protokolü belirlenmiştir. Feldspatik seramikler için % 9 HF Asit 2-3 dakika , lityum disilikatla güçlendirilmiş seramikler için % 5 HF Asit 20 sn. lősitle güçlendirilmiş seramikler için %5 HF Asit 1 dakika önerilmektedir (Özcan ve Volpato, 2015).

Çalışma invitro yapıldığı için ağız ortamı bire bir taklit edilememiştir. Örneklerin diş yüzeyine simante edilmemesi, örneklere yaşlandırma işleminin uygulanmaması çalışmanın limitasyonlarıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Limitasyonlarına rağmen bu tez çalışmasının bulguları değerlendirildiğinde şu sonuçlar elde edilebilmektedir:

1.Seramik türüne göre ortalama ΔE_{00} değeri farklılık göstermektedir. Vita suprinity grubunda daha yüksek değer gözlenmektedir. ΔE_{00} değeri asit konsantrasyonu ve asitleme süresine göre farklılık göstermemektedir ($P>0.5$).

2.P değeri seramiklere göre farklılık göstermektedir. Tüm seramiklerde fark gözlemlenmektedir; en yüksek değer e.max de elde edilmiştir. Farklı asitleme süreleri için farklı değerler bulunmuştur. En yüksek p değeri 0 sn. grubun içindir. 20 sn., 30 sn., 60 sn. nin sonuçları benzerdir. %9 luk HF Asit gruplarında %5 lik HF Asit gruplarına göre daha yüksek parlaklık değeri elde edilmiştir ($P>0.5$).

İleride yapılacak çalışmalarda ağız ortamının taklit edilmesi, örneklerin dişe simante edilmesi, örneklere yaşlandırma işlemi uygulanması önerilir.

7. KAYNAKLAR

Abdel Hadi H, Mandour M ve Mokhtar S. Impact of Hydrofluoric Acid Etching Duration on Translucency, Flexural Strength and Surface Topography of Lithium Silicate Based Glass Ceramic. *Al-Azhar Dent. J. Girls* 2019;6(4):475–485.

Abdelhamid Hafez P, Elgabarouny mosaad, Abdelgawad latifa ve shebl amr. Effect of Surface Treatments on the Color Change and Shear Bond Strength of Porcelain Laminate Veneer. *Dent. Sci. Updat.* 2020;1(1):15–22.

Abi CB, Emrulloğlu OF ve Said G. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2013;18:123–131.

Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ ve Könönen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults 2003;21(4):248–252.

Al-Wahadni AM, Hussey DL, Grey N ve Hatamleh MM. Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements: An in vitro study. *J. Contemp. Dent. Pract.* 2009;10(2):1–10.

Aldahlawi A. Color of Porcelain Veneer after Final Cementation in Comparison to Try-in Paste and Permanent Cement : An In Vitro Study 2015;(70).

Altintas SH ve Usumez A. Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 2008;86(2):523–529.

Amaral R, Özcan M, Bottino MA ve Valandro LF. Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: The effect of surface conditioning. *Dent. Mater.* 2006;22(3):283–290.

Anusavice KJ, Zhang NZ ve Moorhead JE. Influence of colorants on crystallization and mechanical properties of lithia-based glass-ceramics. *Dent. Mater.* 1994;10(2):141–146.

Arkles B, Pan Y, Larson GL ve Singh M. Enhanced Hydrolytic Stability of Siliceous Surfaces Modified with Pendant Dipodal Silanes 2014;9442–9450.

Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations 2008;

- Bangtson LK ve Goodkind RJ. The conversion of chromascan designations to CIE tristimulus values. J. Prosthet. Dent. 1982;48(5):610–617.
- Billmeyer FW ve Saltzman M. Principles of color technology 1981;
- BOWEN RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J. Am. Dent. Assoc. 1963;66(1):57–64.
- Brewer JD, Wee A ve Seghi R. Advances in color matching. Dent. Clin. North Am. 2004;48(2):341–358.
- Brezny R ve Green DJ. Fracture Behavior of Open-Cell Ceramics 1989;52:1145–1152.
- Burchett KE. The early development of the Munsell system. Color Res. Appl. 2002;27(1):20–27.
- Buso L. Effect of Surface Treatments on the Resin Bond to Zirconium-Based Ceramic 2005;60–66.
- ÇAPA N., ÖZKURT Z. KE. Ağız İçi Porselen Tamir Sistemleri 2006;16(1):34–40.
- Çeşmecİ HŞ, Yaşar A ve Gümüş HÖ. Porselen Laminate Veneer Restorasyonların Simantasyonları Sonrası Renk Değişikliğine Etki Eden Faktörler : Derleme The Factors That Effect The Colour Change Of Porcelain Laminate Veneer Restorations After Cementation : Review 2013;22(2):172–177.
- Chamberlin GJ. Colour: Its measurement, computation and application 1980;
- Chen XD, Hong G, Xing WZ ve Wang YN. The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. J. Prosthodont. Res. 2015;59(3):172–177.
- Chevalier J, Gremillard L, Virkar A V. ve Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. J. Am. Ceram. Soc. 2009;92(9):1901–1920.
- Chu SJ, Devigus A ve Mielezsko AJ. Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry 2004; Quintessence Publishing Company Illinois.
- Chu SJ, Trushkowsky RD ve Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. J. Dent. 2010;38(SUPPL. 2):2–16.

Cochrane S. The Munsell Color System: A scientific compromise from the world of art. *Stud. Hist. Philos. Sci. Part A* 2014;47:26–41.

ÇÖMLEKOĞLU M. Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemlerinin Yapıştırıcı Simanların Seramiğe Olan Bağ Dayanımı Üzerine Etkisi Effect of Surface Conditioning Methods on Bond. ... *Fakültesi Derg.* 2009;14–22.

Da Silva JD, Park SE, Weber HP ve Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J. Prosthet. Dent.* 2008;99(5):361–368.

Di P, Dal TA, Di P, Dal TA, Ama ZET, Cs R, ... Mikroskobu AK. METAL DESTEKLİ DENTAL SERAMİKLERDE FARKLI YÜZEY HAZIRLAMA İŞLEMLERİNİN 2020;16(1):63–69.

Elsaka SE ve Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent. Mater.* 2016;32(7):908–914.

Faculty D. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations 2003;194–203.

Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *J. Prosthet. Dent.* 2004;91(6):553.

Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N ve Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int. J. Prosthodont.* 2016;28(3):227–235.

Greenwall L. Bleaching Techniques in Restorative Dentistry. *Bleach. Tech. Restor. Dent.* 2001;

Hachinski V, Iadecola C, Petersen RC, Breteler MM, Nyenhuis DL, Black SE, ... Kalaria RN. National Institute of Neurological Disorders and Stroke–Canadian stroke network vascular cognitive impairment harmonization standards 2006;37(9):2220–2241.

Harrer W, Danzer R ve Morrell R. Influence of surface defects on the biaxial strength of a silicon nitride ceramic - Increase of strength by crack healing. *J. Eur. Ceram. Soc.* 2012;32(1):27–35.

Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend. Contin. Educ. Dent.* (Jamesburg, NJ 1995) 2014;35(1):38–43.

Heydecke G, Butz F, Binder JR ve Strub JR. Material characteristics of a novel

shrinkage-free ZrSiO₄ ceramic for the fabrication of posterior crowns. *Dent. Mater.* 2007;23(7):785–791.

Höland W, Schweiger M, Frank M ve Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress®2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *J. Biomed. Mater. Res.* 2000;53(4):297–303.

Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A ve Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev. Med. Devices* 2008;5(6):729–745.

Inokoshi M, Kameyama A, De Munck J, Minakuchi S ve Van Meerbeek B. Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *J. Dent.* 2013;41(2):170–179.

Iravani M, Shamszadeh S, Panahandeh N, Sheikh-Al-Eslamian SM ve Torabzadeh H. Shade reproduction and the ability of lithium disilicate ceramics to mask dark substrates. *Restor. Dent. Endod.* 2020;45(3).

Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O ve Weber HP. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent.* 2005;93(2):129–137.

Ivan R ve Rade P. COLOR MEASURING INSTRUMENTS. *Acta Stomatol. Naissi* 2009;25(60).

Kamada K, Taira Y, Yoshida K ve Atsuta M. Effect of Four Silane Coupling Agents on Bonding of Two Resin-modified Glass Ionomer Cements to a Machinable Ceramic 2007;

Karandish M. The Efficiency of Laser Application on the Enamel Surface: A Systematic Review. *Rev. Artic. J. Lasers Med. Sci.* 2014;C. 5.

Kern F ve Palmero P. Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceram. Int.* 2013;39(1):673–682.

Keyf F, Uzun G ve Altunsoy S. Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Hacettepe Diş Hekim. Fakültesi Derg.* 2009;33(4):52–58.

Khurana R, Tredwin CJ, Weisbloom M ve Moles DR. A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *Br. Dent. J.* 2007;203(12):675–680.

Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC ve Kesercioglu A. Resin cement color

stability and its influence on the final shade of all-ceramics. J. Dent. 2011;39(SUPPL. 1):e30–e36.

Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL ve Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J. Prosthet. Dent. 2009;101(3):193–199.

Klaiff D. Achieving the predictable composite resin restorations: The nature of colour. Int. Dent. South Africa 2006;8(2):30–44.

Kocaağaoğlu HH, Gümüş HÖ ve Albayrak H. Tam Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlendirme ve Polisaj : Derleme Surface Roughening and Polishing in All-Ceramic Restorations : A Review (y.y.);1409–1418.

Konica Minolta Precise Color Communication 2016;

Könönen MH, Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I ve Maunu J. Maximal Bite Force and Its Association with Signs and Symptoms of TMD, Occlusion, and Body Mass Index in a Cohort of Young Adults 2016;9634.

Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S ve Karakaya I. The Effect of Surface Treatments on the Mechanical and Optical Behaviors of CAD/CAM Restorative Materials. J. Prosthodont. 2019;28(2):e496–e503.

Ladd-Franklin C. Colour and colour theories. Colour colour Theor. 2006;

Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA ve Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. J. Prosthet. Dent. 2009;101(1):40–45.

Lung CYK ve Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview. Dent. Mater. 2012;; 1 Mayıs. Elsevier.

Matinlinna JP, Chem I ve Özcan M. An Introduction to Silanes and Their Clinical Applications 2004;17(2):155–165.

Matinlinna JP, Heikkinen T, Özcan M, Lassila LVJ ve Vallittu PK. Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. Dent. Mater. 2006;22(9):824–831.

Miller L. Organizing color in dentistry. J. Am. Dent. Assoc. 1987;Spec No(December):26E-40E.

Murad N. Effect of HF acid etching duration on surface roughness of newly introduced glass ceramic material. Egypt. Dent. J. 2019;65(3):2875–2887.

Murillo-Gómez F ve De Goes MF. Bonding effectiveness of tooth-colored materials to resin cement provided by self-etching silane primer after short- and long-term storage. *J. Prosthet. Dent.* 2019;121(4):713.e1-713.e8.

Naylor WP ve King AH. Introduction to metal-ceramic technology 1992; Quintessence Publishing Company.

Nathan AJ ve Scobell A. How China sees America 2012;91(5):1689–1699.
O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002 2002;

Oh SC, Dong JK, Lüthy H ve Schärer P. Strength and Microstructure of IPS Empress 2 Glass-Ceramic after Different Treatments. *Int. J. Prosthodont.* 2000;13(6):468–46872.

Okubo SR, Kanawati A, Richards MW ve Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J. Prosthet. Dent.* 1998;80(6):642–648.

Ozat PB, Tuncel I ve Eroğlu E. Repeatability and reliability of human eye in visual shade selection. *J. Oral Rehabil.* 2013;40(12):958–964.

Özcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F ve Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dent. Mater.* 2009;25(12):1477–1483.

Özcan M ve Volpato CAM. Surface conditioning protocol for the adhesion of resin-based materials to glassy matrix ceramics: How to condition and why? *J. Adhes. Dent.* 2015;17(3):292–293.

Ozturk AN ve Ph D. Comparison of the Effects of Surface Treatments 2012;30(6):308–314.

Palanivel V, Huang Y ve Van Ooij WJ. Effects of addition of corrosion inhibitors to silane films on the performance of AA2024-T3 in a 0.5 M NaCl solution. *Prog. Org. Coatings* 2005;53(2):153–168.

Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, ... Del Mar Perez M. Color difference thresholds in dentistry. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2015;27(S1):S1–S9.

Paravina RD ve Powers JM. Esthetic Color Training in Dentistry (Interactive CD-ROM Inside) 2004;

Paul S, Peter A, Pietrobon N ve Hämmerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J. Dent. Res.* 2002;81(8):578–582.

Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P ve Vanherle G. Porcelain veneers: A review of the literature. *J. Dent.* 2000;28(3):163–177.

Phillips RW, Anusavice KJ, Shen C ve Rawls HR. *Phillips' science of dental materials* 2013; Elsevier/Saunders.

Piconi C ve Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1–25.

Pilathadka S ve Vahalova D. Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta Medica (Hradec Kralove)* 2007;50(2):101–104.

Reich S ve Schierz O. Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin. Oral Investig.* 2013;17(7):1765–1772.

Rekow ED ve Thompson VP. Damage and Reliability of Y-TZP after Cementation Surface Treatment 2010;592–596.

Rinke S, Pabel AK, Rödiger M ve Ziebolz D. Chairside fabrication of an all-ceramic partial crown using a zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Case Rep. Dent.* 2016;2016.

Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A ve Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials (Basel)*. 2010;3(6):3700–3713.

Rodrigues RB, De Lima E, Roscoe MG, Soares CJ, Cesar PF ve Novais VR. Influence of resin cements on color stability of different ceramic systems. *Braz. Dent. J.* 2017;28(2):191–195.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J ve Cockerill JJ. *Contemporary fixed prosthodontics*. St. Louis. Mosby, Inc 2001;2001:380–416.

ROSENSTIEL SF, PORTER SS ve JOHNSTON WM. Colour measurements of all ceramic crown systems. *J. Oral Rehabil.* 1989;16(5):491–501.

Sakaguchi RL ve Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book* 2012; Elsevier Health Sciences.

Salem A ve Mohsen C. Effect of surface treatments on color of machinable ceramics. *J. Mod. Res.* 2020;0(0):0–0.

Sarıkaya I ve AU G. Diş Hekimliği Uygulamalarında Renk Kavramı. *Türkiye Klin. J Dent.* 2009;118:118–129.

Scherrer SS, Quinn GD ve Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. Dent. Mater. 2008;24(8):1107–1113.

Schmage P, Nergiz I, Herrmann W ve Özcan M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 2003;123(5):540–546.

Schweiger M ve Arridge SR. Comparison of two- and three-dimensional reconstruction methods in optical tomography. Appl. Opt. 1998;37(31):7419.

Seghi RR. Effects of Instrument-measuring Geometry on Colorimetric Assessments of Dental Porcelains. J. Dent. Res. 1990;69(5):1180–1183.

Sengez G ve Dörter C. Estetik Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. Selcuk Dent. J. 2019;220:213–220.

Sevmez H, Bankoğlu Güngör M ve Yılmaz H. Surface Treatments of All Ceramic Restoration. J. Ege Univ. Sch. Dent. 2018;39(3):148–159.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R ve Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics 1997;C. 194. Quintessence Publishing Company.

Sorensen JA ve Torres TJ. Improved color matching of metal-ceramic restorations. Part I: A systematic method for shade determination. J. Prosthet. Dent. 1987;58(2):133–139.

Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M ve Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. Dent. Mater. J. 2014;33(1):79–85.

Straface A, Rupp L, Gintaute A, Fischer J, Zitzmann NU ve Rohr N. HF etching of CAD/CAM materials: Influence of HF concentration and etching time on shear bond strength. Head Face Med. 2019;15(1):1–10.

Takano T, Tasaka A, Yoshinari M ve Sakurai K. Fatigue Strength of Ce-TZP / Al₂O₃ Nanocomposite with Different Surfaces 2012;

Thomas PR, Mills JP ve Newton I. An Investigation Into The Use Of Kodak Photo CD For Digital Photogrammetry. Photogramm. Rec. 1995;15(86):301–314.

Trakyalı G. Diş Rengi Belirlenmesinde Kullanılan Yöntemler Methods Used For Tooth Color Determination. EÜ Dişhek Fak Dergi 2013;34(1):1–10.

Tung FF, Goldstein GR, Jang S ve Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J. Prosthet. Dent.* 2002;88(6):585–590.

Turgut S ve Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.* 2013;109(3):179–186.

Turgut S, Bagis B, Ayaz EA, Korkmaz FM, Ulusoy KU ve Bagis YH. How will surface treatments affect the translucency of porcelain laminate veneers? *J. Adv. Prosthodont.* 2014;6(1):8–13.

Tuzzolo Neto H, Nascimento WF do, Erly L, Ribeiro RA, Barbosa J de S, Zambrana JM, ... Costa C. Laminated Veneers with Stratified Feldspathic Ceramics. *Case Rep. Dent. Editor, T Pereira-Cenci*, 2018;2018:5368939.

Uctasli S, Wilson HJ, Unterbrink G ve Zaimoglu A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *J. Oral Rehabil.* 1996;23(4):257–261.

Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics 2003;19:725–731.

Van Noort R ve Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book* 2014; Elsevier Health Sciences.

Vanlioğlu BA ve Kulak-Özkan Y. Minimally invasive veneers: Current state of the art. *Clin. Cosmet. Investig. Dent.* 2014;6:101–107.

Veríssimo AH, Moura DMD, Tribst JPM, de Araújo AMM, Leite FPP ve de Assunção e Souza RO. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching time on resin-bond strength to different glass ceramics. *Braz. Oral Res.* 2019;33:1–11.

Wee AG, Rang EY, Johnston WM ve Seghi RR. Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2000;12(5):271–280.

Wolf DM, Powers JM ve O’Keefe KL. Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *Am. J. Dent.* 1993;6(3):155–158.

Yap AUJ. Color attributes and accuracy of vita-based manufacturers’ shade guides. *Oper. Dent.* 1998;23(5):266–271.

Yavuzylmaz H, Bal BT, Baybek B ve Kurt E. Tam Seramik Sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.* 2005;

Yildirim B, Recen D ve Tekeli Simsek A. Effect of cement color and tooth-shaded background on the final color of lithium disilicate and zirconia-reinforced

lithium silicate ceramics: An in vitro study. J. Esthet. Restor. Dent. 2020;(March):1–7.

Yüzügüllü B. Tezcan S. Renk değişimine ve mine erozyona uğramış dişlerde laminat veneer restorasyon seçeneklerin endikasyon bakımından karşılaştırılması. CÜ Dişhek. Fak Der 2005;8:133–137.

Zhang Y ve Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. Dent. Clin. North Am. 2017;61(4):797–819.

Zlatarić DK, Illeš D, Alajbeg IZ ve Žagar M. In vivo i in vitro procjena ponovljivosti i preciznosti ured{stroke}aja za odred{stroke}ivanje boje zuba VITA Easyshade® Advance 4.0. Acta Stomatol. Croat. 2015;49(2):112–118.



ÖZGEÇMİŞ

Araş. Gör. Merve Öztürk Ak 6 Haziran 1993’de doğdu. Üniversiteye kadar olan eğitimini Denizli’de tamamladı. 2011 yılında üniversite eğitimi için İzmir’e gitti. 2016 yılında Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nden mezun oldu. 2016-2017 yıllarında Özel Denizli Beyaz İnci Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi’nde çalıştı. 2017 -2018 yıllarında Çorum Alaca Devlet Hastanesi’nde görev yaptı. 2018 yılında Van Yüzüncü Yıl Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.nda araştırma görevlisi olarak uzmanlık eğitime başlamıştır ve hala buradaki görevine devam etmektedir. Medeni hali evlidir.

