



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI SOLÜSYONLARA DALDIRILAN GELENEKSEL
KOMPOZİTLER İLE CAD/CAM KOMPOZİT BLOKLARIN
RENK DEĞİŞİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Muhammed SAYAN

DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Emrullah BAŞİ

DİYARBAKIR- 2018



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI SOLÜSYONLARA DALDIRILAN GELENEKSEL
KOMPOZİTLER İLE CAD/CAM KOMPOZİT BLOKLARIN
RENK DEĞİŞİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Muhammed SAYAN

DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Emrullah BAŞİ

DİYARBAKIR- 2018



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



ONAY

Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Muhammed SAYAN'ın hazırladığı "Farklı Solüsyonlara Daldırılan Geleneksel Kompozitler ile CAD/CAM Kompozit Blokların Renk Değişimlerinin Değerlendirilmesi" başlıklı tez Dicle Üniversitesi Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarih: 29/11/2018

Danışman Doç. Dr . Emrullah BAHŞİ

Jüri Üyeleri

Jüri Başkanı	Doç.Dr.	Sadullah KAYA
Üye	Doç. Dr .	Emrullah BAHŞİ
Üye	Dr. Öğr.Üyesi	Osman TEKİN
Üye	Dr. Öğr.Üyesi	Burak DAYI
Üye	Dr. Öğr.Üyesi	Elif Pınar BAKIR

İmza

Bu tez Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/.../20.. tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

...../...../.....

Prof. Dr. Hakkı Murat BİLGİN
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

13 / 12 / 2018

Muhammed SAYAN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması aşamasında bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli Hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. Emrullah BAHŞI'ye, doktora eğitimim boyunca mesleki katkılarından dolayı Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm Hocalarıma; asistanlığım boyunca arkadaşlıkları ve dostlukları ile her zaman yanımda olan tüm çalışma arkadaşlarıma, doğduğum andan bugüne kadar, maddi ve manevi tüm varlıklarını bizim büyümemiz, meslek sahibi olmamız, daha güzel kaliteli bir hayat sürmemiz uğruna harcayan ve ömürlerinin sonuna kadar da bu uğurda yaşayacaklarına inandığım çok kıymetli Annem'e, Babam'a ve değerli kardeşlerime; hayatıma kattığı tüm güzelliklerle birlikte, tez çalışmamda da sevgisi, özverisi, sabrı ve güler yüzüyle bir an bile yanımdan ayrılmayan ve her daim bana destek olan eşim Şule'ye; kızım Zeynep'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez, Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 17023 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ.....	vii
RESİMLER LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
TABLolar LİSTESİ.....	xi
1. ÖZET.....	1
1.1. Türkçe Özet.....	1
1.2. Abstract	3
2. GİRİŞ ve AMAÇ	5
3. GENEL BİLGİLER.....	7
3.1. Estetik ve Estetik Diş Hekimliği	7
3.1.1. Neden Estetik Diş Hekimliği	8
3.2. Renklenme.....	8
3.2.1. Renklenme Nedenleri.....	9
3.2.1.1. Dişlerde Renklenme Nedenleri	9
3.2.1.1.1. İç Kaynaklı Renklenmeler.....	9
3.2.1.1.1.1. Konjenital Eritropoetik Porfiria:	9
3.2.1.1.1.2. Eritroblastozis Fetalis:.....	10
3.2.1.1.1.3. Konjenital Hiperbilirubinemi:	10
3.2.1.1.1.4. Amelogenezis İmperfekta:	10
3.2.1.1.1.5. Dentinogenezis İmperfekta:	10
3.2.1.1.1.6. Florozis:	10
3.2.1.1.1.7. Travma ya da Nekroz Sonucu Meydana Gelen Renklenmeler:	10
3.2.1.1.1.8. Endodontik Tedavi Sonrası Renklenme:.....	10
3.2.1.1.1.9. Yaşlanma.....	11

3.2.1.1.2. Dış Kaynaklı Renklenmeler	11
3.2.1.2. Kompozitlerde Renklenme Nedenleri	11
3.3. Estetik Restorasyonlarda Polisaj İşlemi ve Kullanılan Materyaller	12
3.3.1.1. Kaba Bitirme İşlemi	13
3.3.1.2. Kontur Verme	13
3.3.1.3. İnce Bitirme	13
3.3.1.4. Cila	13
3.3.2. Bitirme ve Cila İşlemlerinde Kullanılan Aşındırıcı Tipleri ve Aletler	14
3.3.2.1. Bitirme - Cila Diskleri ve Stripleri	14
3.3.2.2. Karbit Bileşikler	15
3.3.2.3. Elmas Aşındırıcılar	15
3.3.2.4. Zayıf Aşındırıcı İçeren Cila Pastaları	16
3.4. Estetik Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller	16
3.4.1. Silikat Simanlar	16
3.4.2. Akrilik Rezinler	16
3.4.3. Cam İyonomer Simanlar	16
3.4.4. Kompozitler	17
3.4.4.1. Kompozitlerin Yapısı	18
3.4.4.1.1. Organik faz	18
3.4.4.1.2.1. Metil Metakrilat Matrisli Olanlar	18
3.4.4.1.2.2. Bis-GMA Matrisli Olanlar	18
3.4.4.1.2. İnorganik Faz (Taşıyıcı Faz)	19
3.4.4.1.3. Ara Faz (Silan)	19
3.4.4.2. Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması	19
3.4.4.2.1. Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	19
3.4.4.2.1.1. Nanodolduruculu Kompozitler	20
3.4.4.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	21
3.4.4.2.2.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler	21
3.4.4.2.2.2. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozitler (Light-Cured)	21
3.4.4.2.2.3. Hem Kimyasal Hem De Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler	22
3.4.4.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	22
3.4.4.2.3.1. Kondanse Olabilen Kompozitler	22

3.4.4.2.3.2. Akışkan Kompozitler	23
3.5. CAD/CAM Sistemler	23
3.5.1. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları	24
3.5.2. Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları	24
3.5.3. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri	24
3.5.3.1. Tarayıcı (Scanner)	24
3.5.3.2. Yazılım (Software)	24
3.5.3.3. Donanım (Hardware)	25
3.5.4. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller	25
3.5.4.1. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	25
3.5.4.2. Lityum Disilikat İçerikli Cam Seramikler	26
3.5.4.3. Feldspatik Cam Seramikler	29
3.5.4.4. Cam İnfiltrat Seramikler	29
3.5.4.5. Zirkonyum Oksit İçerikli Seramikler	30
3.5.4.6. Rezin İçerikli CAD/CAM Blokları	31
3.5.4.7. Titanyum Bloklar	32
3.5.4.8. Geçici Amaçla Kullanılan Bloklar	33
3.6. Estetik Restorasyonlarda Renk	33
3.6.1. Renk Ölçüm Sistemleri	33
3.6.1.1. Munsell Renk Sistemi (Görsel Teknik)	33
3.6.1.2. Enstrümantal Teknik	34
3.6.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri	35
3.6.2.1. Görsel renk tespit yöntemleri	36
3.6.2.2. Spektrofotometre	36
3.6.2.3. Kolorimetre	37
3.6.2.4. Dijital Teknikler	37
4. GEREÇ ve YÖNTEM	38
4.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller	38
4.1.1. Geleneksel Kompozitler	39
4.1.1.1. G-aenial GC, Tokyo	39
4.1.1.2. 3M Filtek Ultimate	40

4.1.1.3. Clearfil Majesty Esthetic	40
4.1.2. Rezin İçerikli ve Seramik Bloklar	40
4.1.2.1. Lava Ultimate Blok	40
4.1.2.2. Vita Enamic	41
4.1.2.3. IPS E-max CAD (Seramik Blok)	41
4.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.....	43
4.2.1. Miniton Hassas Kesim Cihazı	43
4.2.2. Etüv	43
4.2.3. Spektrofotometre	44
4.3. Test Örneklerinin Hazırlanması	45
4.4. Renk Değişimi Ölçümleri.....	48
4.5. İstatistiksel Yöntem.....	48
5.BULGULAR	50
6. TARTIşMA	62
7.SONUÇ.....	70
8. KAYNAKLAR.....	72
9. ÖZGEçMİş.....	89
10. ORİJİNALLİK RAPORU	90

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

Bis-EMA : Bisfenol-A-polietilen glikol dieter metakrilat

Bis-GMA : Bisfenol-A-glisidil metakrilat

TEGDMA : Trietilen glikol dimetakrilat

UDMA : Üretan dimetakrilat

PEGDMA: Polietilen glikol dimetakrilat

PMMA: Polimetilmetakrilattan

°C : Derece Celcius

gr : Gram

°K : Derece Kelvin

mm : Milimetre

µm : Mikrometre

nm : Nanometre

CIE: Commission Internationale de l'Éclairage

L*: CIE Lab Sistemi renk değeri koordinatı

a*: CIE Lab Renk Sistemi, Kırmızı-Yeşil koordinatı

b*: CIE Lab Renk Sistemi, Sarı-Mavi Koordinat

ΔE: Renk değişikliği

Rpm: Devir/Dakika

%: Yüzde

CAD: Computer aided design

CAM: Computer aided manufacturing

Rh: Rhesus

Kg: Kilogram

Sn: Saniye

cm²: Santimetrekare

nm: Nanometre

mm: Milimetre

mlt: Mililitre

MPa: Megapaskal

ZirCAD : Zirkonyum oksit bloklarından CAD

ISO: International Organization for Standardization

$\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$: Lityum disilikat kristalleri

Li_2SiO_3 : Lityum metasilikattır

ASPA: Alüminosilikat Poliakrilik Asit

HT bloklar: (high) translüsent (HT) bloklar

LT bloklar: (low) translüsenslik gösteren bloklar

MO bloklar: Yüksek opasite gösteren bloklar

GPa: Gigapascal

ZrO_2 : Zirkonyum dioksit

SiO_2 : Silikon dioksit

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

Na_2O : Sodyum oksit

K_2O : Potasyum oksit

CaO : Kalsiyum oksit

TiO_2 : Titanyum dioksit

MgAl_2O_4 : Magnezyum alüminyum oksit

Zn: Çinko

Y-TZP: Tetragonal zirkonya polikristali

Y_2O_3 : Yitriyum oksit

RESİMLER LİSTESİ

Resim 1. Porselen fırını.....	28
Resim 2. IPS E-max fırınlama öncesi ve sonrası	28
Resim 3. Solüsyon olarak kullanılan materyaller	38
Resim 4. Çalışmada kullanılan geleneksel anterior kompozitler	39
Resim 5. Çalışmamızda kullanılan rezin içerikli ve seramik bloklar.....	40
Resim 6. Miniton hassas kesim cihazı	43
Resim 7. Etüv cihazı (Mst mikrotest)	44
Resim 8. Spektrofotometre	44
Resim 9. Örneklerimizin bulunduğu kaplar	45
Resim 10. Örneklerin diskle polisajlanması.....	46
Resim 11. Çalışmamızda kullanılan materyaller	47
Resim 12. Optidisk parlatma diskleri.....	48

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Polisaj işlemi basamakları.....	14
Şekil 2. CIE LAB renk sistemi.....	36
Şekil 3. Woodpecker Led-B ışınlı dolgu cihazı	46
Şekil 4. Delta E 120. gün sonuçları.....	51
Şekil 5. Delta E 30. gün sonuçları.....	52
Şekil 6. Çay solüsyon grubunda Delta E 30. ve Delta E 120. gün değerleri bakımından materyallere göre dağılım grafiği	55
Şekil 7. Distile su solüsyon grubunda Delta E 30. ve Delta E 120. gün değerleri bakımından materyallere göre dağılım grafiği	56
Şekil 8. Kahve solüsyon grubunda Delta E 30. ve Delta E 120. gün değerleri bakımından materyallere göre dağılım grafiği	57
Şekil 9. Kırmızı şarap solüsyon grubunda Delta E 30. ve Delta E 120. gün değerleri bakımından materyallere göre dağılım grafiği	57

TABLolar LİSTESİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller	42
Tablo 2. Çalışmamızda kullanılan cihazlar	45
Tablo 3. Solüsyon gruplarında Delta E (120.gün ve Başlangıç) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu	50
Tablo 4.Solüsyon gruplarında Delta E (30.gün ve Başlangıç) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu	52
Tablo 5. Materyal gruplarında Delta E (120.gün ve Başlangıç) değerleri bakımından solüsyonlar arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu	54
Tablo 6. Materyal gruplarında Delta E (30.gün ve Başlangıç) değerleri bakımından solüsyonlar arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu	56
Tablo 7. Delta E değerleri bakımından solüsyonlar arasındaki farklılığa ilişkin kruskal wallis h testi sonucu	58
Tablo 8. Delta E değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu.....	59
Tablo 9. Delta E değerinin rakamsal olarak 30. ve 120. Gün değerlerini gösteren analiz	60

1. ÖZET

Farklı solüsyonlara daldırılan geleneksel kompozitler ile CAD/CAM kompozit blokların renk değişimlerinin değerlendirilmesi

Öğrencinin Adı ve Soyadı: Muhammed SAYAN

Danışmanı: Emrullah BAHŞİ

Anabilim Dalı: Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı

1.1. Türkçe Özet

Amaç: Bu çalışmanın amacı uzun dönemli olarak renklendirici solüsyonların CAD/CAM bloklara, geleneksel kompozitlere ve seramik blok materyale olan etkilerinin in vitro ortamda incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Örnek olarak birer adet lityum disilikat cam seramik (IPS E-max), rezin nanoseramik blok (Lava ultimate), hibrit seramik (Vita Enamic), 3 adet geleneksel anterior kompozit (3M Filtek ultimate, Clearfil Majesty Esthetic, G-aenial anterior) kullanılmıştır. Örnekler 1,2 mm kalınlığında ve 7 x 7 mm'lik kareler halinde hazırlanmıştır. 4 farklı solüsyon (siyah çay, kahve, distile su ve kırmızı şarap) içerisinde bekletilmiştir (n:10). Başlangıç LAB değerleri dijital spektrofotometre ile ölçülmüştür. Numuneler renklendirici solüsyonlara batırılmış ve bir inkübatörde 37 °C ve 120 gün süreyle bekletilmiştir. Sonrasında renk değişiminin tekrar değerlendirilmesi yapılmış ve başlangıçtaki kaydedilen değer ile arasındaki fark hesaplanmıştır. Kruskal Wallis-H testi, Shapiro Wilk's', Post-Hoc çoklu Karşılaştırma testi gruplar arasındaki farkı tanımlamak için kullanılmıştır.

Bulgular: Materyaller karşılaştırıldığında 120. gün itibariyle distile su ($p>0,05$) haricindeki tüm solüsyonlarda renk değişimleri anlamlı sonuçlar vermiştir ($p<0,05$). Renklendirici solüsyonlar arasında en yüksek renklenme değeri kırmızı şaraba aittir. En fazla renklenen materyal ise kırmızı şarap solüsyonu içerisindeki G-aenial anterior kompozittir. Vita Enamic rezin içerikli bloklar arasında Lava ultimate blok'a göre daha az renklenme göstermiştir. Clearfil majesty esthetic ise geleneksel kompozitler arasında renklenmeye karşı daha dirençli bir görüntü sergilemiştir.

Sonuç: Farklı alışmalar benzer şekilde bu çalışma sonuçlarına göre de rezin içerikli bloklar seramik bloklar kadar renklenme direnci gösterememiştir. Fakat alternatif olarak Clearfil Majesty Esthetic, Vita Enamic ile birlikte IPS E-max'ın yerine kullanılabilir.

Anahtar Sözcükler: Renklenme, Kompozitler, CAD/CAM bloklar, Seramik blok, Renk



Evaluation of color changes of CAD / CAM composite blocks with conventional composites immersed in different solutions

Student's Surname and Name: SAYAN Muhammed

Adviser of Thesis: BAHSI Emrullah

Department: Department of Restorative Dentistry.

1.2. Abstract

Aim: The purpose of this in vitro study, evaluate the stain susceptibility of CAD/CAM blocks, traditional composite and ceramic block after long term exposure to various staining agents.

Material and Method: Samples were fabricated from each of six materials; a lithium disilicate glass ceramic (IPS e.max CAD), a resin nanoceramic (Lava Ultimate), a hybrid dental ceramic (Vita Enamic) and three direct composites (3M Filtek ultimate, Clearfil Majesty Esthetic, G-aenial anterior). Specimens 1,2 mm in thickness and 7x7 mm squares were prepared. Samples were randomly divided into four groups (n = 10) according to different staining solutions (distilled water, black tea, red wine and coffee). Initial L*a*b* values were assessed using digital spectrophotometer. Specimens were immersed in staining solutions and stored in an incubator at 37 °C for 120 days. L*a*b* values were assessed again and color change (DE) was calculated as difference between recorded L*a*b* values. Kruskal Wallis-H test, Shapiro Wilk's', Post-Hoc test were used to identify differences between groups.

Results: When the materials were compared, color changes in all solutions except distilled water ($p > 0,05$) showed significant results ($p < 0,05$) as of 120th day. Among all staining solutions, the highest DE value was observed with red wine. The most colored material is the G-aenial anterior composite in the red wine solution. Vita Enamic showed less coloration than Lava ultimate blocks between resin-containing blocks. Clearfil majesty esthetic showed a more resistant to coloration among traditional composites.

Conclusion: As reported in different studies, the resin-containing blocks did not show any color resistance as well as the ceramic blocks. However, if we need to offer an

alternative, Clearfil majesty esthetic can be used to replace the IPS E-max with Vita Enamic.

Key Words: Staining, Composites, CAD / CAM blocks, Ceramic block, Color



2. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş tedavileri açısından düşünüldüğünde günümüz estetik restorasyonlar hastaların öncelikli isteklerinden biri olmuştur. Estetik açıdan ihtiyaçların giderilebilmesi için hekim, tedavilerinde pek çok faktörü göz önünde bulundurmalıdır. Bu faktörler arasında materyal seçimi de bulunmaktadır. Son yıllarda üretilen ve başarıyla kullanılan pek çok estetik materyal vardır. Bu materyal arasında öncelikli olarak kompozit rezinler gelmektedir. Kompozit rezin materyaller, üst düzey estetik özelliklerinin yanında, mine ve dentine bağlanabilmeleri sebebiyle çoğunlukla tercih edilirler (1). Kompozit rezinlerin dışında cam iyonomer simanlar ile cam iyonomer bazlı geliştirilmiş materyaller olan kompomerler ile rezin modifiye cam iyonomer simanlar da estetik restorasyonlarda kullanılabilirler (2).

Dental tedavilerde estetiğin uzun süreli olarak devam ettirilebilmesi, restorasyon başarısını etkileyen en önemli kriterlerdendir. Materyalin iç ve dış kaynaklı lekelenmelere karşı direnç gösterebilmesi, hastanın oral hijyeni, kahve, çay, sigara gibi renklendiricilerin tüketilme sıklığı gibi pek çok sebebe bağlıdır (3). Yapılan pek çok çalışma da, kompozit rezinler ile cam iyonomer simanlar, renklendirici nedenler karşısında zamanla mevcut estetik yapısını koruyamadığını göstermiştir (4).

Kompozit rezinler diş hekimliği piyasasına girdiğinden beri formülasyonunda fiziksel ve mekaniksel özellik olarak pek çok değişiklik uygulanmıştır. Yetersiz ve tamamlanamamış polimerizasyon mekanik özelliğini azaltmış ve renklenme hassasiyetini artırmıştır (5).

Polimerizasyon oranındaki iyileştirmeler ancak prefabrik olarak blokların üretilip, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim ile garanti altına alınabilir (CAD/CAM). Bu bloklar optimal fiziksel ve mekanik kaliteyi sağlamak için yüksek sıcaklık ve basınçta standart parametreler altında endüstriyel olarak polimerize edilir (6).

Bilimsel gelişmelerin ilerlemesiyle seramik ve kompozit malzemelerin olumlu yönlerini birleştiren CAD / CAM bloklarının devreye girmesi sağlanmıştır. Bu grupta iki materyal dikkat çekmektedir; rezin esaslı nano kompozit blokları (Lava Ultimate, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) bunların içinde yüksek derecede kürlenmiş rezin

matriks içine nano seramik parçacıkların yerleştirilmesi şeklindedir. Bu kombinasyon orijinal kompozit blokların mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmiştir (7). Bir diğer materyal ise, rezin matriksine (% 14) (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Sa'ckingen, Almanya) infiltre edilmiş feldspatik seramikten (% 84) oluşan çift ağ yapısına sahip olan bir hibrid seramik bloğudur ve mevcut materyallere kıyasla doğal dişi daha iyi taklit ettikleri düşünülmektedir (8).

Çalışmalarda çoğunlukla tercih edilen kolorimetre ile CIE L* a* b* renk sistemi, rengin belirlenmesinde ve renk farkının ortaya konmasında güvenli yöntemlerdendir (9). Ağız koşulların simülasyonu altında renklenme duyarlılığına ilişkin olarak bu materyallerin uzun vadeli davranışları hakkında bugüne kadar çok az şey bilinmektedir (10).

Çalışmamızın amacı farklı fiziko-kimyasal özelliklere ve içeriklere sahip kliniklerde rutin olarak kullanılan 3 farklı geleneksel kompozit ile 1 seramik 2 adet rezin bazlı kompozit CAD/CAM blokların günlük hayatta sıklıkla tüketilen kırmızı şarap, kahve, çay ile kontrol grubu olarak kullanılan distile su karşısında meydana gelebilecek renk değişimlerini incelemektir.

3. GENEL BİLGİLER

Estetik; Yunanca kökenli bir sözcük olup aisthanesthai (duymak, algılamak) ve aisthesis (duygu, duyum) kelimelerinden bizlere ulaşmıştır. Bugünkü manasıyla ilk kullanımı 1750 tarihinde Alman filozof Baumgarte'nin "AESTHETİCA" isimli eseridir. Bu eserde Baumgarte "duygulardan gelen bilginin bilimi" üzerinde dururken felsefe tarihinde estetik kelimesini ilk kullanan filozoftur. Daha sonraki dönemlerde birçok anlam değişikliğine uğramış, anlam bakımından genişletilmiş, daraltılmış ve bugünlere ulaşmıştır. Bu nedenle kesin ve kapsamlı bir tanım olanaksız gibi gözükmemektedir (11).

Bilim temelli incelemelerde estetik kavramı 4 faktör üzerinden değerlendirme imkânına sahip olabilmektedir. Bunlar:

- 1)estetik özne (algılayan kişi)
- 2)estetik nesne (durum veya nesnenin kendisi)
- 3)estetik değer (nesne niteliği)
- 4)estetik yargıdır (öznenin nesneye karşı yargısı) (12).

Bu dört faktör yardımıyla ancak estetik incelenebilir ve aralarındaki ilişkiler ortaya konabilir. Kişi güzel olarak düşündüğü şeyi ister ve bulmaya çalışır. İnsanlar alışkanlıklarından, eğitiminden öykünmeden önce, güzellik duygusunu doğal yollardan algılar (13). Özetle insan psikolojisinin bir beğenme ve seçme eğilimi vardır (14).

3.1. Estetik ve Estetik Diş Hekimliği

Estetik diş hekimliği; diş dizisinin en üst standartlara yükseltmesi ve mümkün olan en inandırıcı şekilde taklit edilmesi olarak tanımlanmaktadır. Günümüz teknolojik gelişmeleri, hastanın gülüş ve görünüşünü, sağlık ve fonksiyon açısından minimal invaziv girişimler ile güçlendirmeyi olanaklı hale getirmiştir. Kapsamlı olarak estetik diş hekimliğini anlamak, ideal diş hekimliğinde sağlık, fonksiyon ve güzellik üçlüsünün bir arada olmasını sağlayacaktır. Estetik konusunda yeterli olan hekim; hem doğal dişleri iyi gözlemleyen hem de pratik uygulamalarda bu

gözlemlerini dişlere taşıyabilen kişidir. Pilkington estetik diş tanımlamasını 1936 yılında yaparken, kendi sanatımızı doğayı taklit edecek şekilde göze çarpmayan, fark edilmeyecek şekilde kendi yeteneklerimizle harmanlama bilimi olarak ortaya koymuştur (15).

3.1.1. Neden Estetik Diş Hekimliği

Hastaların estetiğe önem vermesiyle ve dış görüntülerini güzelleştirme fikrinin yaygınlaşmasıyla birlikte, estetik diş hekimliği sektörü de bu alana yönelmeye başlamıştır. Toplumun ekseriyeti tarafından kabul görmüş olan yüz estetiği ve gülüş güzelliği ilişkisi daha nitelikli yaşam koşuluyla eş tutulmuştur. Bundan dolayı estetik diş hekimliği de diğer estetik dallara benzer olarak kişilerin özgüvenlerinin yükselmesine yardım eder. Yeniden oluşturulan gülüş dizaynı sayesinde kişi kendini daha dinamik ve genç görümlü hisseder (16).

Prof. Dr. Robert Goldstein estetik müdahalelerin dişlere göre düzenlenmesi gerektiğini savunmuş ‘estetik olarak diğer ameliyatlara yaptırmadan önce diş estetiğini düzelten hastaların daha sonra estetiklerini yeterli bularak başka herhangi bir müdahale yaptırmamışlardır’ açıklamasında bulunmuştur (16).

3.2. Renklenme

Modern diş hekimliğinde estetik restorasyonlar ile renk uyumlarının olması artık oldukça önemli olup hastalar tarafından talep edilen bir kriter haline almıştır. Restoratif materyallerin renk stabilitelerini sürdürmeleri ve materyaller arası farklılıklar restorasyonun başarısını etkileyen faktörlerdendir (10,17). Bu bağlamda materyallerin özellikleri ve üretim teknikleri, bir malzemenin restorasyon başarısını belirlemede önemli rol oynamaktadır.

Kompozit rezinler estetik restoratif materyaller olup ön ve arka dişlerde kullanılabilir (17). Kompozit rezinler diş hekimliği piyasasına girdiğinden beri formülasyonunda, fiziksel ve mekanik özelliklerinde pek çok değişikliğe uğramıştır. Yetersiz veya tamamlanmamış polimerizasyon mekanik özelliği azaltmış ve renklenme hassasiyetini artırmıştır (5). Kompozit restorasyonlar ağız ortamına maruz bırakıldığında dış ve iç faktörlere bağlı olarak renk değişikliği meydana gelebilir. Dış faktörler arasında, ağız kaynaklı olmayan renklendiricilerin

adsorpsiyonu veya emilmesi ile oluşan lekelenmeler sayılabilir. Bu faktöre örnek olarak gıda renklendiricileri verilebilir (18–20). Renklenmenin derecesi bireyin ağız hijyenine, yeme, içme ve sigara alışkanlıklarına göre değişir(21,22). İç faktörlerle oluşan lekelenmeler materyalin kendine ait değişiminden meydana gelebilir. Bu duruma örnek olarak monomer kalıntılarının oksidasyonu verilebilir (23,24). Kompozit rezinlerin renklenmesinde rezin matriksin içeriği ile onların hidrofilik/hidrofobik olması, doldurucu oranı, boyutu ve yapısı (25), fotobaşlatıcı ve inhibitör miktarı (26) ile polimerizasyon oranı (27) gibi faktörler etkilidir.

3.2.1. Renklenme Nedenleri

3.2.1.1. Dişlerde Renklenme Nedenleri

Diş hekimlerine restorasyon değişimi için başvuran hastaların en önemli nedenlerinde biri artık ön grup dişlerdeki renklenmelerdir. Normal dişlere sahip hastalar bile diş beyazlatma işlemini talep etmektedirler. Bu hastalarda pek çok uygulama yapılabilirken bunlar arasında; ağartma, abrazyonlar, lekelerin uzaklaştırılması, kron ve laminate uygulamaları bulunmaktadır. Aşırı renklenmiş dişler için çoğu diş hekimi porselen kronları tercih etse de artık birçok insan dişlerini korumak amacıyla laminate veneerleri tercih eder hale gelmiştir (28,29). Renklenmeler iç ve dış kaynaklı olmak üzere 2 başlık altında incelenebilir.

3.2.1.1.1. İç Kaynaklı Renklenmeler

Mine defektlerinden ve derinleşmiş içsel renklenmelerden kaynaklanır. Genel olarak genetik problemler, yanlış ilaç kullanımı, florozis durumu, yüksek ateşle birlikte geçirilen çocukluk hastalıkları, travmatik durumlar, endodontik tedaviler ve kullanılan materyaller lekelenmenin sebepleri arasındadır. Bu tür renklenmeler diş yapısının belli bölgesini kısmen ya da tamamen etkileyebilir ve tedavisi dış kaynaklı renklenmelere kıyasla daha zordur.

3.2.1.1.1.1. Konjenital Eritropoetik Porfiria:

Doğumsal metabolik bir bozukluk olup porfirin pigmenti dentin içinde birikir ve kırmızı, mor kahverengi lekelenmeler oluşur (30,31).

3.2.1.1.1.2. Eritroblastozis Fetalis:

Anne ve babanın Rh uyumsuzluğına bağlı olarak bebeklerdeki kanın hemolizi sonucu oluşan ve dişlerde mavi, kahverengi ya da yeşil renk değişikliğine sebep olan bir durumdur (30).

3.2.1.1.1.3. Konjenital Hiperbiluribinemi:

Bilirubin seviyesinin doğduktan hemen sonra ki dönemde fazlalığı sebebiyle oluşan sarı kahverengi renklenmelerdir (30).

3.2.1.1.1.4. Amelogenezis İmperfekta:

Ameloblastların dominant bir şekilde etkilenmesi sonucu dişte oluşan sarı kahverengi renklenmedir (30).

3.2.1.1.1.5. Dentinogenezis İmperfekta:

Bu defektler genellikle çevresel ya da genetik etkilerle tek başlarına ortaya çıkabilmektedir. Bunun yanında sistemik rahatsızlıklarla birlikte de görülebilirler (32).

3.2.1.1.1.6. Florozis:

Minenin matriks formasyonu ve kalsifikasyonu esnasında fazla miktardaki florun varlığı bu duruma neden olur (33,34). Mine hipoplazisinin bir çeşidi olan florozis diş etmenlerle karşılaşılması ile koyu renklenmeler şeklinde karşımıza çıkar (34).

3.2.1.1.1.7. Travma ya da Nekroz Sonucu Meydana Gelen Renklenmeler:

Travma veya nekroz sonucu pulpada gelişen hemorajik ürünlerin dentin tübüllerinde birikimi ile oluşan renklenmedir (35,36).

3.2.1.1.1.8. Endodontik Tedavi Sonrası Renklenme:

Pulpanın uzaklaştırılması esnasında meydana gelen kanama ya da pulpanın tamamen uzaklaştırılamaması nedeniyle oluşan renklenmelerdir. Bunun yanında baryum, iodin, gümüş gibi endodontik ilaçlar, gta perka ve sealerlar da dişlerde renklenmelere sebep olabilirler (35–37).

3.2.1.1.1.9. Yaşlanma

Dişlerde ışık geçirgenliğine sekonder dentin de etki eder. İlerleyen yaşla birlikte sekonder dentin miktarı artar ve mine tabakası da zamanla incelir. Böylelikle aşamalı olarak zamanla koyulaşan diş rengi ortaya çıkar (28,38,39).

3.2.1.1.2. Dış Kaynaklı Renklenmeler

Dişlerin yüzeyinde meydana gelen renklenmeler, çoğunlukla karşılaşılan ve farklı sebeplere dayalı renklenme tipleridir. Genç hastalarda, bu tip renklenmeler çeşitli renklerde ve dişin servikal bölgesinde ağırlıklı olarak izlenir. Bu tip renklenmeler, Nasmyth Zarı kalıntıları, oral hijyenin kötü olması, restorasyonlar, diş eti kanamaları, plak birikmesi, diyet alışkanlıkları ve kromojenik mikroorganizmaların varlığı gibi nedenlerle ortaya çıkabilir (34).

İlerleyen yaşlarda yüzeydeki renklenmeler dişetine komşu alanlarda gri, siyah veya kahverengi şekilde görülür. Çay, kahve ve diğer renk verici yiyecekler ya da ilaç kullanımı renklenme yaparken, ağız hijyeninin kötü olması da bu duruma katkı sağlar. Bunun dışında tütün ürünlerine bağlı renklenmeler de sıklıkla görülür. Ağızda bulunan restorasyonlar da benzer sebeplerden dolayı renklenebilir. Zayıf asit bulunduran turunçgiller minede dekalsifikasyon yapan etmenlerdendir (28,29).

Dış yüzeydeki renk değişiklikleri dişler sürdükten sonra oluşur. Oral yolla alınan ilaçlar büyük olasılıkla yüzeyel diş renklenmelerine sebep olur ve fırçalama ya da profesyonel olarak temizlenebilir. Bu konuda en bilinen gargaraların başında likitinde demir içeriğe, temel yağa ve coamoxiclava sahip olan klorheksidin gelmektedir. Hollanda'da 1991-1995 tarihleri arasında 25 hasta üzerinde yapılan bir araştırmada ağız yoluyla likit ilaçların kullanımının sarıdan kahverengiye varan renklenmeye yol açtığı ve bu ilaçların % 84'ünün antibiyotik içerikli olduğu belirtilmiştir. Pseudo-renklenme, ağırlıklı olarak antimikrobial ajanların kullanımıyla ortaya çıkmakta ve büyük ihtimalle pelikıldaki kromojenik yoğunlaşma ya da kromojenik mikroorganizmaların aşırı çoğalması sonucu oluşmaktadır (32).

3.2.1.2. Kompozitlerde Renklenme Nedenleri

Kompozit rezinlerin renk değişimi problemi diş hekimleri tarafından iyi bilinmektedir (40). Ön grup diş dolgularının değiştirilmesinde ki esas sebep, kabul

edilemeyecek bir renge sahip estetik restorasyonlardır (10). Renk değişimi genel olarak 3 sebepten dolayı ortaya çıkar: 1) plak ve renklendiricilerin birikimi nedeniyle oluşan eksternal renklenmeler; 2) yüzey veya yüzey altı değişikliklere ve bozukluklara bağlı olarak renklendirici ajanların adsorbsiyon ile buralara kolaylıkla penetrasyonu sonucu oluşan renklenmeler; 3) restorasyonun derin kısımlarındaki fizikokimyasal reaksiyonlara bağlı olarak oluşan intrinsik renklenmeler (41).

Kompozitin yapısı ve inorganik doldurucu materyallerin özellikleri yüzey düzgünlüğü üzerine direkt olarak etki etmektedir (42). Ekstrinsik renklenme duyarlılığı üzerine ise doğrudan etkilidir (43). Buna ek olarak materyalin kompozisyonu, polisaj-bitim işlemlerini etkileyebilir ve kompozit rezinlerin erken renklenmelerine sebep olabilir (43). Renk penetrasyonu incelendiğinde, yüzeyi düzgün ve polisajlanmış yüzeylerin pürüzlü yüzeylere kıyasla daha az renklendiği belirtilmiştir. Estetik restoratif materyallerin yüzey özellikleri üzerindeki renklendirici solüsyonların etkilerini belirlemek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır (10,44). Ancak bu renklenmelerin çıkarılmasında tekrar cilalanmanın etkinliği çok araştırılmamıştır. Hastalar diş hekimlerine, estetik bir restorasyonun ne kadar süreceği ve yemek yeme alışkanlıklarının restorasyonun kalitesini ve ömrünü nasıl etkileyebilecekleri konusunda düzenli olarak sorular sormaktadırlar. Örneğin kahve ve alkolsüz içeceklerin tüketiminin çağdaş toplumlarda, özellikle de sanayileşmiş ülkelerde yüksek olduğu ve bu toplumlarda kompozit rezinlerde yüzey renk değişimlerinin hijyen, yeme alışkanlıkları ve sigara ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (41).

Bir restorasyon estetiğinin korunması hastanın alışkanlıkları ve yaşam tarzıyla ilgilidir. Ön ve arka dişlerin estetik restorasyonları için çeşitli kompozit türleri mevcuttur. Bu durum rezin matris türüne, boyutuna ve dolgu partiküllerinin miktarına göre farklılık gösterir. Bununla birlikte, materyallerin özellikleri kompozit rezinlerin estetik özelliklerini etkileyebilir. Tekrar cilalanma, ciddi derecede renklenmiş kompozit restorasyonların estetiğini iyileştirmek için etkin bir seçenek olabilir (45).

3.3. Estetik Restorasyonlarda Polisaj İşlemi ve Kullanılan Materyaller

Estetik restorasyonlarda bitim ve polisaj işlemleri, restorasyonun devamlılığını uzun vadede etkileyen faktörlerdendir. Bu işlemlerde öncelikli hedef; restorasyonların

anatomik yapılarına benzer, pürüzsüz bir yüzey elde etmektir. Yüzeyin pürüzsüz olması gıda akümülyasyonunu ve restorasyonun renklenme ihtimalini azaltarak, doğal bir görüntü elde edilmesine ve sağlıklı bir dişeti oluşmasına yardımcı olur. Bu ve benzeri nedenler, estetik restorasyonların uzun ömürlü olmasını sağlamakla birlikte estetik ve doğal görünümünü desteklemektedir (46,47). Kıyaslama yapılacak olursa şeffaf bant altında polimerize edilmiş ve işlem uygulanmamış yüzey en pürüzsüz ve parlak yüzeydir (48–51). Bununla birlikte ışık sonrası neredeyse tüm yüzeylere oklüzal ve lateral kontroller sebebiyle yüzey bitirme işlemi uygulanmaktadır.

Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri belirli bir sıralamayı takip etmektedir (52).

3.3.1.1. Kaba Bitirme İşlemi

Rezin içerikli restorasyonların daha kalın grenli aşındırıcılar yardımıyla, aşamalı olarak bitim işlemine hazırlama safhasıdır. Bitirmenin bu aşamasında 100 µm ve üzerinde grenli aşındırıcı frez ve diskler kullanılır (53–55).

3.3.1.2. Kontur Verme

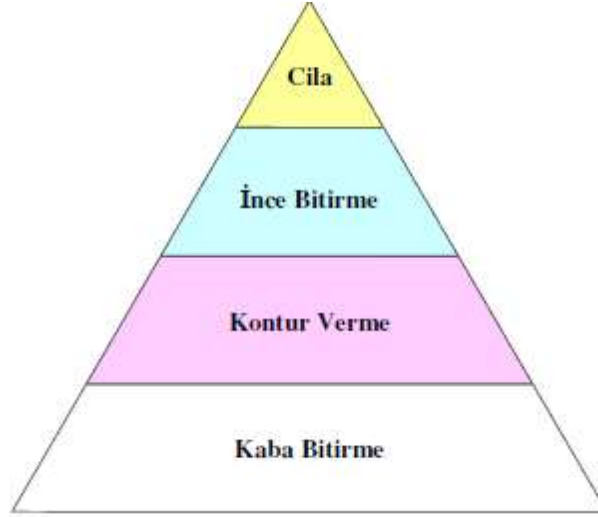
Bu işlemdeki amaç, estetik ve fonksiyona uygun olarak restorasyona son şeklinin kazandırılmasıdır (52).

3.3.1.3. İnce Bitirme

Tam kenar uyumu ve yüzey düzgünlüğünün artırılmasını ifade eder (52). Basamağın bu kısmında fazlalığın uzaklaştırılması ve kontur verme işleminin oluşturduğu çizikler ve kusurlar ortadan kaldırılır. Ara bitirme için kullanılan aşındırıcılar 15 µm ile 100µm aralığında olmalıdır. Bu amaçla, kaplı diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler ya da çok yivli bitirme frezleri kullanılır (54).

3.3.1.4. Cila

Son kısımda, mine benzeri veya yakın düzgünlükte ve parlaklıkta yüzey elde edilmesiyle işlem sonlandırılır. Polisaj için ekstra ince aşındırıcılar tercih edilmelidir. Bu da 0,3-20 µm boyutunda partikül içeren aşındırıcılara sahip malzemeler yardımıyla elde edilmektedir (54,56).



Şekil 1. Polisaj işlemi basamakları

Şekil 1’deki üçgen aslında klinik gözlemlere dayanılarak her bir basamakla alakalı harcanan zamanı ve verilen emeği de kapsamaktadır. Bununla birlikte yüzey cilası ve estetiğin önemi yadsınamaz bir hal aldığı için ideal parlaklığa ulaşmak için daha fazla zaman harcanması ve özen gösterilmesi gerektiği anlaşılmaktadır (57).

3.3.2. Bitirme ve Cila İşlemlerinde Kullanılan Aşındırıcı Tipleri ve Aletler

3.3.2.1. Bitirme - Cila Diskleri ve Stripleri

Aşındırıcı partiküllerin plastik ya da ince bir polimer materyale bağlanmasıyla abraziv diskler ve stripler üretilir. Diskler restorasyonların tüm basamaklarında kullanılmakta olup, üzerindeki ince aşındırıcı tabaka yapısı nedeniyle kısa süreli olarak etki eder ve tek kullanımlıktır. Diskler kullanım sırasına göre kabadan inceye doğru sıralanır. Daha çok düz ya da dış bükey bölgeler için uygundurlar. İç bükey olarak nitelendirebileceğimiz arka bölge dişlerde okluzalde ve ön bölge dişlerine palatinal yüzeylerinde kullanımı sınırlıdır. Abraziv diskler partikül büyüklükleri 55-100 µm olan kaba diskler ile partikül büyüklükleri 7-8 µm olan ultra-ince diskler bildirilmiştir (55).

Alüminyum ve oksijenin reaksiyona girerek oluşturduğu bileşik alüminyum oksittir (Al_2O_3). Yüksek sertliği onun aşındırıcı olarak kullanımına imkân sağlamaktadır. Alüminyum oksit genellikle kâğıtlara, polimer disklere ya da striplere bağlanmış veya tekerlek biçimli ve sivri uçlu lastiklere emdirilmiş partiküller olarak üretilir (58). Bazen de alüminyum oksit sinterize edilmiş olarak beyaz taşlarda

kullanılır. Alüminyum oksit porselenlerin, seramiklerin ve kompozit rezinlerin parlatılması için yeterli sertliğe sahiptir (58). Bunun yanında ince yapıda olan alüminyum oksit partikülleri akrilik ve kompozit cilasında cila patına karıştırılarak kullanılabilir (57).

Silikon dioksit cila ajanı olarak, abraziv lastik veya elastomerik bitirme ve cila aletlerinde kullanılır. Esas olarak elastomerik çanak ve sivri uçlu lastikler şeklindedir. Bu aşındırıcı tipine Astropol bitirme ve parlatma seti olan Ivoclar North America, Amherst, New York örnek olarak gösterilebilir (57).

Zirkonyum dioksit de silikon dioksit gibi elastik bitim ve cila materyallerinde kullanılır. Silicon Points C tipi Shofu Dental, Kyoto, Japonya buna örnek verilebilir (57).

Bir diğer cila ajanı da küçük partiküllü ve sert aşındırıcıya sahip olan zirkonyum silikattır. Bu cila ajanı striplerde, disklerde ve profilaksi patlarında kullanılmaktadır (57–59).

3.3.2.2. Karbit Bileşikler

Bu aşındırıcılar; silikon, bor ve tungsten karbit bileşiklerini kapsamaktadır. Tungsten karbit kısmı çok bıçaklı bitim frezlerinin aşındırıcı ve kesici bölgesini oluşturmaktadır.

Silikon ve bor kısımları ise bağlayıcı yardımıyla çeşitli şekillerdeki lastiklere eklenip düşük hızlı aletlerde kullanılmalıdır. Elmastan sonra aklımıza gelen en sert ikinci aşındırıcı silikon karbittir. Çoğunlukla kâğıt veya plastik disklerle bağlanırlar. Disklerin rengi siyahtır. Özellikle mikrofil kompozitler üzerinde etkili olan bu diskler oldukça ince, ultra ince ve ekstra ekstra ince grenlidir (57–59).

3.3.2.3. Elmas Aşındırıcılar

Karbon bileşiği olan elmaslar en sert maddelerdir. Bu özelliği ona oldukça etkili bir aşındırıcılık fırsatı vermiştir ve kolay kolay da kendileri aşınmazlar. Aşındırıcı dönen aletler, esnek metale bağlanmış aşındırıcı şeritler ve elmas cila patları şeklinde kullanılırlar. Günümüzde artık kompozit restorasyonların başarılı bir şekilde cilalanması için ince grenli elmas diskler üretilmiştir (57–59).

3.3.2.4. Zayıf Aşındırıcı İçeren Cila Pastaları

Bu cila pastaları genellikle alüminyum oksit ya da elmas partiküllerinden oluşmaktadır (54). Genellikle gliserin bazlı olan alüminyum oksit cila pastalarının partikül boyutu 1µm ve altındadır. Elmas cila patları, Alüminyum oksit cila pastaları gibi gliserin ve su bazlıdır fakat partikül boyutu daha büyüktür (1-10 µm) (57). Kuru ve susuz ortamda uygulanan cila pastası daha fazla miktarda aşındırma yaparken su ile birlikte, yüzeyde nanometrik miktarda ince aşındırma yapmaktadır (55).

3.4. Estetik Restorasyonlarda Kullanılan Materyaller

Amalgam, estetik sebeplerle konumunu kaybetmeye başladıktan sonra onun yerini alacak pek çok materyal üretilmeye çalışılmıştır. Kompozit rezinler bu amaca en yakındır. Fiziksel özellikleri, dişe adezyonu ve geniş renk skalası sebebiyle kabul görmektedir (60).

Bu materyalleri şu şekilde sıralayabiliriz;

3.4.1. Silikat Simanlar

Estetik olarak üretilmiş olan ilk materyaldir. 1878 yılında Fletcher geliştirmiştir. Siman şeklinde toz ve likit yapılardan oluşmaktadır. Antikaryojenik yapıdadır. Bu nedenle çürük sayısı fazla olan bireylerde geçmiş yıllarda kullanılmıştır. Bununla birlikte günümüzde artık kullanılmamaktadır (61,62).

3.4.2. Akrilik Rezinler

1930'lu ilk yıllarda bulunmasına karşın 2. Dünya savaşı sebebiyle kullanımı 1940'lı yıllara kalmıştır. Esas bileşik yapısı metilmetakrilattır. Kimyasal yolla ve oda sıcaklığında polimerize olurlar. Böylelikle polimetilmetakrilatlar oluşur. Kompozitlerin ortaya çıkmasıyla birlikte kullanım alanı sınırlanmış olsa da protetik işlemler için hala kullanılmaktadır (61,62).

3.4.3. Cam İyonomer Simanlar

Silikat ve polikarboksilat simanların hibrit şeklini oluşturan bu materyal ilk olarak 1970 yılında Wilson ve Kent tarafından üretilmiş olup, 1974 yılında McLean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir. Floroalümina silikat cam tanecikleri toz ve

poliakrilik asit ise likit kısmını oluşturmuştur. İlk olarak piyasaya sürülen ismi ‘ASPA’ olarak literatüre girmiştir (61,62).

3.4.4. Kompozitler

Organik ve inorganik yapıyı birleştiren dolgu malzemelerine karma ve karışık manasında olan ‘Kompozit’ denir (60). Kompozit rezinler ilk olarak 1963 yılında Rafael Bowen tarafından bulunmuştur (60). Kimyasal yolla polimerize olan bu materyaller üretildikten sonra Sınıf III, IV, V, kavitelerde kullanımı önerilmiştir. Doldurucu partiküllerin büyük olması ve konsantrasyon kısmının düşüklüğü bu kompozitlerde polisajı negatif yönde etkilemiştir. Bunun sonucunda da dolgular zamanla renklenmiştir.

İdeal bir dolgu materyali şu özelliklere sahip olmalıdır:

- Mekanik kuvvetlere karşı dirençli olmalı.
- Adaptasyonu iyi ve kolay olmalı.
- Isıyı az iletmeli.
- Kabul edilebilir derecede poröz olmalı.
- Canlı dokulara biouyumlu olmalı.
- Hazırlanması kolay olmalı.
- Anterior bölgede estetik uyum sağlamalı.
- Radyopak olmalı.
- Hacimsel ve şekilsel olarak ağız içinde herhangi bir değişime uğramamalı.
- Ucuz maliyete sahip olmalı.
- Raf ömrü uzun olmalı.
- Dentin bonding sistemlerle uyum göstermeli.
- Bitim ve polisaj işlemlerinin ideal şekilde yapılmasına izin vermelidir (61).

Kompozit rezin materyaller 3 ana bölümden oluşmaktadır:

1. Organik yapı
2. İnorganik yapı
3. Ara bağlayıcılar

Rezin kompozitlerin diğ er yapısal elemanları ise ş unlardır;

1. Aktivatörler: (Isı ile polimerize olan kompozit rezinlerde kullanılmaz)
2. Dimetil para tolüen (Kimyasal polimerizasyon)
3. S  lfirik asit
4. Tersiyer amin
5. Benzoil metileter (Işı  ile polimerizasyon)
6. Reaktör (İnsiyat r) : Benzoil peroksit
7. İnhibitör (Hidrokinon) % 0.001
8. Plastikleyici (Dibitilftalat) % 0,6
9. Kıvam azaltıcılar (metokrilit asit monomer) (63).

3.4.4.1. Kompozitlerin Yapısı

3.4.4.1.1. Organik faz

Kompozit rezinlerin yüzdesel olarak en fazla kısmını oluşturan bu faz polimerizasyonu artırır ve aynı zaman da malzemenin sertleşmesini sağlar. Dentine direk olarak uygulandığında pulpal irritasyona sebep olur. Isısal iletkenliği düşüktür (64). Bu faz yapısına bakıldığında iki bölümde incelenir (60).

3.4.4.1.2.1. Metil Metakrilat Matrisli Olanlar

Suda erimeyen, mikro moleküler yapıda olan, visk z bir yapısı vardır. İçerisinde boya barındırmayan metakrilatlar, x ışınını geçirebilir ve şeffaftır. Sert bir yapıya sahip akrilikler bükülme ve çekme kuvvetlerine dirençlidir. Polimetilmetakrilatlar 600 kg/cm² kuvvete karşı dayanma gösterebilirler (65).

3.4.4.1.2.2. Bis-GMA Matrisli Olanlar

BİS-GMA renksiz, visk z bir sıvıdır. Bir peroksit katalizör ve amin akseleratör kullanımı ile ilave polimerizasyon ve iki tane reaktif çift bağ yapabilmektedir. Di-metakrilat ve tri-metakrilat bu yapının akıcılığını azaltmak için eklenebilmektedir. Yeni oluşan bu yapıya ise trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) ismi verilmiştir (65).

Üretan dimetakrilat (UDMA) ise polimer matriks kısmında kullanılmıştır. Renklenmelere karşı daha dirençlidir. Bunun yanında adezyonu da daha iyidir. Günümüz kompozit rezinlerini incelediğimizde rezin matriksinin yapısını BIS-GMA ve UDMA oluşturmaktadır (65).

3.4.4.1.2. İnorganik Faz (Taşıyıcı Faz)

İnorganik doldurucular kompozit rezinlerin yapı taşlarındandır ve inorganik faz içerisinde bulunurlar. Dolduruculara aynı zamanda ‘‘filler’’ adı da verilmektedir. İnorganik doldurucu partiküller kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi partiküllerden oluşur. Kompozite radyoopasitesini stronsiyum, baryum, çinko ve yittriyum verirken, silika parçacıkları da mekanik özellik ile ışık geçirgenliği sağlar. Böylelikle kompozit rezin dişi taklit etmek için yarı şeffaf bir hal alır (65).

3.4.4.1.3. Ara Faz (Silan)

Diğer iki faz arasında köprü vazifesi görmektedir ve sıkı bir şekilde bu fazların bağlanmasına yardımcı olmaktadır. Silisyum hidrojen bileşiklerinde oluşan bu faz kısaca silan olarak isimlendirilir (65). İnorganik yapının homojen dağılımı bu yapı sayesinde gerçekleşmektedir. Dayanıklı ve inert yapıdaki silanlar esnek katı halde olduğu gibi sıvı halde de bulunabilmektedirler (60).

3.4.4.2. Rezin Kompozitlerin Sınıflandırılması

3.4.4.2.1. Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

-İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre kompozitlerin sınıflandırılması

- Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması
- Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması (66).

İnorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre kompozitlerin sınıflandırılması;

Megafil kompozitler: İnorganik doldurucu parçacıkları 50-100 µm aralığında olan kompozit rezinlerdir.

Makrofil kompozitler: İnorganik doldurucu parçacıkları 10-100 µm aralığında olan kompozit rezinlerdir. Üretime geçen ilk kompozitler bunlardır.

Midifil kompozitler: İnorganik doldurucu parçacıkları 1-10 µm kadar olan kompozit rezinlerdir. Makrofil kompozitler gibi bunlar da geleneksel kompozitlerdendir.

Minifil kompozitler: İnorganik doldurucu parçacıkları 0,1-1 µm aralığında olan kompozit rezinlerdir.

Mikrofil kompozitler: İnorganik doldurucu parçacıkları 0,01-0,1 µm kadar olan kompozit rezinlerdir.

Nanofil kompozitler: İnorganik doldurucu parçacıkları 0,01 µm olan kompozit rezinlerdir.

Hibrit kompozitler: Bu kompozit çeşitinde farklı partikül büyüklüğüne sahip olmaakla birlikte büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük ama miktar olarak mikropartiküllü rezinden daha fazla partikül içerirler (61).

Bu çeşit kompozit rezinler dağılım itibariyle doldurucuların herhangi bir işlem yapmadan monomer matrikse katılmasıyla “homojen kompozitler” oluşturulurken, yoğunluk problemini çözmek için daha önceden polimerize edilerek hazırlanmış ve mikrofil kompozitin öğütülmesiyle 1-20µm büyüklüğünde partiküllerin eklenmesiyle oluşturulan kompozitlere “heterojen kompozitler” ismi verilmiştir (67).

3.4.4.2.1.1. Nanodolduruculu Kompozitler

Diğer ismi moleküler mühendislik olan nanoteknoloji yardımıyla fiziksel ya da kimyasal yollar kullanılarak materyallerin 0,1-100 nanometre arasında üretilmesidir. Nanoteknoloji ile materyalleri, elektriksel, kimyasal, mekanik ve optik olarak pek çok yönden geliştirme düşüncesi oldukça önem kazanmıştır (68). Üretici firmalar, yeni kompozitleri bu teknolojiyi kullanarak nano boyutlu partikülleri nanosalkım doldurucular halinde matriks içerisine yerleştirerek üretebilmişlerdir (68–70). 25-75 nm boyutlarındaki nanomerler, nanodolduruculu restoratif materyallerin veya geleneksel cam doldurucuların arasına yerleştirilerek dental kompozitler ortaya çıkmıştır (70). Yüzeylerinde organik faz bağlantısını artırmak için ön hazırlık yapılan nanomer yapılar matriks içine ayrı olarak dağıtılırlar. Geleneksel doldurucu partiküllere oranla daha küçük hacme sahip olmaları sebebiyle organik matriks ile arasındaki yüzey alanı artmıştır. Böylelikle organik-inorganik faz arasındaki bağ daha da kuvvetlenmiştir (71).

Bununla birlikte nanomer yapılar zayıf bağlarla birleşerek nanosalkımları oluştururlar. Silika ve zirkonyum parçacıkları içeren bu yapı basınçlara karşı bütün bir şekilde cevap verir ve nanomer boyutta kopma meydana gelir. Bu da estetik, renklenme ve mekanik yönden dirençli olmasını sağlar. Hem estetik hem de mekanik yönden ideali yakalamak için organik matrikse nanomerler ve nanosalkımlar birlikte katılarak ağırlıkça %72-87 doldurucu içerikli kompozitler elde edilmektedir (71).

Bitim ve cila işlemleri sonuçları mikro dolduruculu kompozitlerle kıyaslanabilir boyuttur. Yüksek doldurucu oranı ise hibrit kompozitlere kıyasla kırılma dayanımı ve aşınma direnci yönünden daha başarılı bulunmaktadır. Bununla birlikte organik yapının azlığı da polimerizasyon büzülmesini oransal olarak düşürmektedir. Nanodoldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boynundan çok daha küçük olması, bu materyallere birçok estetik ve optik özellik kazandırmaktadır. Buna bağlı olarak ön grup dişlerin restorasyonunda tereddütsüz olarak kullanılabilir (69,70,72,73).

3.4.4.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Fiziksel veya kimyasal olarak başlatıcıların aktivasyonu sonucu kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonuna polimerizasyon denmektedir ve bu durum 3 farklı şekilde gerçekleşmektedir.

- a. Kimyasal yolla polimerizasyonu gerçekleşen kompozit rezinler
- b. Görünür ışıkla polimerizasyonu gerçekleşen kompozit rezinler
- c. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerizasyonu gerçekleşen kompozit rezinler (61).

3.4.4.2.2.1. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler

Bu sistemde pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon gerçekleşir. Aktivatör olarak tersiyer amin ya da sülfirik asit kullanılır. Aynı oranda karıştırılan patlar kimyasal polimerizasyonu başlatır. Yapısal niteliklerine bağlı olarak uygulandıktan 3 ila 5 yıl sonra renk değişimi görülmektedir (61).

3.4.4.2.2.2. Görünür Işıklı Polimerize Olan Kompozitler (Light-Cured)

Tek pat şeklinde ilk olarak 1972’de üretilen bu tip kompozitler görünür mavi ışık ile polimerize olmaktadır. İsmi de buradan almıştır. 420-450nm dalga boyundaki ışık

kaynağı yardımıyla başlatıcı rolündeki kamforokinon reaksiyonu başlatır. Hızlandırıcı olarak ise alifatik amin kullanılır. Polimerizasyon mavi ışığa bağımlı olarak gerçekleşir (61).

Çalışma zamanı kontrol edilebilen light-cured kompozitlerde bitim işlemi daha az zaman alır ve kimyasal polimerizasyona göre daha pürüzsüz yüzeyler elde edilir (61).

3.4.4.2.2.3. Hem Kimyasal Hem De Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Bu kompozitlerde her iki polimerizasyon yönteminin özelliği de katılarak özellikle 2 mm ve üzerindeki derin kavitelere olduğu gibi polimerizasyonun gerçekleşmesinden endişe duyulduğu durumlarda kullanılması düşünülmüştür. Polimerizasyon hızı düşüktür (61).

3.4.4.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

-Kondanse olabilen kompozitler

-Akışkan kompozitler

Fakat son dönemlerde kompozit rezinlerin sınıflandırılması şu şekilde olmaktadır;

1. Light-body kompozitler: Bu kompozitler akışkandırlar. Düşük vizköziteli ve akıcılığı yüksektir.
2. Medium-body kompozitler: Mikrofil, hibrit, mikrohibridlerdir.
3. Heavy-body kompozitler: Kondanse olabilen kompozitler bu gruba dâhildirler (60).

3.4.4.2.3.1. Kondanse Olabilen Kompozitler

İnorganik doldurucu miktarı artırılmış visköz yapıdaki bu kompozitler amalgamı taklit eder tipte basınç uygulanarak yerleştirilir. Ayrıca kolay işlenir, kontaklanabilir yapıdadır ve uygulama esnasında alete yapışmazlar. Sınıf II kavitelere kullanımı oldukça uygundur. Daha büyük doldurucuya sahip olmaları nedeniyle bitirme ve polisaj işlemleri beklenen sonucu veremeyebilir (61).

3.4.4.2.3.2. Akışkan Kompozitler

Düşük viskoziteli, kavite duvarlarına adaptasyonları kıyaslandığında daha iyi olan hibrit rezinlerdir. Doldurucu oranı ve viskozitesi azdır. Aşınma direnci düşüktür. Kenar kırıklarında, servikal bölgelerin abfraksiyona bağlı kırıklarında, mine defektlerinde, küçük kavitelerde pit ve fissür örtücülerin yerine kullanılabilir. Akıcılıkları sebebiyle kontrol edilememesi ve yeteri kadar şekillendirilememesi en büyük eksi yönünü oluşturmaktadır (61).

3.5. CAD/CAM Sistemler

CAD/CAM sisteminde, optik sistem yardımıyla taranan ve preparasyonu gerçekleşen dişin, bilgisayar ortamında tasarımı (CAD) yapılarak bunu gerçeğe dönüştürecek makine (CAM) yardımıyla restorasyonu üretilmektedir (74).

CAD/CAM dental alanda ilk kez 1970'li yıllarda Fransa'da Francois Duret, Amerika'da Bruce Altschuler ve İsviçre'de Werner Moermann ve Marco Brandestini tarafından kullanılmıştır (75). Fakat bu alanda ki en büyük ilerlemeler 1980'li yıllarda 3 önemli isim tarafından başlatılmıştır (76).

Bunların ilki Dr. Duret'tir. 1971'de başlayan ve 1991 yılına kadar uzanan, Sopha Bioconcept ismiyle piyasaya sürdüğü bu sistem, optik ölçü yöntemiyle aldığı verileri sayısal olarak kontrol edebildiği bir cihazla fonksiyonel hareketlere izin veren kron üretebilmeyi hedeflemiş ve başarılı olmuştur (76).

İkinci önemli kişi Dr. Moermann'dır. Hekimler arasında CAD/CAM sisteminin yaygınlaşmasını sağlamış olan CEREC sistemi, kaviteleri ağız içi kamera yardımıyla taramış ve elde ettiği veriler yardımıyla seramik bloklardan inley yapıların tasarımı ve kazı işlemleri sonucu restorasyonu oluşturmayı başarmıştır (76).

Son olarak da Procera sistemini bulan Dr. Andersson' dur. 1980'lerde altın fiyatlarında ki artış kullanımını kısıtlamış ve nikel-krom alaşımlar piyasaya girmiştir. Fakat özellikle Kuzey Avrupa'da meydana gelen alerjik reaksiyonlar, dökümü oldukça hassas ama alerjik reaksiyona neden olmayan titanyumu gündeme getirmiştir. Bunun sonucunda Dr. Andersson titanyum kopinglerin spark erozyon yöntemiyle üretilen CAD/CAM teknolojisini tanıtmıştır (76).

3.5.1. Dental CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

Geleneksel ölçü yöntemlerini ortadan kaldıran CAD/CAM sistemi hem hastanın bekleme süresini kısaltmış, hem de daha uyumlu restorasyonlar elde edilmiştir. Restorasyonlardaki hata payı en aza indirilmiştir. Çapraz kontaminasyon riskinin önüne geçilmiş ve geçici kron hazırlama safhası da rafa kaldırılmıştır. Restorasyonun dizaynı CAD programı ile yapıldığı için alt ve üst yapılarda teknisyenin iş yükü en aza inmiştir (77).

CAD/CAM'in kullanım alanının genişlemesiyle farklı dental materyaller kullanılabilir hale gelmiş ve CAD ile materyalin niteliğine uygun maksimum dizaynın tasarlanması ve kalite kontrolün yapılabilmesini mümkün kılmıştır. Tüm aşamalar ve bunlara ait veriler sistemde arşivlenebilmektedir (76).

3.5.2. Dental CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

Pek çok yeni üretilen ve piyasaya sürülen sisteme rağmen hala en büyük eksikliği ve bu sistemleri kısıtlayan durum maliyetin yüksek olmasıdır. Monokromatik bloklar ise hala ideal estetikten beklentilerden uzak görünmektedir. Derin subgingival alanların yeterli olmayan tarama sorunu ise hala varlığını sürdürmekte ve bu alanlarda diş eti retraksiyonunu zorunlu kılmaktadır (77).

3.5.3. CAD/CAM Sistemlerinin Komponentleri

3.5.3.1. Tarayıcı (Scanner)

Yapılan preparasyonun, okluzyondaki dişlerin geometrisinin bunun yanında çevre dokuların intraoral ya da ekstraoral olarak taranmasını sağlar. Dental olarak üç tip 3 boyutlu tarayıcı mevcuttur. Mekanik tarayıcı üzerindeki küre, iğne ucu veya pin aracılığı ile ölçüden elde edilmiş alçı üzerinden tarama yapar. İntraoral tarayıcıda, kesilmiş ve komşu dişlerin anatomik yapılarının görünümü kaydedilerek dijital bir görüntü elde edilir. Optik tarayıcıda ise lazer projeksiyonu, beyaz ışık veya renkli ışık altında alçı model yüzeyin optik taraması yapılır (74).

3.5.3.2. Yazılım (Software)

Restorasyonu sanal ortamda 3 boyutlu olarak planlamaya ve tasarımı elde etmeye yardım eder. Firmalar kendi tasarımlarına özel pek çok yazılım üretmişlerdir. Bu

sistemlerin bazılarında, kuron ve sabit bölümlü protez alt yapıları için yazılım üretilirken diğer bir kısım sistemlerde ise bunlara ek olarak tam/bölümlü kuron, inley, inley tutuculu sabit bölümlü protez, adeziv sabit bölümlü protez ve teleskop primer kuronların tasarımı yapılabilmektedir (78).

3.5.3.3. Donanım (Hardware)

Tasarlanan parçaların bilgisayar kontrolünde frezleme kısmını oluşturur ve böylelikle de restorasyon ortaya çıkartılır. Usule göre sonraki final düzeltme, cila işlemleri, renklendirme ve veneerleme işlemi teknisyen aracılığıyla yapılmaktadır (74,79).

3.5.4. CAD/CAM Sisteminde Kullanılan Materyaller

CAD/CAM sistemlerinde kullanılabilen materyaller (seramikler, metal alaşımlar ve kompozitler) geniş bir materyal havuzundan seçilebilmesine imkân sağlamıştır (80).

3.5.4.1. Lösit Kristalleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler

İlk olarak bu tip seramiklerin gelişme kaydetmesi W. Höland ve arkadaşlarının cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle sağlanmıştır (81–83). Öncelikle tek çekirdek şeklinde olan cam partiküller 720 °C’de fırınlanır ve daha sonra çift ve dörtlü çekirdek oluşumunu sağlayan ikinci bir fırınlama yapılır. Böylelikle lösit kristalizasyonu sağlanmış olur (82).

Lösit kristalleri, çatlak oluşumunu engelleyen özelliğinin yanında, ısı ve basınç sonrası şekillenmesi nedeniyle seramiğin büzülmesini de kontrol altına almıştır (84). Yapı itibarıyla %68 kuartz ve %18 alüminyum oksit içermektedir (85). Bükülme kuvvetlerine karşı mukavemeti 120-160 MPa arasında olan bu materyalin, aşınma katsayısı ile ışık geçirgenliği mineye benzer nitelikte olup, yarı şeffaf özellik göstermesi sayesinde estetik olarak dişi yansıtan özelliğe sahip restorasyonlar üretilmektedir (86). Fakat ışık geçirgenliğinin fazlalığı nedeniyle destek dişte renklenme veya kor varlığında estetik sorunlar oluşabilmektedir (87,88).

3.5.4.2. Lityum Disilikat İçerikli Cam Seramikler

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilen IPS Empress II, doğal bir görünüm sağlayan seramiktir. Ancak bu seramiklerin geliştirilmesiyle 2005 yılında piyasaya sürülen ve içerisindeki florapatit kristalleri sebebiyle IPS Empress II' ye göre ışık geçirgenliği ile translusensliğe konusunda daha üstün niteliklere sahip IPS E-max, daha estetik ve dayanıklı restorasyonların üretilmesi için cam seramik şekliyle üretilmiştir. Farklı iki tipte kullanıma sunulan IPS E-max'lar CAD bloklar CAD/CAM tekniği ile IPS E-max Press ingotlar ise basınç altında enjeksiyonla alt yapıların hazır edilmesinde kullanılır. Bükülme direncine bakıldığında 360-400 MPa aralığındadır (89–91).

Lityum disilikat seramik materyallerin en yenisi olan IPS E-max'lar lamina veneerler, inley onley restorasyonlar, anterior ve posterior kuronlar, 3 üyeli anterior köprüler, ikinci premolara kadar olan 3 üyeli köprüler, anterior ve posterior bölgede yer alan tek üye implant üst yapısı, ikinci premolara kadar olan bölgede yer alan 3 üyeli implant üst yapısı gibi pek çok yerde kullanım alanına sahiptirler (90).

IPS E-max beş farklı komponent şekliyle kullanılabilir olan tam seramik sistemidir. Bunlar;

- IPS E-max Press: Lityum disilikat cam seramik ingotlarından presleme tekniği kullanılarak üretilir.
- IPS E-max ZirPress: Floraapatit cam seramik ingotlarından presleme tekniği kullanılarak üretilir.
- IPS E-max CAD: Lityum disilikat cam seramik bloklarından CAD/CAM tekniği yardımıyla üretilir.
- IPS E-max ZirCAD: Zirkonyum oksit bloklarından CAD/CAM tekniği yardımıyla üretilir.
- IPS E-max Ceram: Floraapatit yapıdaki veneer seramiktir (90).

IPS Empress II'ye kıyasla daha üstün özellik elde edilmek için geliştirilen IPS E-max Press, 2005 yılında üretilmiştir. Farklı pişirme yolları sayesinde daha translusenttir. Bunun yanında daha iyi fiziksel niteliklere sahip restorasyonlar üretilmesine olanak sağlar. Bunu da lityum disilikat kristallerinin "hacimsel

kristalizasyon'' yöntemi ile cam yapı içerisine çekirdek oluşumu sayesinde maddelerin homojen dağılım gösteren kristal odakları şeklinde yapar (89).

ISO 6872 ile ISO 9693 gibi dental restoratif sistemlerinin denetiminde biaksiyel bükülme dayanıklılık değeri 400 ± 40 MPa'dır. Üretici firmanın yönlendirmeleri ile IPS E-max Press 0,8 mm kalınlıktaki hazır edilen altyapı ile kırılma direnci 400 ± 40 MPa'la kadar yükseltilmiştir (90).

IPS E-max Press; lityum disilikat seramik ingotlarından presleme tekniği ile üretilir (92). Bu sistemde diş yapısını taklit etmek için 3 farklı translusentlik derecesine sahip olan gruplandırılmış 19 blok bulunmaktadır. Düşük, orta ve yüksek translusentlikteki bloklar tabakalama tekniğine izin verirken içlerinden sadece düşük translusentlikteki bloklar boyama tekniğine de izin verir (90).

IPS E-max Press' in yapısını cam matriks içine yerleştirilmiş ortalama %70 oranda lityum disilikat kristalleri ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) oluşturur. Üst yapı seramiği uzunluğu 300 nm ve çapı 100 nm olan iğne şekilli florapatit kristallerinden ($\text{Ca}(\text{PO}_4)_3\text{F}$) meydana gelmektedir (93).

IPS E-max CAD bloklar ise CAD/CAM sistemleri için üretilmiştir. Aynı kimyasal yapıya sahiptir. Fark ise ısıtma işlemi ile parsiyel kristalizasyonundadır. Bundaki amaç blokların çabuk ve kolay şekillendirilmesini sağlamak aynı zamanda seramiğe yeterli seviyede direnç kazandırmaktır. Temel kristalizasyon fazı lityum metasilikattır (Li_2SiO_3). Uzunlukları 0,2 ile 1 μm arasında olan lityum metasilikatlar hacim olarak %40 oranında yer alırlar (94). Böylelikle seramik yapı 130 MPa kadar direnç kazanır ve frezleme işlemi sonrası 850 $^{\circ}\text{C}$ ' de fırınlanarak (Resim 1) lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri lityum silikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristallerine dönüşür. Bu dönüşümle cam matrikste ortalama 1,5 μm boyutunda ve hacimce %70 oranına gerileyen lityum disilikat kristalli seramik yapı üretilmiş olur (95). Restorasyonlar incelendiğinde IPS E-max Press ile benzer sonuçlar, mekanik özellikler ve kristal yapı (Resim 2) elde edilir (94).



Resim 1. Porselen fırını

Resim 2. IPS E-max fırınlama öncesi ve sonrası

IPS E-max CAD'ler mavimsi bir renge sahiptir. Yumuşak, orta derecede bir durumdayken freze işlemi uygulanır. Sonrasında ise 20-30 dk süreyle 850°C/1,562 °F' de kristalizasyonu sağlanır. Böylelikle son dayanımı 360 MPa olur ve estetik yönden istenilen seviyeye ulaşır (96).

IPS E-max CAD bloklar 3 farklı translüenslik ile 2 değişik boyutsal yapıda bulunurlar. LT ile HT bloklar 16 A-D ile 4 Bleach BL (beyazlatma) renklerinde tam kontür restorasyonlara imkân sağlar. MO bloklar ise tabakalama tekniği için aynı renklerde mevcuttur.

HT bloklar: Bu yeni yüksek (high) translüenslik (HT) bloklar inley, onley ile veneerler gibi makinada minimal invaziv tam kontür restorasyonlarda kullanılır. Bu restorasyonlar sonraki aşamalarda renklendirici malzeme yardımıyla boyanırlar.

LT bloklar: Bu düşük (low) translüenslik (LT) gösteren bloklar tam kontür, parsiyel ile tam kuronlar için kullanımı uygundur. Yığma tekniği sonrasında IPS E-max Ceram'la tabakalama ön bölge restorasyonlarda tatmin edici estetik sonuçlar verirler.

MO bloklar: Yüksek opasitelerinden dolayı IPS E-max CAD MO bloklar canlı ve hafif renk değiştirmiş preparasyonu yapılmış dişlerde alt yapıda kullanılır. Alt yapılar IPS E-max Ceram'la tabakalanır. IPS E-max CAD seramik yapısının kırılma sertliği 2,25 MPa m1/2, Vickers sertliği 5800 MPa ve elastiklik modülü 95 GPa olarak gösterilmiştir (96).

3.5.4.3. Feldspatik Cam Seramikler

Vitablocks Mark I; bükülme direnci 93 MPa olmakla birlikte yapı, dayanım ile aşınma nitelikleri metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan feldspatik bir porselendir. Bunun yanında Vitablocks Mark II 1991 senesinde Cerec 1 sistemde kullanılmak için üretilmiştir. İçerik olarak % 60-64 SiO_2 ile % 20-23 Al_2O_3 bulunmaktadır. Vitablocks Mark II daha dayanıklı yapıda ve gren boyutu daha küçüktür. Bunların dışında Vita Triluxe Block ise yetersiz estetik ve renk seçeneğindeki monokromatik yapılar nedeniyle üretilmiştir. Vita Triluxe Block içteki tabaka opak alt yapı, orta 1/3 tabaka nötral zone bölge ve dış tabaka translusent tabaka olmak üzere 3 katmandan meydana gelmiştir (97).

Benzer olarak Vitablocks RealLife'da (dentin, çekirdek ve enamel) 3 tabakadan oluşmaktadır. 2010 yılında piyasaya sürülmüştür. Dentin ile insizal kenar arasındaki gölge, kavisli geçiş sebebiyle ön grup dişlerde dişi yansıtan renk uyumunu sağlamaktadır (98). İçerik olarak %56-64 SiO_2 , %20-23 Al_2O_3 , %6-9 Na_2O , %6-8 K_2O , %0,3-0,6 CaO , %0,0-0,1 TiO_2 bulundurur (99).

3.5.4.4. Cam İnfiltrasyon Seramikler

Dr. Mickael Sadoun In-Ceram'ı 1989 yılında Fransa'da tanıtmıştır (100). Ağırlıklı olarak (%90) Al_2O_3 içermektedir. Ön bölge kuron-köprü ile arka bölge kuron yapımında kullanılabilir. Yeterli dayanıklılık ve sertlik derecesine sahiptir (101). Alümina, spinel ve zirkonya içeriğe sahip olan 3 tipi vardır. Farklı yapı ve üretim şekli onlara değişik translüsenslik özelliği sağlamıştır (102). In-Ceram Alumina üç boyutlu bakıldığında, alüminayla cam iç içe geçmiş iki fazdan oluşmaktadır (103,104). Ön-arka bölge kuronlarında ve konnektör çapı, okluzogingivalde en az 4 mm, bukkolingualde en az 3 mm olacak şekilde hazırlandığında üç üyeli ön bölge köprülerde kullanılabilir (105).

In-Ceram Alüminaya alternatif olarak In-Ceram Spinell 1994 senesinde üretilmiştir. Opak bir alt yapıya sahiptir (87). Üretim tekniği geleneksel In-Ceram sistemi ile aynı olsa da içerik olarak alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit (MgAl_2O_4) kullanılarak translüsenslik artırılmıştır (106).

Bükülme direnci In-Ceram Alumina ile kıyaslandığında 283-377 MPa arası ortalama ile % 25 daha düşüktür (107). Işık geçirgenliği iyidir. Bu nedenle estetik beklentilerin yüksek olduğu anterior restorasyonlarda kullanılabilir (108).

In-Ceram Zirkonya; % 65 cam infiltre alumina ile % 35 sinterlenme yapılmamış zirkonya içeren In-Ceram Alumina sisteminin modifiye bir çeşididir. Bükülmeye karşı direnci 421- 800 MPa ve kırılma dayanımı 6 ila 8 MPa arasındadır (109–111).

In-Ceram zirkonya'lar yüksek opasite özellikleri sebebiyle estetiğin önemli olduğu ön bölgelerde kullanılamamaktadır (87,88). Konnektör çapı okluzogingivalde en az 4-5 mm, bukkolingualde en az 3-4 mm büyüklüğünde hazırlanmalıdır (112).

3.5.4.5. Zirkonyum Oksit İçerikli Seramikler

Piyasaya çıkışı 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından gerçekleştirilmiştir (113). Normal oda sıcaklığında gümüşsü beyaz renkli, katı yapıda olan zirkonyum atomik ağırlığı 91,22, simgesi Zr olan doğada serbest metal olarak tek başına bulunmayan bir elementtir. Bu yüzden de pek çok farklı bileşik şeklinde bulunabilmektedir. Heksagonal kristal form yapıdadır. Sıcaklık, aşınma ve korozyona karşı oldukça dirençlidir (114). Zirkonyum metalinin yüzeyini kaplayan oksit tabakası sayesinde havaya, suya ve hidroflorik asit hariç asitlere karşı inaktif durumdadır. Normal koşullarda alkali çözeltilerle de reaksiyona girmezler (114).

Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), $< 0,5-0,6 \mu m$ gibi oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (115). Zirkonyum oksit kristalleri monoklinik (Oda ısısından $1170^\circ C$ ye kadar olan kısım), tetragonal ($1170^\circ C$ ile $2370^\circ C$ arasındaki kısım) ve kübik ($2370^\circ C$ 'den kaynama noktasına kadar ki kısım) olmak üzere 3 farklı şekilde organize olabilir (116).

Soğuma esnasında % 3-5'lik hacimsel olarak artış meydana gelir (116). Bu durum dayanıklılığı artırsada kontrolü sağlanmazsa kırıklara sebep olabilir. Bu sebepten ötürü oda sıcaklığında tutulması gerekmektedir (117). Zirkonyumun normal oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalması için, saf zirkonyuma kalsiyum, magnezyum, alüminyum, yttrium ve seryum gibi metal oksitler katılır (113).

Zirkonyanın elastik modülü ortalama olarak 200 MPa'dır (118). Vickers sertliği dental alaşımlara oranla 4-5 kat fazladır ve 1000-1300 Vickers aralığındadır (119).

Yapılan çalışmalar zirkonyanın bükülme direncini ortalama 900- 1200 MPa aralığında (120–122), kırılma dayanımını ise 9- 10 MPa aralığında bulmuşlardır (113,123,124). Bu da yaklaşık olarak alumina esaslı seramiklerin 2 katı (113,122) ve lityum disilikat (Empress II) esaslı seramiklerin 3 katıdır (122).

Bunun yanında zirkonya yapısına % 2-3'lük Y_2O_3 ilave edilirse de tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) üretilmiş olur. Y-TZP seramikleri günümüzde tam seramik restorasyonlarda alt yapıda başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen Y_2O_3 içeren zirkonya bloklar yarı sinterlenmiş zirkonya seramikler ve tam sinterlenmiş zirkonya seramikler olarak ikiye ayrılırlar (116).

3.5.4.6. Rezin İçerikli CAD/CAM Blokları

Monokromatik yapıdaki zirkonya ve silika doldurucuları ihtiva eden bu kompozit bloklar Paradigm MZ100 (3M ESPE, St Paul, Minn) rezin içerikli CAD/CAM bloklarıdır (125). Bu bloklar inley, onley, tam kron ile laminate restorasyonlarının üretiminde kullanılabilirler. Karşıt arkta dişler için daha az aşınmaya sebep olduğu ve çiğneme kuvvetlerini absorbe etme konusunda daha iyi olduklarından bruksizmi hastalarda rahatlıkla tercih edilmektedirler (126).

Bunun dışında 3M ESPE firması piyasaya nanoteknoloji ile seramiği birleştiren Lava Ultimate'yi sürmüştür. Nano-seramik yapısının yaklaşık %80'nini seramik partiküller oluşturmaktadır. Rezin matriks içerisine dağılmış bu partikülleri 20 nm silika ile 4 ila 11 nm boyutundaki zirkonya partikülleri oluşturmaktadır (127). Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş polimetilmetakrilattan (PMMA) oluşmaktadır. Polimer ağ yapısı sayesinde, seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorunu azaltılmıştır (105).

Cam seramiklere kıyasla karşıt arkta daha az aşınma, glaze işlemine gerek duyulmaması, cila işleminin kolaylığı ve uzun süre etkisinin kalması bu materyalin önemli avantajlarındandır. Farklı translüsenside (düşük ve yüksek) 4'er renkten 8 renge sahiptir.

Bu bloklar fırınlamaya gerek kalmadan chairside full kuron yapılmasına imkân verir. Esneklik direnci 200 MPa'dır. Bu değer oldukça yüksek olarak kabul edilebilir.

Monolitik yapısı sayesinde cam gibi kırılğan yapısı yoktur ve veneerlerdeki gibi atma (chipping) olayı oluşmaz. Bu özelliklerinin yanında yüksek esnek yapısıyla birlikte implant üzeri monolitik posterior kuronlarda bile kullanılabilir hale gelir (127).

Peridontal ligamentin esneyebilmesi sayesinde doğal diş korunurken; implantta ligament yapısı olmadığından duyuşal fonksiyon ile şokları absorbe edemez (127). Doğal dişler ile periodontal ligamentler, proprioseptif algılama sayesinde okluzal çatışmalar erken tespit edilebilmektedir. Bunun sonucunda da parafonksiyonda veya çiğnemedeki ısırma kuvvetleri en az zararlı atlatılır. Fakat implant dişlere doğal dişlere oranla dört kat fazla ısırma kuvveti gelmektedir. Proprioseptif algılamanın olmayışı implant hastalarının protezlerinde daha fazla ısırma kuvveti oluşmasına sebep olmuştur (128). Bundan dolayı oluşan kuron kırıkları problemlere sebep olur. Düşük esneklik modülü yük altında daha fazla deforme olmaya izin vermekle birlikte Lava Ultimate CAD/CAM Restoratifin cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe edebileceğini göstermektedir. Bu da implant üstü kuronlar için kullanımı endike hale girmiştir (127).

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Germany) bloklar ağırlıkça %86 oranında feldspar seramik ve %14 oranında polimer içerir (129). Mevcut diğer restoratif materyallerle sertlik, esneme dayanımı ve elastik modülü açısından karşılaştırıldığında, doğal diş daha yakın değerler gösterdiği sonucuna varılmıştır (8).

3.5.4.7. Titanyum Bloklar

Materyal, yoğunluğunun düşük olmasının yanında yüksek dirençli ve biyouyumluluğunun kusursuz olması gibi özelliklere sahiptir. Dökümle ve CAD/CAM yöntemiyle, sabit ya da hareketli protezlerin yapımında kullanılmaktadır. Sabit protezlerin altyapıları ile hareketli protezlerin iskelet yapım aşamalarında da kullanılırlar. Alaşımlara karşı gelişen alerjik reaksiyonlar ile galvanik etkilerin bu metalde oluşmaması, titanyumu diş hekimliği alanında tutulur hale getirmiştir (130).

Bu alanda Procera AllTitan ve DC Titan gibi pek çok firmanın ürünü bulunmaktadır.

3.5.4.8. Geçici Amaçla Kullanılan Bloklar

Restorasyonun son aşamasının başlangıcı görülen geçici restorasyonların önemi gittikçe artan duruma gelmiştir. Kısa süreli geçicilerden, implant restorasyonları için kullanılması gerekli olabilen uzun süreli geçicilere doğru bir yönelim söz konusudur (131).

Akrilik blok olan Telio CAD geçici olarak kullanılan bloklardır.

3.6. Estetik Restorasyonlarda Renk

Renk algısı anlam olarak fiziksel stimulusun oluşturduğu psikolojik cevap olarak karşımıza çıkmaktadır. Algı sübjektif tarafı oluştururken, fiziksel uyaranlar ise (ışık hüzmeleri) objektif tarafı oluşturmaktadır (132). Rengin algılanması 3 ana nesneye bağlıdır. Işık kaynağı nesne ve dedektör. Dedektörler, insanın gözü, beyni ya da bilgisayara bağlı olan sensör olabilmektedir (133).

Cisimlerin görülebilmesi için bu cisimlerin ışık yayması ya da bir ışık kaynağından aldığı ışığı yansıtması gerekmektedir. Bir cismin aldığı ışığa gösterdiği tepki dalga boyuna göre absorbe ve yansıtma şeklindedir. Gözün retina tabakası üzerinde toplanan ışık, sinir tepkisi haline dönüşür. Daha sonra beyne aktarılır. İnsan gözü 400 ila 700 nm dalga boyu aralığına hassastır. Gözün tek bir renk ile uzun süre uyandırılması göz yorulmasına ve tepkisinin azalmasına sebep olur. Bu da kişilerdeki renk ayrımını açıklamaktadır (134).

3.6.1. Renk Ölçüm Sistemleri

Renk algılama sistemleri nesnelere ait renk parametrelerini ortaya koymak için kullanılmaktadır (55). Dental materyallerin rengi, onlardan yansıyan ışığı genellikle enstrümental ya da görsel tekniklerle ölçülmesi şeklinde ortaya konulur (132).

3.6.1.1. Munsell Renk Sistemi (Görsel Teknik)

Görsel değerlendirmede en yaygın kullanıma sahip tekniklerin başında gelmektedir (132). Bu sistem görsel olarak algılanan ile standardize edilmiş fişlerin karşılaştırılması ile rengi ortaya koymaktadır. Renkleri, renk tonu (hue), renk değeri (value) ve renk yoğunluğundan (chroma) oluşan 3 boyutlu koordinat sisteminde tanımlar

Renk değeri (value); rengin açıklık ve koyuluğunu belirler (55). Saf siyah 0'ı nitelerken saf beyaz ise 10'a tekabül etmektedir (135). Renk belirlemede en önemli kriter olarak görülmektedir (55). Renk koordinat sisteminde en önemli özellik olan value seçildikten ve yeri belirlendikten sonra diğer eksenlerin (Dikey eksenindeki 9 tekerlek ve 10 değer seviyesi) belirlenmesine geçilir (133).

Renk Yoğunluğu (chroma); rengin gücünü, yoğunluğunu ve berraklığını tanımlar (135). Renkler kenarlarda en saf haliyle bulunurken 18'i, merkezdeki akromatik value eksenine yaklaştıkça soluklaşarak 0 değerini gösterir. Value değeri belirlenmesinden sonra buna en yakın alanda belirlenir (132).

Renk tonu (hue); farklı renk ailelerinin ayırt edilmesinde kullanılır (135). 10 renk bu alanda kullanılmaktadır. Koordinat sisteminin yatay eksen kısmında dairesel sıralanmaktadır. Value ile chroma değerlerine göre belirlenen rengin son olarak hue değeri belirlenir (132).

3.6.1.2. Enstrümantal Teknik

Commission Internationale de l'Éclairage (International Commission on Illumination) (CIE) renk ile görünüm gibi alanların standardizasyonunda yetkili bir organizasyondur. 1931 yılında standart bir insanı ve onun verdiği standart bir tepkiyi (tristimulus değeri) ölçebilen sistemin adıdır (136).

1976 senesinde CIE, CIE Lab renk sistemi tanıtmıştır. Sistem, rengi algılayan 3 farklı reseptöre dayalı olduğu teorisini esas almaktadır. Hala en bilinen renk sistemlerinden biridir (135). CIE Lab sistemi düzenli olarak algılanan renk farklılıklarına uygun şekilde eşit aralıklar içermektedir. Bu üç boyutlu sistemde L^* , a^* , b^* eksenleri bulunmaktadır; L^* eksen, rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirler. Mükemmel siyah rengin L^* değeri 0, mükemmel beyaz rengin L^* değeri ise 100'dür. a^* değeri kırmızı-yeşil eksenini, b^* değeri ise sarı-mavi eksenini oluşturur. Pozitif a^* değerleri kırmızıya değişimi gösterirken negatif a^* değerleri ise yeşile değişimi gösterir. Benzer şekilde pozitif b^* değerleri sarı renk dizisini gösterirken negatif b^* değerleri ise mavi renk dizisini gösterir (20,55,132,135,137,138). Nötr renklerde (beyaz, gri) a^* ve b^* değerleri sıfıra yaklaşır ve renk yoğunlaştıkça bu değerler artar (135).

CIE Lab sisteminde ki ΔE değeri, iki cismin, algılanan renk farklılığının derecesini gösteren sayısal değerdir (139). Gruplar arasındaki fark belli formülle standart hale getirilmiştir (55,132,140,141):

$$\Delta E^* = [(L1^* - L0^*)^2 + (a1^* - a0^*)^2 + (b1^* - b0^*)^2]^{1/2}$$

Formülde ki $L0^*$, $a0^*$, $b0^*$ ilk ölçümün değerlerini, $L1^*$, $a1^*$, $b1^*$ ise ikinci ölçümün değerlerini verir.

Kurallar göz önünde bulundurulduğunda eğer bir materyal test ortamında renk değişimi tespit edilemiyorsa rengi bütün olarak stabildir ve $\Delta E=0$ 'dır. Pek çok çalışmada renk değişimi ile insan gözünün duyarlı olduğu birden fazla eşik değeri bildirilmiştir (142–145).

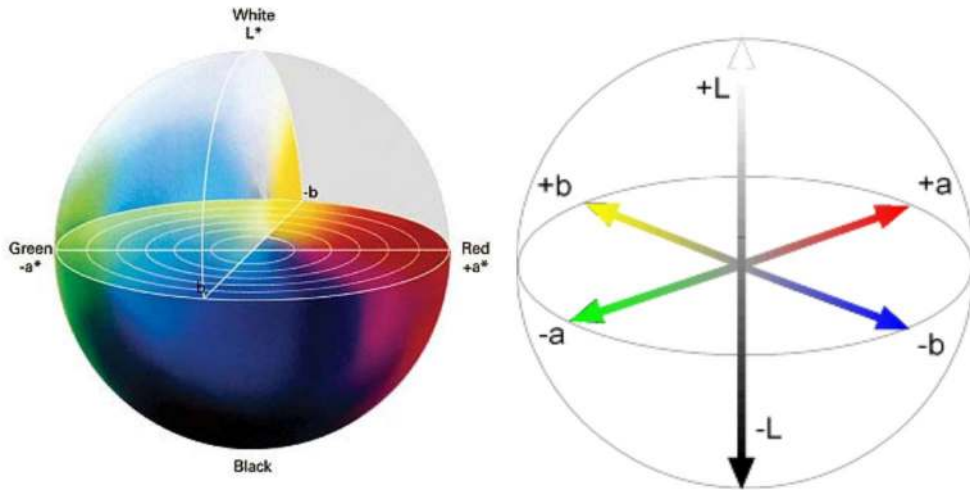
ΔE değeri 3,7 ya da altında olduğu durumlarda renkteki değişim gözle algılanamaz ve klinik olarak kabul görülebilen oran olarak kabul edilir (144,145).

Bazı çalışmalarda da ΔE değeri 3,3 ve altı olarak gösterilmiştir (146). Biz de çalışmamızda bu değeri göz önünde bulunduracağız.

3.6.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri

Günümüz koşullarında diş renginin belirlenmesinde pek çok metot kullanılmaktadır. Bunlar porselen ya da akrilik rezinlerin renk tonlarını içeren skalaların kullanıldığı sübjektif karşılaştırmalar olabildiği gibi spektrofotometre, kolorimetre ve ya imaj analiz teknikleri gibi sistemlerin kullanıldığı objektif teknikler de olabilmektedir (135).

Kolorimetre ile spektrofotometreler özel tasarlanmış olan renk ölçüm cihazlarıdır. Bu cihazlar Commission International de l'Eclairage (CIE) (Şekil 2) tarafından belirlenen sistematik renk ölçme yöntemlerini kullanırlar (147).



Şekil 2. CIE LAB renk sistemi

3.6.2.1. Görsel renk tespit yöntemleri

Munsell renk skalası ile yapılan görsel renk tespitinin karşılaştırılması sonucu ortaya çıkan koordinat sistemidir. Bu yöntem diş ile skalanın aynı aydınlatma koşullarında ardı ardına gözlemlenmesiyle uygulanır. Günümüzde halen en yaygın kullanılan yöntemdir (148).

Fakat bu yöntemle rengin seçimini yapmak subjektif ve zordur. Çevresel ışıkla alakalı değişkenler ile gözlemci kaynaklı deneyim, yaş, gözün yorulması ve renk körlüğü gibi fizyolojik farklılıklar yanlış sonuçlara neden olabilir (149,150).

Ayrıca renk skalaları doğal diş renklerini tam olarak kapsamamaktadır. Sistematik olmayan renk aralıkları, bilgi oluşturma ve aktarılmasında ki eksikliği ile firmaların renk skalaları arasında ki farklılıklar ise diğer eksikliklerindendir (145,151,152).

3.6.2.2. Spektrofotometre

Rengin geçirgenlik, yansıma ve emilimini ölçmek için kullanılmakta olan fotometrik bir cihazdır (153). Ölçüm yaparken insan gözünün algılayabildiği tüm dalga boyu aralıklarında yani 380-720 nm aralığında yansıyan ışık enerjisinin hepsini toplayarak sonuca ulaşır. Bu nedenle net sonuçlar vermektedirler (133).

Spektrofotometreler, restoratif materyallerin, protez ve porselen dişlerin, renk Skalalarının farklılıklarını ve değişimlerini ölçmede kullanılmaktadırlar (55). Fakat karmaşık yapısı, pahalı olması ile in vivo olarak diş renk ölçümündeki zorluklarından dolayı yoğun olarak kullanılamamaktadır (137).

3.6.2.3. Kolorimetre

Standart olarak rengi tespit edilecek materyalin renk verilerini veren cihazlardır (154). Kolorimetreler gözümüzün öncelikli olarak algıladığı temel olan kırmızı, yeşil ve mavi renkler üzerinden ölçüm yapmaktadır.

Kolorimetrelerin standart gözlemci gözünün spektral fonksiyonuna yakın renk filtreleri vardır. Renk ölçümlerini genellikle X, Y, Z tristimulus değerleri olarak ya da CIE Lab değerleri olarak yapmaktadırlar (137,148). Bu değerler matematiksel olarak farklı objeleri, renk parametreleri açısından karşılaştırılabilir hale getirmiştir.

Kolorimetreler doğal dişlerin renk ölçümlerinde, doğal ve laboratuvar şartlarında kolay tekrar edilebilirlik göstermektedirler (137). Fakat kolorimetreler düz yüzeylerde etkinliğini gösterebilirler ve dişlerin yüzeyleri genellikle düz değildir. Yüzey düzensizlikleri mevcuttur. Ayrıca mine tabakası translusens bir materyaldir. Yani enstrümandan gelen ışık saçılmaktadır. Bu sebeple enstrümana geri gelen ışık yanlış sonuçlara sebep olabilmektedir (55).

3.6.2.4. Dijital Teknikler

Renk tespitinde başka bir yöntemse fotografik görüntülerin bilgisayar yardımıyla analiz edilerek belirlenmesidir. Bütün cisim tüm bölümleriyle renk incelemesi ile görüntülenmesi yapılabilmektedir. Bu yöntem özellikle peroksit içeren ürünlerin zamanla ağartma işlemlerinin CIE Lab değerlerine göre belirlenmesini sağlar (155).

Bu çalışmanın amacı; farklı solüsyonlardaki seramik ve rezin içerikli CAD/CAM bloklar ile geleneksel estetik kompozit rezinlerin renk değişimlerinin karşılaştırılmasıdır.

4. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda Kırmızı şarap (Buzbağ klasik Elazığ-Diyarbakır), siyah çay (Lipton yellow label İngiltere), kahve (Nescafe classic) ve distile su (EAU distillée, İstanbul) kullanılarak 1'i seramik, ikisi rezin içerikli CAD/CAM blok ve 3'ü de estetik kompozitlerden oluşan materyallerin renklenmesi üzerine etkileri incelendi. Solüsyon olarak kullanılan materyaller Resim 3'de gösterildi.



Resim 3. Solüsyon olarak kullanılan materyaller

4.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller

Çalışmamızda geleneksel anterior kompozitler, rezin içerikli ve seramik yapılı CAD/CAM bloklar kullanıldı.

4.1.1. Geleneksel Kompozitler

Çalışmamızda kullandığımız geleneksel anterior kompozitler Resim 4’de gösterildi.



Resim 4. Çalışmada kullanılan geleneksel anterior kompozitler

4.1.1.1. G-aenial GC, Tokyo

Çalışmada ilk olarak kullanılan kompozit G-aenial anterior (GC, Tokyo, Japonya) dur. G-aenial anterior ışıqla sertleşir ve ürethan dimetakrilat (UDMA), silika, stronsiyum lantanid florür, fumed silika, pigmentler ve katalizörlerden oluşan içeriğe sahiptir. Bis-GMA içermezler. Doldurucu oranı ağırlıkça % 76 hacimce %63 olup mikro hibrit yapıdadır.

4.1.1.2. 3M Filtek Ultimate

İkinci olarak 3M™ ESPE™ Filtek™ Ultimate Universal (St Paul, MN, USA) Restoratif materyali kullanıldı. 3M Filtek Ultimate ışıkla sertleşen, organik matriks içeriği olarak Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA VE Bis-EMA içermektedir. İnorganik olarak 20 nm silika partiküller, 4-11 nm zirkonyum partiküller içerir. İnorganik doldurucu oranı renkli içerikliler için ağırlıkça %78,5, hacim olarak da %63,3 olup nanofil yapıdadır.

4.1.1.3. Clearfil Majesty Esthetic

Üçüncü olarak Clearfil Majesty Esthetic (Okayama, Japonya) kullanıldı. Clearfil Majesty Esthetic ışıkla sertleşen, organik matriks bileşeni Bis-GMA ve önceden polimerize edilmiş organik doldurucudur. İnorganik yapı olarak silanlanmış baryum cam ve boyutu 0,37-1,5 µm aralığındadır. Bunun yanında dl-kamforkinon, hidroforbik aromatik dimetakrilat içermektedir. Ağırlıkça % 78 doldurucu bulundurmaktadır. Nanohibrit yapıdadır.

4.1.2. Rezin İçerikli ve Seramik Bloklar



Resim 5. Çalışmamızda kullanılan rezin içerikli ve seramik bloklar

4.1.2.1. Lava Ultimate Blok

3M ESPE'nin bir diğer materyali olan rezin içerikli CAD/CAM bloklar kullanıldı. Organik matriks kısmı Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ve TEGDMA'dan oluşmaktadır. Organik kısım ağırlıkça %20 ye tekabül etmektedir. Doldurucu kısmı ise ağırlıkça %80 nano seramik partiküllerden oluşmaktadır.

4.1.2.2. Vita Enamic

Rezin içerikli bir diğer materyal de Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany)'tir. Organik matriks kısmını ağırlıkça %14'ünü UDMA ve TEGDMA oluşturmaktadır. Doldurucu kısmını ağırlıkça %86'lık kısmını ise feldspar seramik partikülleri oluşturmaktadır.

4.1.2.3. IPS E-max CAD (Seramik Blok)

Son olarak kullanılan lityum disilikat cam seramik içerikli CAD/CAM blok (Ivoclar Vivadent AG) kullanıldı. IPS E-max Press' in yapısını cam matriks içine yerleştirilmiş ortalama %70 lityum disilikat kristalleri ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) oluşturur. Üst yapı seramiği uzunluğu 300 nm ve çapı 100 nm olan iğne şekilli florapatit kristallerinden ($\text{Ca}(\text{PO}_4)_3\text{F}$) meydana gelmektedir.

Çalışmamızda kullanılan tüm materyaller Tablo 1'de gösterilmiştir.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

RESTORATİF MATERYALLER	MATERYALİN TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA	LOT NUMARASI	İÇERİK
GEANIAL ANTERIOR	MİKROHİBRİT	GC, Tokyo, Japonya	1610241	Metakrilat monomerler, silika, stronsiyum lantanid florür, fumed silika, pigmentler, katalizörler
CLEARFIL MAJESTY ESTHETIC	NANOHİBRİT	Kuraray Medical Co. Tokyo, Japonya	750178	Bis-GMA, hidrofobik alifatik dimetakrilat Silanlanmış baryum camı ve nano doldurucular Ortalama partikül büyüklüğü; 0,7 µm. Ağırlıkça %78
3M FILTEK ULTIMATE	NANOFİL	3M ESPE, St. Paul,MN, ABD	N750660	Bis-GMA, UDMA,TEGDM A, Bis-EMA Silika, zirkonyum oksit Ağırlıkça %78,5
3M LAVA BLOK	RESİN NANO SERAMİK	3M ESPE, St. Paul,MN, ABD	N652686	Resin Nano-seramik kompozit blok, BisGMA/TEGD MA, Ağırlıkça %80 nano-seramik;
VITA ENAMIC	HİBRİT SERAMİK	VITA Zahnfabrik	54210	Hibrit Seramik, UDMA, TEGDMA, Ağırlıkça %86 feldspar seramik, ağırlıkça %14 polimer, 58–63% SiO ₂ , 20–23% Al ₂ O ₃ , 9–11% Na ₂ O, 4–6% K ₂ O, 0,5–2% B ₂ O ₃ , <1% Zr ₂ O ve CaO
IPS E MAX	LİTYUM SİLİKAT CAM PARTİKÜL	Ivoclar Vivadent AG	V33396	(SiO ₂ %57-80, Li ₂ O %11-19, K ₂ O %0-13, P ₂ O ₅ %0-11, ZrO ₂ %0-8, ZnO %0-8, diğerleri ve renklendirici oksitler %0-12)

4.2. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

4.2.1. Miniton Hassas Kesim Cihazı

Miniton tüm malzemelerin hassas kesimi için geliştirilen küçük, masa üstü, düşük hızda çalışan bir Hassas Kesme Cihazıdır. Numune boyutunun, kesme hızı ve gücü ayarlanabilir. Maksimum numune boyutu: 30 mm çapındadır. Motor mili hızı 100-420 rpm arasında değiştirilebilir. Çalışmamızda Struers marka hassas kesim cihazı (Struers Aps Pederstrupvej, Danimarka) kullanıldı (Resim 6).



Resim 6. Miniton hassas kesim cihazı

4.2.2. Etüv

MST serisi Kuru Havalı Sterilizatörler (Mikrotest, Ostim Ankara) tıp, araştırma ve sanayi laboratuvarlarında, sterilizasyon, kurutma, ısıtma, ısıl işlem ve uzun süreli kararlılık testi uygulamalarında kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Homojen ısı dağılımı ve kararlı sıcaklıklar için çok iyi sıcaklık kontrolü sağlarlar. Güvenilir ve hassas PID mikro işlemcili kontrol sistemi ile kontrol edilen fanlı sirkülasyon sistemi sayesinde, hassas ve sabit sıcaklıklar elde edilmektedir. Kullanımı kolay dijital kontrol paneline sahiptir. +5°C ile +250°C arasında ısıyı sabitleyebilmektedir (Resim 7).



Resim 7. Etüv cihazı (Mst mikrotest)

4.2.3. Spektrofotometre

Çalışmamızda kullanılan her bir örneğin; başlangıç, 30. gün ve 120. günlerde Lovibond (Tintometer, Hindistan) marka spektrofotometre (Resim 8) cihazıyla renk ölçümü yapıldı. Cihazın kalibrasyonu (beyaz ve siyah arka plan uygulaması ile) ölçümlerden önce sağlandı.



Resim 8. Spektrofotometre

Tablo 2. Çalışmamızda kullanılan cihazlar

CİHAZLAR	MARKA-MODEL	ÜRETİCİ FİRMA
Spektrofotometre	Lovibond	Tintometer Hindistan
Hassas kesim cihazı	Struers	Struers Aps Pederstrupvej Danimarka
Etüv	Mikrotest MST 55	Mikrotest Ostim Ankara
Led ışık kaynağı	Woodpecker LED-B	Guilin med. Ins. Çin



Resim 9. Örneklerimizin bulunduğu kaplar

4.3. Test Örneklerinin Hazırlanması

Deneyde kullanılacak geleneksel kompozit örneklerin hazırlanması için 1,2 mm kalınlığında ve 7x7 mm'lik kare şekilli pleksiglas kalıplar kullanıldı. Kompozit gruplarına ait A2 rengine sahip örnekler kalıplara yerleştirildikten sonra üzerine önce

şeffaf bant (Universal strips, Extra Dental, İstanbul, TÜRKİYE) daha sonra bir cam lamel uygulanıp parmak baskısı ile taşan restoratif materyal uzaklaştırıldı. Işık kaynağı olarak WOODPECKER LED-B Işınlı Dolgu Cihazı (Şekil 3) her iki yüzeyden 20’şer saniye olmak üzere toplamda 40 saniye uygulandı.

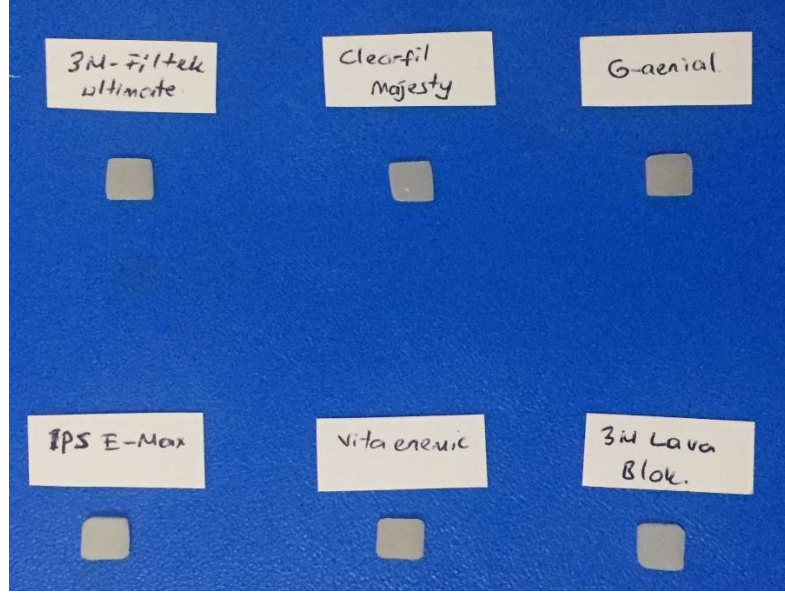


Şekil 3. Woodpecker Led-B ışınli dolgu cihazı

Seramik ve rezin içerikli CAD/CAM bloklar ise miniton hassas kesim cihazı ile aynı kalınlıkta ayarlanmıştır. Tüm gruplara Optidisk (KerrHave SA, Bioggio, İsviçre) ile 10’ar saniye polisaj işlemi uygulandı (Resim 10).



Resim 10. Örneklerin diskle polisajlanması



Resim 11. Çalışmamızda kullanılan materyaller

Akabinde rastgele olarak 10'ar ve toplamda 240 örnekten oluşan, 6 farklı materyal ve 4 farklı solüsyona ayrılan gruplar 24 saat boyunca ve 37 °C'de su emilimlerini gerçekleştirmeleri için MST serisi etüv içerisinde bekletildi. Daha sonra ilk ölçümler yapılarak her gruba distile su, çay, kahve ve kırmızı şarap 5 mlt olacak ve örnekleri örtecek şekilde koyuldu. 30 ve 120 gün süre ile 37 °C'de bekletildi. Çalışmada kullanılan distile su ve Kırmızı şarap mevcut halleriyle herhangi bir işleme tabi olmadan direk olarak örneklerle eklendi.

Çalışmada kullanılan kahve solüsyonu için kullanma talimatına uygun olarak 200 mlt 100 °C su içerisine eklenmiş ve 0. ve 5. dk'larda karıştırıldı. Sonrasında örneklerin üzerine eklendi.

Son olarak çay solüsyonu da yine kullanma talimatlarına uygun olarak 200 mlt ve 100 °C su içerisine 1 poşet çay atılmış ve 0, 2 ve 5. dakikalara hafif sallanmış ve sudan çıkarıldı ve örneklerle eklendi.



Resim 12. Optidisk parlatma diskleri

4.4. Renk Değişimi Ölçümleri

Toplamda 6 farklı materyal, 4 farklı solüsyondan ve (n:10) 240 örnek başlangıç, 30. gün ve 120. günlerde ölçümleri yapıldı. Ölçüm ara sürelerinde solüyonlar 37°C’de MST serisi etüv içerisinde bekletildi.

4.5. İstatistiksel Yöntem

Çalışmamızda 6 farklı materyalin 4 farklı solüsyon içerisine daldırılarak 120 gün boyunca her 10 günde bir solüsyonlar değiştirilmek kaydıyla renk değişimleri incelenmiştir. Bu renk ölçüm işlemi kalibre edilmiş spektrofotometre yardımıyla 0. , 30. ve 120. günlerde yapıldı ve kaydedildi. Elde edilen sonuçlar istatistiksel olarak incelendi.

Bu çalışmada elde edilen veriler IBM SPSS Statistics Version 22 paket programı ile analiz edildi.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk’s’ den yararlanıldı. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği, $p > 0,05$ olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri belirtildi.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle Kruskal Wallis-H Testinden yararlanıldı.

Kruskal Wallis-H Testinde anlamlı farklılıkların görülmesi durumunda Post-Hoc Çoklu Karşılaştırma Testi ile aralarında farklılık olan gruplar belirlendi.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p > 0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtildi.



5. BULGULAR

Tablo 3. Solüsyon gruplarında Delta E (120.gün ve Başlangıç) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

		Grup 2							Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p	
Çay	Delta E 120.gün	3M Filtek	10	21,46	19,29	15,18	28,42	4,93	52,6	51,121	0,001
		Clear fill	10	9,22	9,33	6,65	12,76	2,09	18,6		
		Gaenial	10	13,02	13,6	9,9	16,62	2,27	32,3		
		IPS E-Max	10	3,91	3,93	1,73	7,22	1,74	5,7		
		Lava Blok	10	17,56	17,3	14,72	21,46	1,97	47,6		
		Vita Enamic	10	11,45	11,19	8,88	13,87	1,94	26,2		
		Toplam	60	12,77	12,9	1,73	28,42	6,26	4-3 4-5 4-1 2-5 2-1 6-1		
Distile Su	Delta E 120.gün	3M Filtek	10	1,98	1,7	0,47	4,12	1,21	30	6,188	0,288
		Clear fill	10	1,86	1,53	0,73	3,86	1,02	28,5		
		Gaenial	10	2,98	2,44	0,49	7,06	2,2	36,5		
		IPS E-Max	10	2,51	2,04	0,94	4,52	1,15	38,3		
		Lava Blok	10	1,37	1,36	0,23	2,78	0,77	21,4		
		Vita Enamic	10	1,72	1,67	0,84	2,7	0,64	28,3		
		Toplam	60	2,07	1,75	0,23	7,06	1,33			
Kahve	Delta E 120.gün	3M Filtek	10	16,26	17,6	9,93	20,15	3,71	47,4	45,329	0,001
		Clear fill	10	11,39	10,34	8,55	19,49	3,49	30,6		
		Gaenial	10	14,56	14,37	12,81	16,92	1,2	42,9		
		IPS E-Max	10	2,97	2,79	1,01	5,85	1,38	5,7		
		Lava Blok	10	14,26	14,27	12,3	17,33	1,44	40,8		
		Vita Enamic	10	6,9	6,77	4,82	8,84	1,23	15,6		
		Toplam	60	11,06	12,38	1,01	20,15	5,24	4-2 4-5 4-3 4-1 6-5 6-3 6-1		
Kırmızı Şarap	Delta E 120.gün	3M Filtek	10	22,59	23,15	14,28	29,55	6,23	42,1	38,793	0,001
		Clear fill	10	16,23	16,19	14,38	18,7	1,47	23,9		
		Gaenial	10	24,22	23,56	21,83	27,65	2	48,5		
		IPS E-Max	10	5,72	5,48	3,14	8,08	1,59	5,5		
		Lava Blok	10	16,65	17,03	11,95	21,63	3,31	26,3		
		Vita Enamic	10	20,26	19,05	15,46	26,27	4,05	36,7		
		Toplam	60	17,61	17,55	3,14	29,55	6,98	4-6 4-3 2-3		

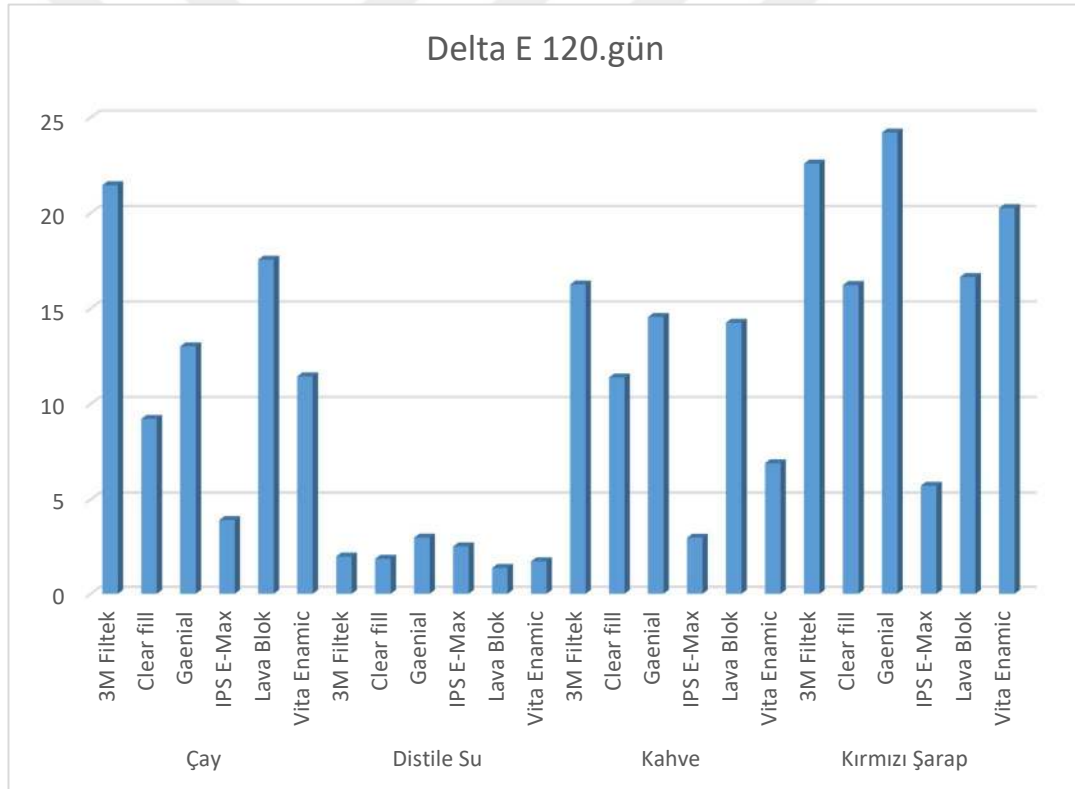
Çay solüsyon grubunda Delta E (120.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Çay solüsyon grubunda IPS E-max materyal grubunun Delta E değeri 3M Filtek ultimate, G-aenial anterior ve Lava Blok materyal gruplarına göre; Clearfil materyal grubunun Delta E değeri 3M Filtek ultimate ve Lava Blok materyal gruplarına göre; Vita Enamic materyal grubunun Delta E değeri ise 3M Filtek ultimate materyal grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Distile Su solüsyon grubunda Delta E (120.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

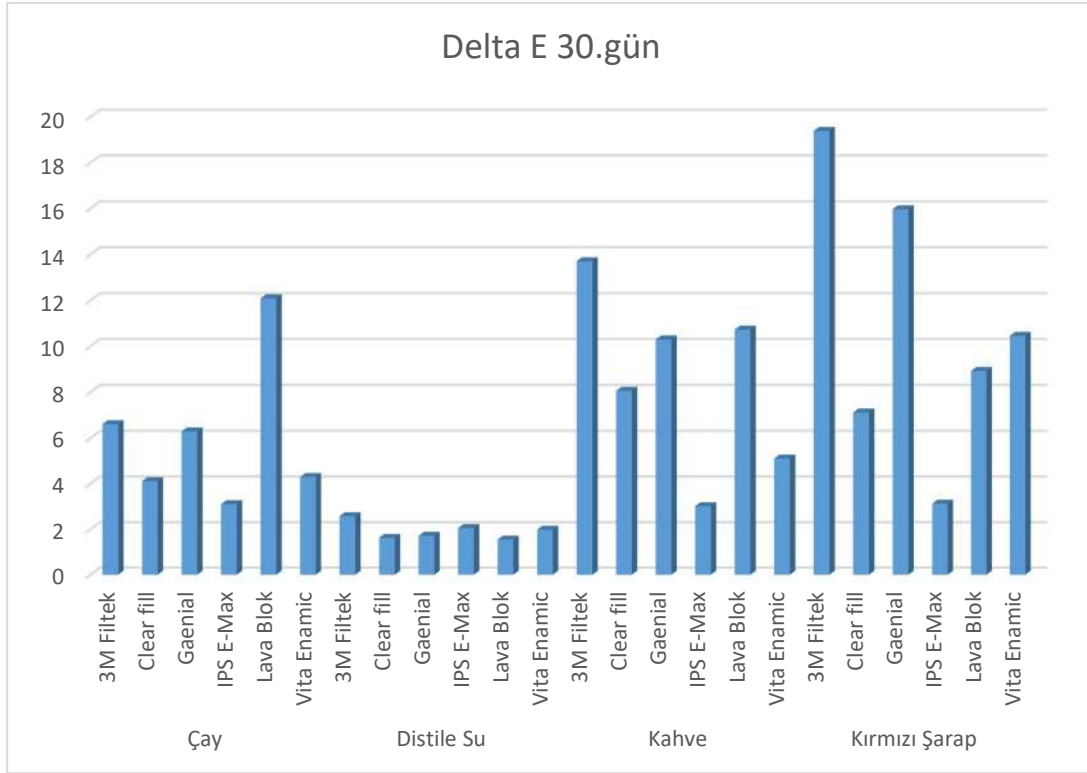
Kahve solüsyon grubunda Delta E (120.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Kahve solüsyon

grubunda IPS E-max materyal grubunun Delta E değeri 3M Filtek ultimate, Clearfil majesty esthetic, G-aenial anterior ve Lava Blok materyal gruplarına göre; Vita Enamic materyal grubunun Delta E değeri ise 3M Filtek ultimate, G-aenial anterior ve Lava Blok materyal gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Kırmızı şarap solüsyon grubunda Delta E (120.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Kırmızı şarap solüsyon grubunda IPS E-max materyal grubunun Delta E değeri G-aenial anterior ve Vita Enamic materyal gruplarına göre; Clearfil majesty esthetic materyal grubunun Delta E değeri G-aenial anterior materyal grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.



Şekil 4. Delta E 120. gün sonuçları



Şekil 5. Delta E 30. gün sonuçları

Tablo 4.Solüsyon gruplarında Delta E (30.gün ve Başlangıç) değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

		Grup 2					Kruskal Wallis H Testi			
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Çay	Delta E 30.gün	3M Filtek	10	6,6	6,77	4,65	8,77	1,28	39,065	0,001
		Clear fill	10	4,11	3,87	1,86	7,54	1,54		
		Gaenial	10	6,28	6,43	4,18	8,43	1,47		
		IPS E-Max	10	3,1	2,43	0,58	8,57	2,51		
		Lava Blok	10	12,08	12,43	8,86	14,63	1,87		
		Vita Enamic	10	4,29	4,09	1,73	6,47	1,28		
		Toplam	60	6,08	5,16	0,58	14,63	3,4	4-1 4-5 2-5 6-5	
Distile Su	Delta E 30.gün	3M Filtek	10	2,57	2,15	0,71	8	2,12	2,821	0,728
		Clear fill	10	1,62	1,26	0,78	3,34	0,85		
		Gaenial	10	1,71	1,76	0,94	2,46	0,56		
		IPS E-Max	10	2,05	1,51	0,69	4,36	1,25		
		Lava Blok	10	1,54	1,58	0,58	2,44	0,71		
		Vita Enamic	10	1,98	1,89	1,09	3,49	0,85		
		Toplam	60	1,91	1,78	0,58	8	1,18		
Kahve	Delta E 30.gün	3M Filtek	10	13,7	14,21	8,96	16,52	2,51	47,488	0,001
		Clear fill	10	8,05	8,32	4,3	13,02	2,52		
		Gaenial	10	10,29	10,36	8,29	11,73	1,01		
		IPS E-Max	10	3,01	3,13	0,78	6,48	1,57		
		Lava Blok	10	10,72	10,8	8,79	12,59	1,24		
		Vita Enamic	10	5,1	5,05	3,66	6,91	1,21		
		Toplam	60	8,48	8,96	0,78	16,52	4	4-3 4-5 4-1 6-3 6-5 6-1 2-1	
Kırmızı Şarap	Delta E 30.gün	3M Filtek	10	19,38	18,19	12,18	28,29	7,02	47,398	0,001
		Clear fill	10	7,11	7,28	4,82	8,84	1,2		
		Gaenial	10	15,97	16,19	13,06	18,29	1,69		
		IPS E-Max	10	3,12	2,97	0,86	4,77	1,27		
		Lava Blok	10	8,92	8,28	4,71	12,82	2,71		
		Vita Enamic	10	10,45	9,98	4,97	14,84	3,36		
		Toplam	60	10,82	8,91	0,86	28,29	6,42	4-6 4-1 4-2 2-1 2-3 5-3	

Çay solüsyon grubunda Delta E (30.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Çay solüsyon grubunda IPS E-max materyal grubunun Delta E değeri 3M Filtek ultimate ve Lava Blok materyal gruplarına göre; Clearfil majesty esthetic ve Vita Enamic materyal grubunun Delta E değeri ise Lava Blok materyal grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Distile Su solüsyon grubunda Delta E (30.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kahve solüsyon grubunda Delta E (30.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Kahve solüsyon grubunda IPS E-max ve Vita Enamic materyal gruplarının Delta E değeri 3M Filtek ultimate, G-aenial anterior ve Lava Blok materyal gruplarına göre; Clearfil majesty esthetic materyal grubunun Delta E değeri ise 3M Filtek ultimate materyal grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Kırmızı şarap solüsyon grubunda Delta E (30.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Kırmızı şarap solüsyon grubunda IPS E-max materyal grubunun Delta E değeri 3M Filtek ultimate, Clearfil majesty esthetic ve Vita Enamic materyal gruplarına göre; Clearfil majesty esthetic materyal grubunun Delta E değeri 3M Filtek ultimate ve G-aenial anterior materyal grubuna göre; Lava Blok materyal grubunun Delta E değeri ise G-aenial anterior materyal grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 5. Materyal gruplarında Delta E (120.gün ve Başlangıç) değerleri bakımından solüsyonlar arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

		Grup 1					Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H p
3M Filtek	Delta E 120.gün	Çay	10	21,46	19,29	15,18	28,42	4,93	27,6
		Distile Su	10	1,98	1,7	0,47	4,12	1,21	5,5
		Kahve	10	16,26	17,6	9,93	20,15	3,71	20,6
		Kırmızı Şarap	10	22,59	23,15	14,28	29,55	6,23	28,3
		Toplam	40	15,57	17,6	0,47	29,55	9,33	2-3 2-1 2-4
Clear fill	Delta E 120.gün	Çay	10	9,22	9,33	6,65	12,76	2,09	18,7
		Distile Su	10	1,86	1,53	0,73	3,86	1,02	5,5
		Kahve	10	11,39	10,34	8,55	19,49	3,49	23,4
		Kırmızı Şarap	10	16,23	16,19	14,38	18,7	1,47	34,4
		Toplam	40	9,68	9,78	0,73	19,49	5,66	2-3 2-4 1-4
Gaenial	Delta E 120.gün	Çay	10	13,02	13,6	9,9	16,62	2,27	18,4
		Distile Su	10	2,98	2,44	0,49	7,06	2,2	5,5
		Kahve	10	14,56	14,37	12,81	16,92	1,2	22,6
		Kırmızı Şarap	10	24,22	23,56	21,83	27,65	2	35,5
		Toplam	40	13,7	14,09	0,49	27,65	7,86	2-3 2-4 1-4
IPS E-Max	Delta E 120.gün	Çay	10	3,91	3,93	1,73	7,22	1,74	21,4
		Distile Su	10	2,51	2,04	0,94	4,52	1,15	12,8
		Kahve	10	2,97	2,79	1,01	5,85	1,38	15,6
		Kırmızı Şarap	10	5,72	5,48	3,14	8,08	1,59	32,2
		Toplam	40	3,78	3,5	0,94	8,08	1,89	2-4 3-4
Lava Blok	Delta E 120.gün	Çay	10	17,56	17,3	14,72	21,46	1,97	30,6
		Distile Su	10	1,37	1,36	0,23	2,78	0,77	5,5
		Kahve	10	14,26	14,27	12,3	17,33	1,44	19,1
		Kırmızı Şarap	10	16,65	17,03	11,95	21,63	3,31	26,8
		Toplam	40	12,46	14,49	0,23	21,63	6,89	2-4 2-1
Vita Enamic	Delta E 120.gün	Çay	10	11,45	11,19	8,88	13,87	1,94	25,5
		Distile Su	10	1,72	1,67	0,84	2,7	0,64	5,5
		Kahve	10	6,9	6,77	4,82	8,84	1,23	15,5
		Kırmızı Şarap	10	20,26	19,05	15,46	26,27	4,05	35,5
		Toplam	40	10,08	8,86	0,84	26,27	7,26	2-1 2-4 3-4

3M Filtek ultimate materyal grubunda Delta E (120.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). 3M Filtek ultimate materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri çay, kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Clearfil majesty esthetic materyal grubunda Delta E (120.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Clearfil majesty esthetic materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre; çay solüsyon grubunun Delta E değeri ise kırmızı şarap solüsyon grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

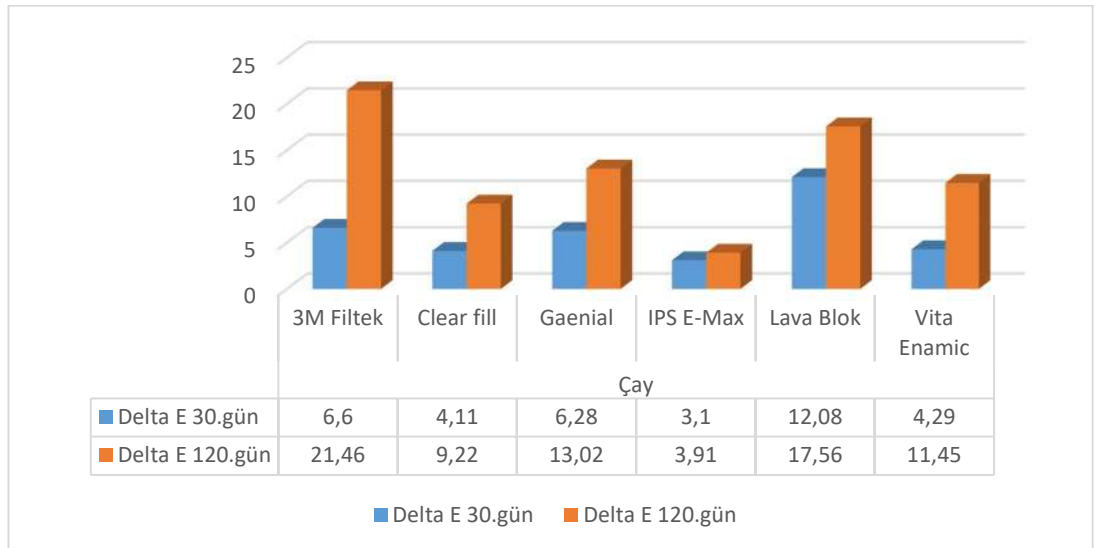
G-aenial anterior materyal grubunda Delta E (120.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır

($p<0,05$). G-aenial anterior materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre; çay solüsyon grubunun Delta E değeri ise kırmızı şarap solüsyon grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

IPS E-max materyal grubunda Delta E (120.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). IPS E-max materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Lava Blok materyal grubunda Delta E (120.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Lava Blok materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri çay ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Vita Enamic materyal grubunda Delta E (120.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Vita Enamic materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri çay ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre; kahve solüsyon grubunun Delta E değeri ise kırmızı şarap solüsyon grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.



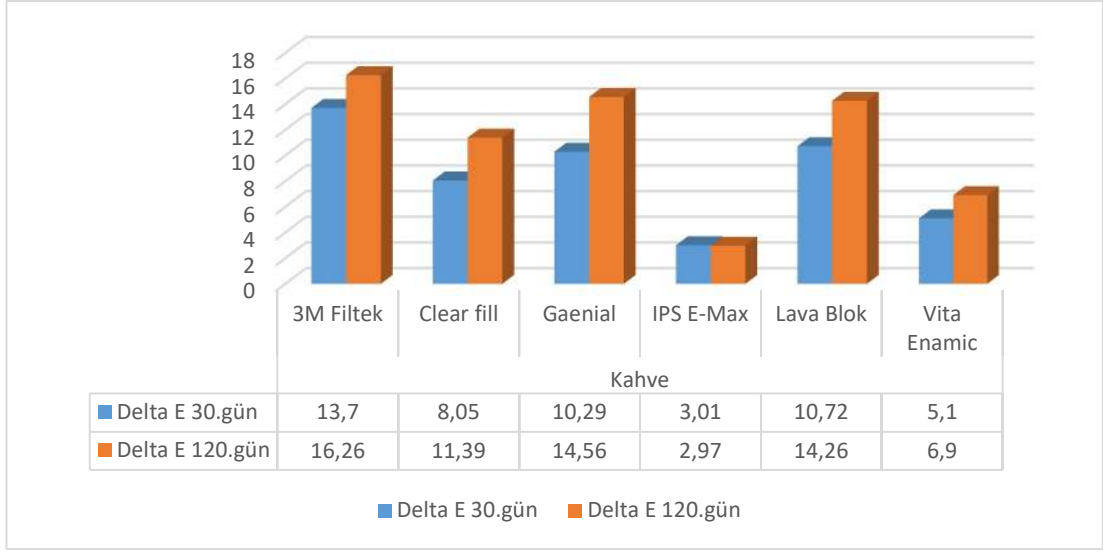
Şekil 6. Çay solüsyon grubunda Delta E 30. ve Delta E 120. gün değerleri bakımından materyallere göre dağılım grafiği

Tablo 6. Materyal gruplarında Delta E (30.gün ve Başlangıç) değerleri bakımından solüsyonlar arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

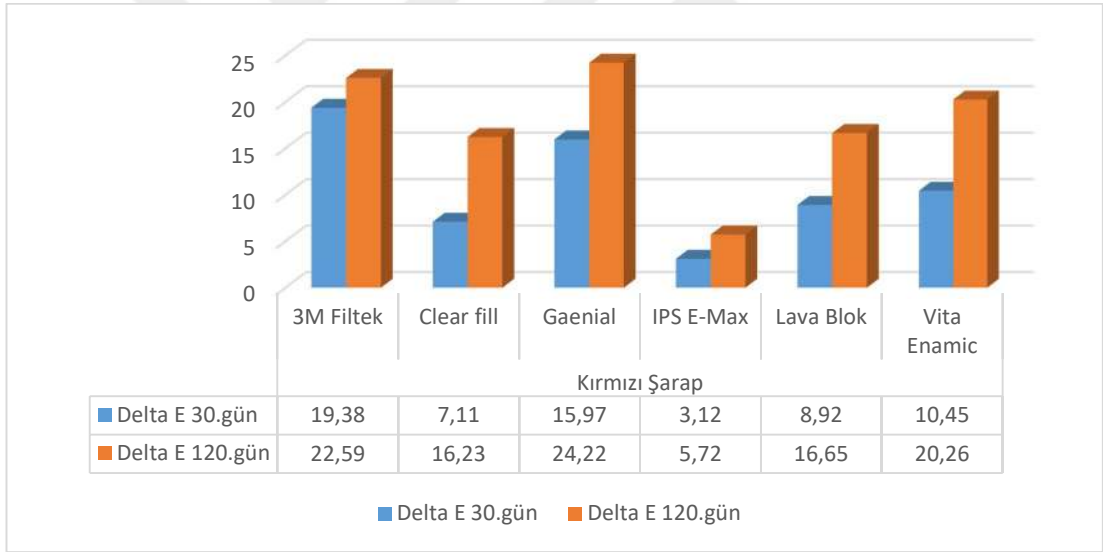
		Grup 1						Kruskal Wallis H Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
3M Filttek	Delta E 30.gün	Çay	10	6,6	6,77	4,65	8,77	1,28	32,202	0,001
		Distile Su	10	2,57	2,15	0,71	8	2,12		
		Kahve	10	13,7	14,21	8,96	16,52	2,51		
		Kırmızı Şarap	10	19,38	18,19	12,18	28,29	7,02		
		Toplam	40	10,56	8,86	0,71	28,29	7,56		
Clear fill	Delta E 30.gün	Çay	10	4,11	3,87	1,86	7,54	1,54	28,977	0,001
		Distile Su	10	1,62	1,26	0,78	3,34	0,85		
		Kahve	10	8,05	8,32	4,3	13,02	2,52		
		Kırmızı Şarap	10	7,11	7,28	4,82	8,84	1,2		
		Toplam	40	5,22	4,92	0,78	13,02	3,02		
Gaenial	Delta E 30.gün	Çay	10	6,28	6,43	4,18	8,43	1,47	36,44	0,001
		Distile Su	10	1,71	1,76	0,94	2,46	0,56		
		Kahve	10	10,29	10,36	8,29	11,73	1,01		
		Kırmızı Şarap	10	15,97	16,19	13,06	18,29	1,69		
		Toplam	40	8,56	8,36	0,94	18,29	5,44		
IPS E-Max	Delta E 30.gün	Çay	10	3,1	2,43	0,58	8,57	2,51	2,78	0,427
		Distile Su	10	2,05	1,51	0,69	4,36	1,25		
		Kahve	10	3,01	3,13	0,78	6,48	1,57		
		Kırmızı Şarap	10	3,12	2,97	0,86	4,77	1,27		
		Toplam	40	2,82	2,74	0,58	8,57	1,72		
Lava Blok	Delta E 30.gün	Çay	10	12,08	12,43	8,86	14,63	1,87	26,325	0,001
		Distile Su	10	1,54	1,58	0,58	2,44	0,71		
		Kahve	10	10,72	10,8	8,79	12,59	1,24		
		Kırmızı Şarap	10	8,92	8,28	4,71	12,82	2,71		
		Toplam	40	8,31	9,73	0,58	14,63	4,47		
Vita Enamic	Delta E 30.gün	Çay	10	4,29	4,09	1,73	6,47	1,28	30,04	0,001
		Distile Su	10	1,98	1,89	1,09	3,49	0,85		
		Kahve	10	5,1	5,05	3,66	6,91	1,21		
		Kırmızı Şarap	10	10,45	9,98	4,97	14,84	3,36		
		Toplam	40	5,46	4,46	1,09	14,84	3,66		



Şekil 7. Distile su solüsyon grubunda Delta E 30. ve Delta E 120. gün değerleri bakımından materyallere göre dağılım grafiği



Şekil 8. Kahve solüsyon grubunda Delta E 30. ve Delta E 120. gün değerleri bakımından materyallere göre dağılım grafiği



Şekil 9. Kırmızı şarap solüsyon grubunda Delta E 30. ve Delta E 120. gün değerleri bakımından materyallere göre dağılım grafiği

3M Filtek ultimate materyal grubunda Delta E (30.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). 3M Filtek ultimate materyal grubunda çay ve distile su solüsyon gruplarının Delta E değeri kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Clearfil majesty esthetic materyal grubunda Delta E (30.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Clearfil majesty esthetic materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre; çay solüsyon grubunun Delta E değeri ise kahve solüsyon grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

G-aenial anterior materyal grubunda Delta E (30.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). G-aenial anterior materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre; çay solüsyon grubunun Delta E değeri ise kırmızı şarap solüsyon grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

IPS E-max materyal grubunda Delta E (30.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Lava Blok materyal grubunda Delta E (30.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Lava Blok materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri çay, kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Vita Enamic materyal grubunda Delta E (30.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Vita Enamic materyal grubunda distile su solüsyon grubunun Delta E değeri kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre; çay solüsyon grubunun Delta E değeri ise kırmızı şarap solüsyon grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 7. Delta E değerleri bakımından solüsyonlar arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

		Grup 1					Kruskal Wallis H Testi			
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Delta E 120.gün	Çay	60	12,77	12,9	1,73	28,42	6,26	140,2	138,221	0,001
	Distile Su	60	2,07	1,75	0,23	7,06	1,33	35,62		
	Kahve	60	11,06	12,38	1,01	20,15	5,24	126,77		
	Kırmızı Şarap	60	17,61	17,55	3,14	29,55	6,98	179,42		
	Toplam	240	10,88	10,59	0,23	29,55	7,79	2-3 2-1 2-4 3-4 1-4		
Delta E 30.gün	Çay	60	6,08	5,16	0,58	14,63	3,4	119,7	118,184	0,001
	Distile Su	60	1,91	1,78	0,58	8	1,18	41,77		
	Kahve	60	8,48	8,96	0,78	16,52	4	152,15		
	Kırmızı Şarap	60	10,82	8,91	0,86	28,29	6,42	168,38		
	Toplam	240	6,82	5,47	0,58	28,29	5,31	2-1 2-3 2-4 1-4		

Delta E (120.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Distile su solüsyon grubunun Delta E değeri çay, kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre; çay ve kahve solüsyon gruplarının Delta E değeri ise kırmızı şarap solüsyon grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Delta E (30.gün) ölçüm değerleri bakımından solüsyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Distile su solüsyon grubunun Delta E değeri çay, kahve ve kırmızı şarap solüsyon gruplarına göre; çay solüsyon grubunun Delta E değeri ise kırmızı şarap solüsyon grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 8. Delta E değerleri bakımından materyaller arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal Wallis H testi sonucu

		Grup 2					Kruskal Wallis H Testi			
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	H	p
Delta E 120.gün	3M Filtek	40	15,57	17,6	0,47	29,55	9,33	157,43	46,856	0,001
	Clear fill	40	9,68	9,78	0,73	19,49	5,66	112,15		
	Gaenial	40	13,7	14,09	0,49	27,65	7,86	142,53		
	IPS E-Max	40	3,78	3,5	0,94	8,08	1,89	61,83		
	Lava Blok	40	12,46	14,49	0,23	21,63	6,89	135,78		
	Vita Enamic	40	10,08	8,86	0,84	26,27	7,26	113,3		
	Toplam	240	10,88	10,59	0,23	29,55	7,79	4-2 4-6 4-5 4-3 4-1		
Delta E 30.gün	3M Filtek	40	10,56	8,86	0,71	28,29	7,56	155,93	51,256	0,001
	Clear fill	40	5,22	4,92	0,78	13,02	3,02	105,98		
	Gaenial	40	8,56	8,36	0,94	18,29	5,44	144,43		
	IPS E-Max	40	2,82	2,74	0,58	8,57	1,72	62,4		
	Lava Blok	40	8,31	9,73	0,58	14,63	4,47	145,5		
	Vita Enamic	40	5,46	4,46	1,09	14,84	3,66	108,78		
	Toplam	240	6,82	5,47	0,58	28,29	5,31	4-6 4-3 4-5 4-1 2-1 6-1		

Delta E (120.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). IPS E-max materyal grubunun Delta E değeri 3M Filtek ultimate, Clearfil majesty esthetic, G-aenial anterior, Lava Blok ve Vita Enamic materyal gruplarına göre anlamlı derecede düşüktür.

Delta E (30.gün) değerleri bakımından materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). IPS E-max materyal grubunun Delta E değeri 3M Filtek ultimate, G-aenial anterior, Lava Blok ve Vita Enamic materyal gruplarına göre; Clearfil majesty esthetic ve Vita Enamic materyal gruplarının Delta E değeri ise 3M Filtek ultimate materyal grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 9. Delta E değerinin rakamsal olarak 30. ve 120. Gün değerlerini gösteren analiz

	DİSTİLE SU		ÇAY		KAHVE		KIRMIZI ŞARAP	
	ΔE 30. GÜN	ΔE 120. GÜN	ΔE 30. GÜN	ΔE 120. GÜN	ΔE 30. GÜN	ΔE 120. GÜN	ΔE 30. GÜN	ΔE 120. GÜN
3M FILTEK ULTIMATE	0,324	0,8711	6,2868	21,174	13,6049	16,1335	18,8419	22,2447
CLEARFIL MAJESTY ESTHETIC	0,8023	1,1551	3,746	9,1403	7,7296	11,0623	6,9624	16,1728
GAENIAL ESTETIC ANTERIOR	0,6723	1,0096	6,0191	12,8535	10,2308	14,4238	15,8791	24,1644
IPS E-MAX	0,5345	0,6463	1,8025	3,5574	2,0583	1,9374	2,7457	5,6274
LAVA BLOK	0,8503	0,976	11,8789	17,3967	10,546	14,1634	8,6979	16,546
VITA ENAMIC	0,5428	0,8684	4,1537	11,3559	4,3881	6,4609	10,3044	20,2202

Tabloda görülen değerlerle birlikte 0'a yaklaşan değerler renk değişiminin azlığını belirtirken Delta E'nin 3,3 ve üzerindeki değerler artık gözle görülür ve fark edilebilir hale geldiğini Delta E değeri 1,1'in altında olan değerler ise gözle fark edilemeyecek değer olarak gösterilmiştir. Bu değerleri göz önüne aldığımızda distile su içerisine yerleştirilen tüm materyallerde de gözle algılanabilir bir değişim meydana gelmemiştir. 30. gün itibariyle çay solüsyonu içerisine yerleştirilen 3M Filtek Ultimate kompozit, IPS E-max ve Vita Enamic değerleri kahve solüsyonuna göre daha düşükken 120. gün itibariyle daha yüksek değere ve renklenmeye sebep olmuştur. Lava Blok için ise çay, kahve solüsyonuna göre hem 30. gün hem de 120. günde daha fazla renklenmeye neden olmuştur. Clearfil esthetic ve G-aenial anterior kompozitlerinde ise kahve solüsyonu çay solüsyonuna göre hem 30. gün hem de 120. günde daha fazla renk değişimi göstermiştir. Kırmızı şarap solüsyonu ise en fazla renklenmeye sebep olan grubu oluşturmuştur. 30. Gün itibariyle en fazla renklenen 3M Filtek Ultimate olurken onu sırasıyla G-aenial anterior, Vita Enamic, Lava Blok, Clearfil esthetic ve IPS E-max takip etmiştir. 120. Gün itibariyle ise G-aenial anterior en fazla renklenirken onu 3M Filtek Ultimate, Vita Enamic, Lava Blok, Clearfil esthetic ve IPS E-max takip etmiştir.

3M Filtek Ultimate ve Lava Blok yani 3M grubu materyaller çay solüsyonuna 120 gün sonunda neredeyse kırmızı şarap solüsyonundaki 3M grubu materyaller kadar fazla renklenme göstermiştir. Diğer gruplar arasında renk değişim miktarı arasındaki

fark daha belirgindir. Bu da 3M grubunun çaya diğlerinden daha az dirençli olduğunu göstermiştir.



6. TARTIŞMA

Çalışmamızda 6 farklı materyalin 4 farklı solüsyonda (n:10) 37°C de ve 120 gün bekletilerek başlangıç, 30. ve 120. gün ölçümleri Lovibond marka spektrofotometre yardımıyla Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi laboratuvarında yapılmış ve kayıt altına alınmıştır. Böylelikle renklenme değerleri ya da dirençleri arasındaki farklılıklar ortaya konulmuştur. Çalışmamızda 1 adet seramik CAD/CAM blok (IPS E-max), 2 adet rezin içerikli CAD/CAM blok (Lava Blok ve Vita Enamic) ve 3 adet geleneksel rezin içerikli estetik kompozitler (GC G-aenial anterior anterior, Clearfil Majesty Esthetic ve 3M Filtek Ultimate) kullanılmıştır.

Renk uyumsuzluğu, rezin esaslı kompozit restorasyonların değiştirilmesinin başlıca nedenlerinden biridir (156). Araştırmalara baktığımızda diş alanındaki şikâyetlerin %38'i renklenme kaynaklıdır (10). Geleneksel kompozit restorasyonlarda renklenme, polimerizasyonun yetersizliği, diyet alışkanlıkları, su emilimi, kimyasal reaksiyonlar, oral hijyen ve yüzeyin düzgünlüğü gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (157). Pek çok çalışmada alüminyum oksit diskler kullanılmış ve parlak ve pürüzsüz yüzeyler elde etme konusunda en başarılı yöntem olduğu kanıtlanmıştır (158,159). Biz de çalışmamızda 10'ar sn. boyunca OptiDisc cila sistemi ile polisaj işlemini gerçekleştirdik.

Hamiyet ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada rezin içerikli ve seramik yapıda CAD/CAM bloklara farklı parlatma işlemleri uygulanmıştır. Renklenme sonuçlarına göre lava blok manuel parlatmaya, Vita enamic glaze işlemine daha uygun denilmiştir. Seramik materyaller için manuel parlatma ya da glaze işlemlerinin önerilebilir olduğu bildirilmiştir (160).

Çalışmamızda standart kalıplar yardımıyla örnekler hazırlanırken ideal şartları sağlamak, oksijen inhibisyonunu azaltmak ve rezin içerikli bloklar ile geleneksel kompozitleri kıyaslayabilmek için şeffaf bant kullanılmıştır.

Asmussen, rezin kompozitlerin renklenme direncinde oksijenin rolünü incelemiş, solüsyonlardan oksijen çıkarıldığında, kompozitlerde renklenmenin azaldığı, ayrıca şeffaf bant ya da cam levha arasında örneklerin hazırlanmasının oksijen inhibisyonunu

azalttığını göstermiştir. Bunun sonucunda da renklenmeye karşı direncin arttığı belirtilmiştir (23).

Oral kavitede geçen süre boyunca gerçekleşen karmaşık olaylar belli bir süre içerisinde materyalin renginde değişikliklere neden olacaktır (19,23). Hastaların tüketim alışkanlıklarında özellikle içecekler göz önünde bulundurulduğunda anterior bölge restorasyonların renklenmesinin incelendiği çalışmalar incelendiğinde daha çok kola, kahve ve kırmızı şarap kullanılmıştır (161,162). Daha az çalışmada çay solüsyonuna yer verilmiştir (163,164). Biz de çalışmamızda distile su, kahve ve kırmızı şarabın yanı sıra daha az incelenme imkânı bulmuş çay solüsyonuna da yer verdik. Bunun içinde siyah çay solüsyonumuzda tercih edilmiştir.

Farklı çalışmalarda distile su yerine yapay tükürük kullanılmıştır. Bunu da distile suyun ağız ortamını tam olarak yansıtamadığını öne sürerek ağız ortamının kimyası dikkate alınmalıdır şeklinde açıklamışlardır (165). Çalışmalar rezin içerikli restoratif materyallerin distile su içerisinde ilk 24 saat içerisinde artık monomer ile oligomer yapılarını yapay tükürüğe kıyasla daha fazla kaybettiğini (166) çözünmenin ise yapay tükürükte daha hızlı olduğunu göstermiştir (167).

Yapay tükürükler ağız içindeki enzimleri içermezler. Fakat ağız içindeki enzimler, kompozit yüzeyindeki dimetakrilat polimerlerinin yumuşamasına neden olmakta ve metakrilat ester bağlarının hidrolizine sebebiyet vermektedir (168). Bu nedenle her iki solüsyonda tam olarak ağız ortamını karşılayamamaktadır. Biz de kontrol grubu olarak pek çok çalışmada da kullanılan distile suyu kullandık.

Renk istikrarını ölçmek için görsel ve enstrümantal yöntemler mevcuttur. Bu çalışmada renk ölçümleri için spektrofotometre ve $L^* a^* b^*$ CIE değerleri kullanılmış ve yüksek doğrulukta ve tekrarlanabilirlikte objektif değerler elde edilmiştir.

CIE $L^* a^* b^*$, renk farkı ΔE , renk değişimlerini değerlendirmek için kullanılan değerdir ve L^* , a^* , b^* değerlerindeki farklılıkları kullanarak özel formül ile hesaplanır. 2001'de güncellenmiş yeni bir formül ΔE_{00} CIE tarafından tanıtılıp ve önerilmiştir (169). Pratikte, bu formüller değiştirilebilir (170) ve değerleri yüksek derecede bağ kurulabilir (171). Bu nedenle, iyi bilinen ΔE değerlerini renk ölçümünde kullanılmasına karar verildi (10,17,25,172). Bu değerlendirme yapılırken klinik yorum önemlidir. İnsan gözleri için algılanabilir renk farkı ile istatistiksel olarak

kabul edilebilir fark arasında ayırım yapmak esastır. 3.3'ün üzerindeki değerler klinik olarak kabul edilemez iken, 1,1'in altındaki ΔE 'nin insan gözleri tarafından algılanamayacağı iddia edilmiştir (172–174).

Kompozit rezinlerin su emilimi ve çözünürlüğü, test edilme süresinden etkilenmektedir. Çay, kahve, kırmızı şarap ve kola ile yapılan araştırmalarda değişken uygulama süreleri bulunmaktadır. Villata ve ark. , örneklerini 40 gün boyunca günlük 3'er saat renklenme çözeltisinde, 21 saat distile suda bekletmiştir (156). Bagheri ve ark. ise, 1 hafta distile suda bekletmeyi takiben 2 hafta renklendirici çözeltilerde bekletmiştir (175). Dietschi ise renklenme deneyini 3 hafta devam ettirmiştir (25).

Direk/indirek restorasyonların beklenen ömrü yaklaşık 8-10 yıl olduğu için, bu çalışmada kullanılan daldırma süresi 120 gündür. Ertaş ve ark. tarafından gösterildiği gibi yaklaşık 10 yıllık klinik yaşlanmayı temsil etmelidir (176). Biz de çalışmamızı bu süreyi göz önüne alarak 120 gün olarak gerçekleştirdik.

Alharbi ve ark.'nın yaptığı in vitro bir çalışmada uygulanan test koşuluna dayanarak, bulgularımız, distile su ve yapay tükürük hariç, test edilen hiçbir materyalin diğer tüm solüsyonlarda DE değerinin 3,3'ün altında olmadığını göstermiştir. Bu nedenle eğer aynı durum klinik olarak uygulanıyorsa, renk değişimlerinin çoğu insan gözleri tarafından algılanabilir ve klinik olarak kabul edilemez sayılır (173). Bu çalışmaya benzer şekilde boyanma yoğunluğuna göre, kırmızı şarap, tüm materyallerden kahve ve çay çözeltisiyle karşılaştırıldığında yüksek bir boyama potansiyeline sahiptir. Bu sonuçlar önceki araştırmalara benzerdir (6,172,177).

Birkaç çalışmada, alkolün rezin matrisini yumuşatarak lekelenmeyi kolaylaştırdığı bildirilmiştir (19,21). Bununla birlikte, renk değişikliğinin kırmızı şarapta alkolün veya pigmentlerin varlığından kaynaklanıp kaynaklanmadığı açık değildir. Kahve ve çay çözeltisindeki renklenme ise solüsyonun kendisiyle alakalıdır ve organik matrikin yapısını bozacak içeriğe sahip değildir.

Alharbi ve ark. kahve solüsyonunun renklendirme özelliğinin çaya göre, özellikle Filtek Supreme, Venus Diamond, Paradigm MZ100 ve Lava Ultimate gibi metakrilat bazlı materyallerde daha fazla değer farkı olduğunu bildirmiştir (178). Fakat bizim çalışmamızda Lava Blok ve 3M Filtek Ultimate renklenme açısından çaya daha az dirençli bulunmuş ve daha fazla renklenme göstermiştir.

Su emilimi kompozitlerde pek çok şeyle ilintilidir. Rezin matris içinde ki doldurucular, dağılımları, büyüklüğü, hacmi, bu ikisini birbirine bağlayan silan'a (ara faz) bağlıdır. Bunun yanında zaman, sıcaklık, yüzeyel özellikler, stres ve solüsyonun yoğunluğu da emilimi etkileyen diğer öğelerdir (179–181).

Kompozit rezinlerin organik yapıları incelendiğinde genellikle Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ve TEGDMA bulunmaktadır. TEGDMA bunlar arasında polimer ağı en sıkı ama su emilimi en fazla olan bileşendir. UDMA ile Bis-EMA daha az su çekmesine karşın daha fazla artık monomer ortaya çıkartmaktadır. Bis-GMA bu yapılar arasında sağlamlık olarak en kuvvetli yapıda olmakla birlikte UDMA ile Bis-EMA'ya kıyasla çok daha fazla su emer (182).

Çalışmamıza baktığımızda G-aenial anterior kompozit rezin 120 gün sonunda 3M grubu kompozit ve Lava blokla kıyaslandığında kahve ve çay çözeltilisinde daha az renklenme göstermişken, Kırmızı şarap solüsyonunda daha fazla renklenme göstermiştir. Clearfil Majesty Esthetic ise geleneksel kompozit olmasına karşın 120 gün sonunda IPS E-max dışında çay ve Kırmızı şarap solüsyonlarında diğer tüm materyallerden daha dirençli sonuçlar vermişken, kahve solüsyonunda IPS E-max'ın yanında Vita Enamic'den de daha fazla renklenme göstermiştir.

Bu duruma materyal içerikleri yönünden bakıldığında G-aenial anterior organik matris içerik bakımından ürethane dimetakrilat (UDMA) ve dimetakrilat co-monomerleri içermesinin yanında Bis-GMA içermemesi renklenme açısından daha önceki çalışmaları doğrulamaktadır. 3M grubu blok (Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA) ve geleneksel kompozitler (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA VE Bis-EMA) rezin matris olarak daha fazla su emen yapıları içermeleri nedeniyle renklenmeye karşı daha fazla hassasiyet göstermiş ve yine önceki çalışmalar bu durumu desteklemiştir.

Clearfil Majesty Esthetic kompozit rezinine baktığımızda organik matris olarak Bis-GMA içermektedir. Fakat renklenme direnci olarak seramik materyal ve kahve hariç tüm sonuçlarda renklenme direnci oldukça iyidir. Bu durum önceki çalışmalarla çelişmekte gibi gözükmemektedir (178). Biz bu durumu içeriğindeki hidrofobik alifatik dimetakrilat'a ve bu içeriğin su emilimini azalttığı sonucuna bağlayabiliriz.

Rezin içerikli CAD/CAM bloklar karşılaştırıldığında ise Vita Enamic Kırmızı şarap haricindeki diğer tüm solüsyonlarda 120. gün itibariyle Lava blok'a göre daha

az renklenmiştir. Bu durumu da yine Vita Enamic'in Bis-GMA içermeyen ve doldurucu oranı daha fazla olan yapısına bağlayabiliriz.

Nanokompozitler hibrit ve mikrohibrit kompozitlerle kıyaslandığında daha küçük partikül içerirler. Bunun yanında nanoteknolojiden faydalanarak hibrit türevlerine kıyasla daha yüksek oranda doldurucu içermektedir. Böylelikle yüzey daha fazlaca ve küçük partikül bulundurmakta ve pürüzsüz bir yüzey elde edilebilmektedir (183).

Mitra ve ark. yaptığı çalışmada kompozit yüzeyindeki kopmaları araştırmış ve hibrit kompozitlerle kıyasladığında yüzeydeki kopmanın daha küçük ve kendi içinde olduğunu göstermiştir (70).

Turssi ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada da minifil ve nanofil dolduruculu kompozitlere farklı materyallerle polisaj işlemi uygulanmış, nano dolduruculu olan kompozit rezinlerde daha parlak yüzey elde edilmiştir (184).

Bizim çalışmamızda kullandığımız G-aenial anterior mikrohibrit, Clearfil Majesty Esthetic nanohibrit ve 3M Filtek Ultimate de nanofil doldurucu içeriğe sahiptir. Fakat bizim çalışmamız önceki çalışmalarla kısmen çelişmektedir. Clearfil Majesty Esthetic nanohibrit ve 3M Filtek Ultimate de nanofil doldurucu içeriğe sahip olmasına karşın siyah çay, kahve ve Kırmızı şarap solüsyonlarında, bu üç kompozit rezin arasında, en az renklenen Clearfil Majesty Esthetic'tir. Bu önceki çalışmaları doğrulamakla birlikte nano yapıdaki diğer kompozit olan 3M Filtek Ultimate Kırmızı şarap hariç, çay ve kahve solüsyonlarında mikrohibrit yapıdaki G-aenial anterior'den daha fazla renklenme göstermiştir.

Fakat kompozitler arasındaki ağırlıkça doldurucu içeriği miktarı renklenme üzerinde kesin bir etkisi olduğu söylenemeyebilir. Çünkü kompozit rezinler ile doldurucu miktarı arasında benzer oranlar bulunmaktadır. Bu da aralarındaki renklenme farklılıklarını farklı sebeplere bağlamamıza sebep olmaktadır (25). Kompozitler dişe kıyasla 2 ila 6 kat daha fazla genleşme katsayısına sahiptir. Bu yüzden sıcaklığa göre daha fazla genleşir ve daha fazla büzüşür (185). Ağız ortamının ve solüsyonun türü ve sıcaklığı, kompozit rezinlerin su emilimini ve renklenme miktarını etkilemektedir. Bunu da solüsyonların polimer yapıdaki bağları gevşeterek yüzeysel renklenmeleri artırmasını açıklayabilir (41). Lu H ve ark. kompozit yapıları oluşturan rezin, doldurucu ve silanın kimyasal özellikleriyle birlikte solüsyonlarında

farklı etkileşimler gösterdiği ve sıcaklığın da renklenme direncini olumsuz yönde etkilediğini göstermiştir (186).

Önceki bulgulara bakıldığında kahve ile renk değişimi hem adsorpsiyonla hem de absorpsiyonla olduğu bilinirken, çaydaki renk değişimi, polar renk verici malzemelerin yüzeyine adsorbe edilmesinden kaynaklandığı bilinmekteydi (18,172,175). Renklendiricilerin materyallerin organik fazlarına emilmesi ve nüfuz etmesi, muhtemelen, polimer fazının kahvenin sarı renklendiricileriyle uyumluluğundan kaynaklanmaktadır (18). Bizim çalışmamızda da G-aenial anterior ve Clearfil majesty estetic'in 120. gün sonuçlarına göre kahve solüsyonları çay solüsyonlarına kıyasla daha az renklenme sağlamıştır. 30. gün itibarıyla sadece Lava Blok kahve ve çay solüsyonları yakın değerler göstermiştir. Diğer materyaller için kahve daha belirgin ve fazla değerde renklenme sağlamıştır.

Metakrilat bazlı olmayan posterior kompozit rezinler hariç, CAD / CAM blokları direk rezin materyallerle karşılaştırıldığında, tüm boyama çözeltileriyle daha yüksek bir renklenme direncine sahiptir (178). CAD / CAM bloklarının üretimi ve polimerizasyonu için kullanılan işlem prosedürü, görünüme göre renklenme direnci davranışlarını geliştirmiştir (6,187). Temel olarak aynı bileşimi olan direkt kompozit (F Sup) ve rezin bazlı CAD / CAM (LU) sonuçlarını karşılaştırırken, lava blok'un daha iyi renklenme direncinin gözlemlenmesi açıkça görülmektedir (178).

Bununla birlikte son zamanlarda yapılan bir çalışma ile rezin içerikli CAD/CAM blokların renklenme direncinin daha yüksek olduğu söylemi uyuşmamaktadır. Bu çalışmada rezin nanoseramik (LU) ve nano kompozit rezin (F Sup) kahve ile renklendirildiği zaman klinik olarak renk değişimi kabul edilemez benzerlik göstermiştir (188). Kahve haricindeki tüm boyama çözeltilerinde, Lava Ultimate (nano seramik partikülleri ile kompozit blok) sonuçları, Vita Enamic'e (hibrid seramik) benzerdi; bu, kompozit materyallerin seramiklere benzer performans gösterebildiğini göstermiştir (178). Buna karşılık kahve gibi renklendirici solüsyon kullanıldığında, Vita Enamic, Lava Ultimate'den daha iyi renklenme direnci sonuçları göstermiştir (188). Bu İki materyal, Paradigm MZ100 kompozit bloğuna kıyasla daha yüksek renklenme direncine sahiptir. Vita Enamic'in rezin matrisi UDMA ve TEGDMA'dan oluşur. Lava Ultimate, üretici tarafından iddia edildiği gibi takviye edilmiş özel kimyasal bileşime sahip bir rezin matrise sahiptir (178). Her iki materyalde de Rezin

matrisindeki Bis-GMA Paradigm MZ100'e kıyasla daha az orandadır bu da bu maddeleri hidrolitik olarak daha kararlı hale getirecektir (19,171). Bununla birlikte bulgularımız, lava blok'un nihai olarak MZ100 ve Vita Enamic'den daha fazla renklenmesine neden olan diğer çalışmalarla çelişmemektedir (189). Bizim çalışmamız bu sonuçla büyük oranda çelişmemektedir. Çay ve kahve ile Lava Blok ve Vita Enamic karşılaştırıldığında Vita Enamic belirgin şekilde lava blok'a karşı renklenmeye karşı hem çay hem de kahve için direnç göstermiştir. Fakat kırmızı şarap için durum biraz farklıdır. Lava blok hem 30. hem de 120. günde Vita Enamic'ten renklenmeye karşı daha dirençli olduğunu göstermiştir. Bunu da Vita Enamic ve Lava blok'un solüsyonlarının sıcaklıklarına, alkol içeriğine, çayın polar yapısına ve en önemlisi materyallerin içeriğine bağlayabiliriz.

Leke direnci, malzemenin su emme ve hidrofilitesi/hidrofobikliğine bağlıdır. Verilerimiz, rezin matrisinin doğasının renklenme duyarlılığını etkilediğini teyit etmektedir. Hidrofilik materyallerin boyama solüsyonlarında hidrofobik maddelerden daha yüksek bir su emme derecesi ve nispeten daha yüksek renk kaybı değerleri bulunmaktadır (18).

Filtek Supreme, tüm test materyalleri ile karşılaştırıldığında en yüksek renk değişimi sonucunu vermişken Filtek Silorane direkt rezin materyalleri arasında renklenmeye en dirençli olan materyaldir. Silorane'nin bu renklenme direnci, hidrofobik rezin matrisi ile ilişkili olup, su emme ve çözünürlüğünde azalmaya, dolayısıyla daha iyi renk stabilitesine neden olur (190,191).

Çalışmamızda kontrol grubu olarak distile suyun yanında IPS E-max seramik CAD/CAM bloklar da kullanılmıştır. Özlem ve ark. yaptığı bir çalışmada bizim çalışmamızda olduğu gibi IPS E-max, Lava Blok ve Vita Enamic kullanmıştır. Kompozit olarak da Filtek supreme'yi kullanmıştır. Farklı kalınlıktaki örneklerin materyaller arasında renklenme farklılığı oluşturup oluşturmadığı incelenmiştir. Bu çalışmada IPS E-max hiçbir kalınlıkta ve solüsyonda diğer materyallerden daha fazla renklenme göstermemiştir. Hatta bu renklenme gözle fark edilemeyecek miktardadır. Vita Enamic rezin içerikli bloklar içerisinde IPS E-max'a alternatif olabilir denilmiştir (188).

Gawriolek ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada 22 farklı seramik materyal ile bizim çalışmamızda olduğu gibi çay, kahve, kırmızı şarap ve distile su solüsyonları karşılaştırılmış ve hiç birisinde renk değişimi kompozit rezinler kadar olmamıştır (192).

Bizim çalışmamızda da tüm gruplar ve solüsyonlar arasında IPS E-max en az renklenen yapısıyla bu çalışmaları doğrular niteliktedir. 30. gün itibariyle hiçbir solüsyonda gözle fark edilebilir değer olan 3,3'e ulaşılmamıştır. 120 gün sonunda ise çay ve kırmızı şarap solüsyonlarında fark edilebilir bulunmuştur. Bu çalışmaya benzer şekilde kahve solüsyonunda IPS E-max'a en yakın sonucu ve renklenmeyi Vita Enamic vermiş olsa da çay solüsyonunda Clearfil Majesty Esthetic ve kırmızı şarapta ise Clearfil majesty esthetic'le birlikte Lava Blok, IPS E-max'a daha yakın sonuçlar vermiştir.

7. SONUÇ

Bu in vitro çalışmanın ışığında aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- 1) Distile su restoratif materyallerde gözle ayırt edilebilen herhangi bir değişiklik oluşturmamıştır.
- 2) Çay solüsyonu içerisinde 30. gün itibariyle en fazla renklenme Lava blokta, 120. gün sonunda ise 3M Filtek Ultimate'de gerçekleşmiştir.
- 3) Kahve solüsyonu içerisinde hem 30. gün hem de 120. gün itibariyle en fazla renk değişimi 3M Filtek Ultimate'de görülmüştür.
- 4) Kırmızı şarap solüsyonu içerisinde 30. gün itibariyle en fazla renklenme 3M Filtek Ultimate'de görülürken, 120. gün sonunda en fazla renklenme G-aenial anterior'de ortaya çıkmıştır.
- 5) IPS E-max hiçbir materyalden belirgin şekilde fazla renklenme göstermemiştir.
- 6) L değerleri kıyaslandığında 30. günde negatif yönlü olarak en fazla değişim 3M Filtek Ultimate grubunda 120 gün sonunda ise G-aenial anterior grubunda en fazla görülmüştür. Her iki materyalde de kırmızı şarap bu değişimlere sebep olmuştur. En az değişim ise kontrol grubu olan distile su dışında 30. ve 120. gün itibariyle kahve solüsyonu içerisindeki IPS E-max'da gözlenmiştir.
- 7) "a" değerine incelendiğinde 30. gün itibariyle en fazla değişim kırmızı şarap solüsyonundaki G-aenial anterior ve Vita Enamic'de gerçekleşmiştir. 120. gün itibariyle yine G-aenial anterior en fazla değişimi göstermiştir. En az değişimi distile su haricinde çay solüsyonundaki 3M Filtek Ultimate'de ortaya çıkmıştır.
- 8) "b" değerine bakıldığında 30. Ve 120. gün itibariyle en fazla değişim kırmızı şarap ve çay solüsyonlarındaki 3M Filtek Ultimate'de gerçekleşmiştir. En az değişim 30. gün itibariyle distile su hariç IPS E-max kahve solüsyonunda gerçekleşmiştir. 120 günde ise en az değişim IPS E-max'ın negatif değerinde kırmızı şarap solüsyonu içerisinde gerçekleşmiştir.
- 9) Renklenme açısından seramik bloklar daha başarılıdır. Rezin esaslı bloklar ve geleneksel estetik kompozitler daha fazla renklenme göstermektedirler. Bu durum

restorasyonların parlatma ve cilalama gereksinimlerini önemli hale getirmiştir. Restoratif materyal seçiminde hastaların diyet alışkanlıkları göz önünde bulundurulmalıdır.

Bu in vitro çalışmanın klinik çalışmalarla desteklenmesi ve uzun dönem takibi gerektiği kanısındayız.



8. KAYNAKLAR

1. Goldstein RE. Esthetics in Dentistry: Volume 1. 2 ed. Hamilton, Ontario: BC Decker Inc; 2002.
2. Craig RG. Restorative Dental Materials. 11 ed. St.Louis, Missouri, USA.: Mosby Inc, 2002.
3. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara, Güneş Kitabevi, 2000; s: 2- 20.
4. Fay RM, Walker CS, Powers JM. Color stability of hybrid ionomers after immersion in stains. Am J Dent 1998; 11:71-2.
5. Micali B, Basting RT. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. Braz Oral Res. 2004; 18(3):266–70.
6. Stawarczyk B, Sener B, Trottman A, Roos M, Ozcan M, Hammerle C. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. Dent Mater J. 2012; 31(3):377-83.
7. Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative. Technical product Profile. 2011, 3M ESPE. Erişim tarihi: 24 Ekim 2018
http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf
8. Coldea A, Swain MV TN. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dent Mater. 2013; 29:419–26.
9. Johnston WM. Color measurement in dentistry. J Dent 2009; 37(1):2-6.
10. Samra APB, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. Braz Oral Res. 2008; 22(3):205–10.
11. Dogan MH. Mehmet h doğan 100 soruda estetik, 1975.
12. Tunalı İ. Estetik ifade bilimi ve genel linguistik olarak İsmail croce estetiğine giriş, 1984.

13. Yetkin SK. Estetik doktrinler, Bilgi yayınevi, Ankara, 1972.
14. Kuban D. Mimarlık kavramları İstanbul teknik üniversitesi matbaası, Gümüşsuyu İstanbul, 1973.
15. Pilkington EL. Esthetics and opticial illisions in dentistry. J.am dent Assoc. 1936; 23:641–51.
16. Kaya CA. Neden estetik diş hekimliği. Erişim tarihi: Şubat 2006 www.orlugroup.com.
17. Fontes ST, Fernández MR, de Moura CM, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: Effect of different immersion media. J Appl Oral Sci. 2009; 17(5):388–91.
18. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. Quintessence Int. 1991; 22(5):377–86.
19. Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. Eur J Dent. 2009; 3(1):50–6.
20. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. J Prosthet Dent. 2005; 94(2):118–24.
21. Patel SB, Gordan V V, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. J Am Dent Assoc. 2004; 135(5):587–94.
22. Sham ASK, Chu FCS, Chai J, Chow TW. Color stability of provisional prosthodontic materials. J Prosthet Dent. 2004; 91(5):447–52.
23. Asmussen E. Factors affecting the color stability of restorative resins. Acta Odontol Scand. 1983; 41(1):11–8.
24. Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK. Color stability of dental composites as a function of shade. J Prosthet Dent. 1998; 79(4):372–7.

25. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater.* 1994 ;10(6):353–62.
26. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007; 28(26):3757–85.
27. Hosoya Y. Five-year color changes of light-cured resin composites: influence of light-curing times. *Dent Mater.* 1999; 15(4):268–74.
28. Rodrigues JA, Marchi GM, Ambrosano GMB, Heymann HO, Pimenta LA. Microhardness evaluation of in situ vital bleaching on human dental enamel using a novel study design. *Dent Mater.* 2005; 21(11):1059–67.
29. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry 5th ed. Mosby Inc, Missouri. 2006.s: 637-648.
30. Jordan RE, Boksman L. Conservative vital bleaching treatment of discolored dentition. *Compend Contin Educ Dent.* 1984; 5(10):803–5, 807.
31. Faunce F. Management of discolored teeth. *Dent Clin North Am.* 1983; 27(4):657–70.
32. Tredwin CJ, Scully C, Bagan-Sebastian J-V. Drug-induced Disorders of Teeth. *J Dent Res.* 2005; 84(7):596–602.
33. Aschheim KW, Dale BG. Esthetic dentistry : a clinical approach to techniques & materials. Mosby; 2001; s:606.
34. Swift EJ. A method for bleaching discolored vital teeth. *Quintessence Int.* 1988; 607–12.
35. Grossman LI, Oliet S del RC. Endodontic Practice. 11th ed. 1988; s:120-125.
36. Ho S, Goerig AC. An in vitro comparison of different bleaching agents in the discolored tooth. *J Endod.* 1989; 15(3):106–11.
37. Bizhang M, Heiden A, Blunck U, Zimmer S, Seemann R, Roulet J-F. Intracoronal bleaching of discolored non-vital teeth. *Oper Dent.* 2003;

28(4):334–40.

38. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *Br Dent J.* 2001;190(6):309–16.
39. Goldstein RE GD. Complete dental bleaching. 1995; s:73–74.
40. Crumpler DC, Heymann HO, Shugars DA, Bayne SC, Leinfelder KF. Five-year clinical investigation of one conventional composite and three microfilled resins in anterior teeth. *Dent Mater.* 1988; 4(4):217–22.
41. Asmussen E, Hansen EK. Surface discoloration of restorative resins in relation to surface softening and oral hygiene. *Scand J Dent Res.* 1986; 94(2):174–7.
42. Tjan AHL CC. The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(2):138–46.
43. Shintani H, Satou J, Satou N, Hayashihara H, Inoue T. Effects of various finishing methods on staining and accumulation of *Streptococcus mutans* HS-6 on composite resins. *Dent Mater.* 1985; 1(6):225–7.
44. Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *J Dent.* 2006; 34(3):214–20.
45. Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int.* 1991; 22(9):733–7.
46. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc.* 1975; 91(1):101–6.
47. Hachiya Y, Iwaku M, Hosoda H, Fusayama T. Relation of finish to discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent.* 1984; 52(6):811–4.
48. Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater.* 1994; 10(5):325–30.
49. Hoelscher DC, Neme AM, Pink FE, Hughes PJ. The effect of three finishing systems on four esthetic restorative materials. *Oper Dent.* 1998; 23(1):36–42.

50. Hondrum SO, Fernández R. Contouring, finishing, and polishing Class 5 restorative materials. *Oper Dent*. 1997; 22(1):30–6.
51. Pratten DH, Johnson GH. An evaluation of finishing instruments for an anterior and a posterior composite. *J Prosthet Dent*. 1988; 60(2):154–8.
52. Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*. 2004; 29(2):203–11.
53. Phillips RW. Elements of dental materials for dental hygienists. Fourth Ed., W.B. Saunders Company Philadelphia. 1984.
54. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(4):613–27.
55. O’Brien WJA. Polishing and bleaching, in: Dental materials and their selection, Ed:O’Brien W.J., Quintessence Books; 2002, s:156-164.
56. Jung M, Bruegger H, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after polishing. *Oper Dent*. 2003; 28(6):816–24.
57. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am*. 2007; 51(2):379–97.
58. Anusavice KJP. Science of Dental Materials; 2003, s:171-202.
59. Craig, R. G., Powers, J. M. Wataha JC. Dental Materials; Properties and Manipulation, Mosby, China; 2004, s:238-242.
60. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg*. 2005; 47(1):77–82.
61. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. 2nd ed. Ankara, Güneş Kitabevi LTD Şti; 2000, s:74-84.
62. Hickel R, Dasch W JR. Cavity design and placement techniques for class 2 composites. *Oper Dent*. 1988; 13(1):12-9.
63. Çil D. Posterior Bölgede Estetik Restorasyonlar; 2007.

64. Önal B. Simanlar, restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. Ege Uni Dishek Yayınları. 2004; 1:66–98.
65. Craig RG. Direct esthetic restorative materials. Rest Dent Mater. 2005; 13:244–67.
66. Arıkan S. Posterior kompozit restorasyonlar. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2005;1(8).
67. Robberson TM, Heymann HO, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed. Missouri, USA: Mosby Elsevier; 2011. s:96-215, 497-526.
68. Whitesides GM, Christopher LJ. The art of building small. Sci Am. 2001; 285(3):38–47.
69. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology area? Compend. Contin. Educ. Dent., 2003; 24(5) 380-382.
70. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. J Am Dent Assoc. 2003; 134(10):1382–90.
71. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. Dent Update. 2003; 30(1):10–5.
72. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. Biomaterials. 2002; 23(18):3807–15.
73. Yap AUJ, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. Oper Dent. 2004; 29(3):269–74.
74. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. Int J Comput Dent. 2004; 7(1):25–45.
75. Rosenstiel S.F. Land M.F. Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics, Mosby, 1988; s:412-425.
76. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience.

- Dent Mater J. 2009; 28(1):44–56.
77. Karaalioglu O.F, Duymus ZY. Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri, Atatürk Ü. DişHekFak. Derg. 2008; 18(1):25–32.
 78. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008; 204(9):505–11.
 79. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. J Am Dent Assoc. 2006; 137(9):1289–96.
 80. Bahadır E, Yüzügüllü B, Canay Ş. Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları,. Hacettepe Diş Hekim Fakültesi Dergisi. 2008;32(2):58–72.
 81. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. J Dent. 1997;25(25).
 82. Höland W. Biocompatible and bioactive glass-ceramics — state of the art and new directions. J Non Cryst Solids. 1997; 219:192–7.
 83. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses, j. non-cryst solids. 1995; 180, 292–307.
 84. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent. 2004; 91(2):136–43.
 85. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Labaig-Rueda C, Martínez-González A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006; 11(3):297-302.
 86. Cattell MJ, Chadwick TC, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. Dent Mater. 2001; 17(1):21–33.
 87. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. J Prosthet Dent. 2002; 88(1):4–9.

88. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. 2002; 88(1):10-5.
89. Stappert CFJ, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. J Am Dent Assoc. 2006; 137(4):514–22.
90. IPS e-max Scientific Documentation. Ivoclar-Vivadent. 2005
Erişim tarihi: 24 Ekim 2018
<https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/25642/IPS+e-max+Ceram>
91. Ivoclar Vivadent A. The Compatible All-Ceramic System, Schaan, Liechtenstein: Dental Technician and Instructor. 2015; 41-43.
92. Palin W, Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. Dent Update. 2005; 32(10):566–72.
93. Holand W, Rheinberger V, Schweiger M. Control of nucleation in glass ceramics. Philos Trans R Soc A Math Phys Eng Sci. 2003; 361(1804):575–89.
94. Fasbinder D.J, Dennison J.B, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: A two-year report, J Am Dent Assoc. 2010; 141(2), 10-14.
95. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van 't Hoen C, Höland M, Dommann A, et al. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. J Mater Sci Mater Med. 2006; 17(11):1037–42.
96. IPS e-max CAD Brochure, Instructions for use Labside. 2009.
Erişim tarihi: 24 Ekim 2018
<http://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/download/1263/IPS+e-max+CAD+Monolithic+Solution+Labside?v=2>
97. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with

- clinical recommendations: A systematic review. J Prosthet Dent. 2007; 98(5):389–404.
98. Werling G. “Yeni” bir CAD/CAM malzemesinin uygulanabilirlik testi, Dental Tribune Türkiye baskısı. 2010; s:6-8.
99. Vitablocks Reallife for CEREC Brochure.
- Erişim tarihi: 24 Ekim 2018
- https://mam.vitazahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=58524&sprache=en&fallback=&rechtsraum=&cls_session_id=&neuste_version=1
100. Ödman P, Andersson B. Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study, Int J Prosthodont. 2001; 14(6), 504-509.
101. Şenyılmaz P, Çiftçi Y, Canay Ş, Şiranlı A. Tam seramik restorasyonlar, Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi. 2004; 6(2), 32-37.
102. Qualtrough A.J.E, Piddock V. Dental ceramics: What’s new?, Dental Update. 2002; 29, 25-33.
103. Gökçe HS., Beydemir B. “Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı”, Gülhane Tıp Dergisi. 2002; 44 (4): 457 – 463.
104. Naylor W.P, Beatty M.W. Materials and Techniques in Fixed Prosthodontics, Dent. Clinics North Am. 1992; 33(3), 665-689.
105. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004; 92(6):557–62.
106. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996; 75(1):18–32.
107. McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. Compend Contin Educ Dent. 1998; 19(3):307–8, 310, 312.
108. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucitereinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study,. Quintessence Int. 2002; 33, 503–5.

109. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002; 15(4):339–46.
110. Chong K.H, Chai J, Takahashi Y, Wozniak W. (2002). Flexural strength of inceram alumina and in-ceram zirconia core materials, *Int J Prosthodont*. 2002; 15(2), 183-8.
111. McLaren EA, White SN. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(2):216–22.
112. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999; 11(8):985–94; quiz 996.
113. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999; 20(1):1–25.
114. Tosun T. Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum, *Dentalife*. 2007; 22. baskı, s:18-26.
115. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*. 2002; 18(8):590–5.
116. Denry I, Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008; 24(3):299–307.
117. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975; 258(5537):703–4.
118. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*. 2004; 20(5):449–56.
119. Luthy H, Loeffel O, Hammerle C. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2006; 22(2):195–200.
120. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia

- ceramic. Dent Mater. 1999; 15(6):426–33.
121. Dérand P, Dérand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont. 2000; 13(2):131–5.
 122. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res. 1989; 23(1):45–61.
 123. Lin J.D, Duh J.G. Fracture toughness and hardness of ceria and yttria doped tetragonal zirconia ceramics, Mater Chem Phys. 2002; 78, 253-261.
 124. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. Biomaterials. 2004; 25(11):2153–60.
 125. 3M Paradigm MZ100 Block Technical Product Profile.

Erişim tarihi: 24 Ekim 2018

<https://multimedia.3m.com/mws/media/77596O/paradigmtm-mz100-block-for-cerecr-technical-product-profile.pdf>
 126. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res. 2000; 53(4):297–303.
 127. Lava Ultimate Restorative Brochure.

Erişim tarihi: 24 Ekim 2018

http://multimedia.3m.com/mws/media/756167O/lava-ultimate-cerec-brochure.pdf?&fn=lava_ultimate_brochure_cerec-for_B4821evUqe17zHvTSevTSeSSSSSS--&fn=lava_ultimate_brochure_cerec-for
 128. Mish C.E. Dental implant protezler, Nobel Tıp Kitapevi. 2005.
 129. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated

- ceramic-network material. Dent Mater. 2014; 30(5):564–9.
130. Uzun İ.H, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2010; 20(2), 213-220.
131. Telio CAD- Ivoclar Vivadent Brochure.
- Erişim tarihi: 24 Ekim 2018
- <https://www.ivoclarvivadent.us/explore/ips-emax-cad>
132. Powers, J. M., Sakaguchi, R. L. Optical, Thermal, and Electrical Properties, In:Craig’s Restorative Dental Materials, Twelfth Edition, Mosby, Missouri. 2006; 28-50.
133. Berns, R. S. Billmeyer and Saltzman’s Principles of Color Technology, Third Ed., Wiley, New York. 2000.
134. Zaimoglu, A., Can, G. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, Ankara. 1993.
135. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. J Dent. 2004; 32 Suppl 1:3–12.
136. McLaren, K. Colour Scales and Colour Difference In: Colour Physics for Industry. Ed:McDonald, R., Charlesworth&Co Ltd. 1987; 97-115.
137. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. J Prosthet Dent. 2002; 88(6):585–90.
138. Guler AU, Kurt S, Kulunk T. Effects of various finishing procedures on the staining of provisional restorative materials. J Prosthet Dent. 2005; 93(5):453–8.
139. Seghi RR, Johnston WM, O’Brien WJ. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent. 1986; 56(1):35–40.
140. Judd DB, Wyszecki G. Color in Business, Science and Industry. Wiley, New York. 1975.
141. International Commision on Illumination. Colorimetry: official recommendations of the international commission on illumination, Second ed.,

Vienna: Bureau Central de la CIE. In. 1986.

142. Ruyter IE, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987; 3(5):246–51.
143. Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J Dent Res.* 1989; 68(12):1760–4.
144. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989; 68(5):819–22.
145. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(6):642–8.
146. Esmaeili B, Abolghasemzadeh F, Gholampor A, Daryakenari G. The effect of home bleaching carbamide peroxide concentration on the microhardness of dental composite resins. 2018 66(1):40–4.
147. Eroglu, E., Küçükesmen, H. C., Uluhan, B. S.D.Ü. Dis Hekimligi Fakültesi Protetik Dis Tedavisi klinigine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi.* 2007; 14 (2), 28-32.
148. Van der Burgt TP, Ten Bosch JJ, Borsboom PC, Kortsmid WJ. A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *J Prosthet Dent.* 1990; 63(2):155–62.
149. Hunter, R.S. The measurement of appearance. Wiley New York. 1975; s:3-68.
150. Wyszecki, G., Stiles, W. S. *Color Science: Concepts and methods, quantitative data and formulae.* Second Ed., Wiley, New York. 1982.
151. Schwabacher WB, Goodkind RJ. Three-dimensional color coordinates of natural teeth compared with three shade guides. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(4):425–31.
152. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and Spectrophotometric Shade Analysis of Human Teeth. *J Dent Res.* 2002; 81(8):578–82.

153. Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M., Kedici, S., Kansu, G. Protetik Dis Tedavisi terimleri sözlüğü Türk Prostodonti ve implantoloji Derneği Ankara subesi derneği yayınları, Ankara. 2003.
154. Paravina RD, Powers JM. Esthetic Color Training in Dentistry, First Ed., Elsevier-Mosby, China. 2004; 165.
155. Gerlach RW, Barker ML, Sagel PA. Objective and subjective whitening response of two self-directed bleaching systems. Am J Dent. 2002;15 Spec No:7A–12A.
156. Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. J Prosthet Dent. 2006; 95(2):137–42.
157. Kaizer M da R, Diesel PG, Mallmann A, Jacques LB. Ageing of silorane-based and methacrylate-based composite resins: Effects on translucency. J Dent. 2012; 40:64–71.
158. Lu H, Roeder LB, Powers JM. Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. J Esthet Restor Dent. 2003;15(5):297–303; discussion 304.
159. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. Oper Dent. 2006; 31(1):11–7.
160. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2018;120(1):107–13.
161. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. Biomaterials. 2004; 25(18):4065–71.
162. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent. 1983; 50(4):480–8.

163. Kim K, Son KM, Kwon JH, Lim B-S, Yang H-C. The effects of restorative composite resins on the cytotoxicity of dentine bonding agents. *Dent Mater J*. 2013; 32(5):709–17.
164. Raja O, Al-Boni R. Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. *J Conserv Dent*. 2010; 13(3):152.
165. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*. 1985; 64(12):1396–403.
166. Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*. 1990; 6(4):282–7.
167. Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater*. 2003; 19(5):414–22.
168. Lee YK, Kim SH, Powers JM. Changes in translucency of resin composites after storage in salivary esterase. *J Esthet Restor Dent*. 2005; 17(5):293-9-302.
169. Difference evaluation CIE 14X Improvement to industrial colour difference evaluation 2001; ISBN 3 901 906 xx x. http://cie.mogi.bme.hu/cie_arch/kee/div1/tc147.pdf. Erişim tarihi: 24 Ekim 2018
170. Lee Y-K. Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent Mater*. 2005; 21(7):678–82.
171. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, et al. Colour stainability of indirect CAD–CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *J Dent*. 2014; 42(7):831–8.
172. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, Krejci I, Dietschi D, Feilzer AJ. A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence Int*. 2010; 41(8):695–702.

173. Kuehni RG, Marcus RT. An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Res Appl.* 1979; 4(2):83–91.
174. Hunter RS. The measurement of appearance. New York: Wiley; 1975; s: 77–80, 151–152, 225, 334.
175. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 2005; 33(5):389–98.
176. Ertaş E, Güler AU, Yücel AC, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J.* 2006; 25(2):371–6.
177. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater.* 2001; 17(1):87–94.
178. Alharbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I. Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology.* 2017; 105(2):162–9.
179. Asaoka K, Hirano S. Diffusion coefficient of water through dental composite resin. *Biomaterials.* 2003; 24(6):975–9.
180. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dent Mater.* 2004; 20(6):530–4.
181. Buchalla W, Attin T, Hilgers R-D, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(3):264–70.
182. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003; 24(4):655–65.
183. Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface Texture of Four Nanofilled and One Hybrid Composite After Finishing. *Oper Dent.* 2007; 32(1):45–52.

184. Turssi CP, Ferracane JL, Serra MC. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. *Dent Mater.* 2005; 21(7):641–8.
185. Schwartz RS, Summit JB, Robbins JW. *Fundamentals of Operative Dentistry, A Contemporary Approach* (3rd ed.) Quintessence Publishing, illinois, 2006.
186. Lu H, Roeder LB, Lei L, Powers JM. Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent.* 2005; 17(2):102–8; discussion 109.
187. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc.* 2005; 136(12):1714–23.
188. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.* 2016; 115(1):71–5.
189. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and Stain Resistance of Ceramic-Polymer CAD/CAM Restorative Blocks. *J Esthet Restor Dent.* 2016; 28:S40–5.
190. Barutçigil Ç, Yıldız M. Intrinsic and extrinsic discoloration of dimethacrylate and silorane based composites. *J Dent.* 2012; 40:57–63.
191. Arocha MA, Mayoral JR, Lefever D, Mercade M, Basilio J, Roig M. Color stability of siloranes versus methacrylate-based composites after immersion in staining solutions. *Clin Oral Investig.* 2013; 17(6):1481–7.
192. Gawriółek M, Sikorska E, Ferreira LF V., Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, et al. Color and Luminescence Stability of Selected Dental Materials In Vitro. *J Prosthodont.* 2012; 21(2):112–22.

9. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Muhammed	Soyadı	Sayan
Doğum Yeri	Kayseri	Doğum Tarihi	27.07.1988
Uyruğu	T.C.	Tel	554 997 12 48
E-posta	muhammedsayan38@hotmail.com		

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Tezli Yüksek Lisans	Kırıkkale Üniversitesi	2012
Lise	Nuh Mehmet Küçükçalık Anadolu Lisesi	2006

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
	Diş Hekimi	Özel Kurum	2012-2018

Yabancı Dil Sınav Notu						
KPDS/ÜDS/YDS	YÖKDİL	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE
61,25						

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	81,19	77,35	63,42
(Diğer) Puanı			

10. ORJİNALLİK RAPORU

Muhammed Sayan Doktora Tezi

ORJİNALLİK RAPORU

% 15	% 12	% 6	% 6
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
2	cdn.hitit.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	edergi.sdu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
6	Submitted to Baskent University Öğrenci Ödevi	% 1
7	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	% 1
8	www.dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1

9	www.ivoclarvivadent.com.tr İnternet Kaynağı	%1
10	Alharbi, Amal, Stefano Ardu, Tissiana Bortolotto, and Ivo Krejci. "Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices", Odontology, 2016. Yayın	<%1
11	Submitted to Konya Necmettin Erbakan University Öğrenci Ödevi	<%1
12	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	<%1
13	ÇİFTÇİ DERE, Hale. "Özel Eğitim Merkezlerinde Çalışan Öğretmenlerin Mesleki Yetkinlik ve Tükenmişlik Düzeyleri Arasındaki İlişkinin Belirlenmesi", Akdeniz Üniversitesi Edebiyat Fakültesi, 2015. Yayın	<%1
14	www.mikrotestcihazlari.com İnternet Kaynağı	<%1
15	"Full Issue PDF", Operative Dentistry, 2018 Yayın	<%1
16	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1

17	dergi.cumhuriyet.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
18	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	<%1
19	Submitted to Ankara University Öğrenci Ödevi	<%1
20	solutions.3m.com.tr İnternet Kaynağı	<%1
21	link.springer.com İnternet Kaynağı	<%1
22	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<%1
23	dent.erciyes.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
24	Submitted to Beykent Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
25	TÜRKER, Ş. Begüm, ŞENER, Işıl, Damla, BUĞURMAN, Burcu and AKKUŞ, Emek. "Silikon bazlı daimi yumuşak astar materyallerinin renk stabilitesinin in vitro olarak değerlendirilmesi", Atatürk Üniversitesi, 2008. Yayın	<%1
26	www.sawmi.info İnternet Kaynağı	<%1

27	Submitted to Cumhuriyet University Öğrenci Ödevi	<%1
28	Submitted to Gaziantep Aniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
29	Submitted to Bogazici University Öğrenci Ödevi	<%1
30	earsiv.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
31	Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi	<%1
32	Submitted to Gazi University Öğrenci Ödevi	<%1
33	dishekdergi.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
34	dergipark.gov.tr İnternet Kaynağı	<%1
35	Neslihan TEKÇE, Mustafa DEMİRCİ, Kanşad PALA, Seda AYDEMİR, Safa TUNCER, Emre ÖZEL, Hale KARAKUYU, Sibel BALCI. "The Effect of Alcohol Rate of Beer on the Surface Roughness of Composite", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2016 Yayın	<%1
36	Submitted to Abant İzzet Baysal Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1

37	N. B. Ulusoy, V. Arikan, A. Akbay Oba. "Effect of mouthwashes on the discolouration of restorative materials commonly used in paediatric dentistry", European Archives of Paediatric Dentistry, 2018 Yayın	<%1
38	www.science.gov İnternet Kaynağı	<%1
39	repositorio.ufjf.br İnternet Kaynağı	<%1
40	www.dishekdergi.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
41	www.sehirdusunce.com İnternet Kaynağı	<%1
42	Submitted to Celal Bayar Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
43	Altural, Hayriye, N. Ebru Korkmaz, O. Galip Saracoglu, and Mustafa Tutak. "Adaptation of optical RGB sensor to CIE-XYZ color space", 2011 IEEE 19th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2011. Yayın	<%1
44	adr.iadrjournals.org İnternet Kaynağı	<%1

45	dusundurensozler.blogspot.com İnternet Kaynağı	<%1
46	katalog.hacettepe.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
47	ir.tdc.ac.jp İnternet Kaynağı	<%1
48	angle.org.pinnacle.allenpress.com İnternet Kaynağı	<%1
49	jopdentonline.org İnternet Kaynağı	<%1
50	CANDAN, Ümit, ERONAT, Nesrin and TÜRKÜN, Murat. "Fiberle güçlendirmenin nanofil kompozitin eğme direncine etkisinin incelenmesi", Atatürk Üniversitesi, 2015. Yayın	<%1
51	Submitted to Ufuk Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<%1
52	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
53	www.dent.selcuk.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
54	dspace.baskent.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
55	slidex.tips	

	İnternet Kaynağı	<%1
56	docslides.net İnternet Kaynağı	<%1
57	www.ivoclarvivadent.es İnternet Kaynağı	<%1
58	www.jaypeejournals.com İnternet Kaynağı	<%1
59	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
60	ami.info.umfcluj.ro İnternet Kaynağı	<%1
61	sagbilens.comu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
62	Submitted to TechKnowledge Öğrenci Ödevi	<%1
63	ÖNGÜL, Değer, ÇELİK, Burcu, İLBEY, Doğa and ŞERMET, Bülent. "Türk toplumundaki genç bireylerde diş renk dağılımının incelenmesi", İstanbul Üniversitesi, 2013. Yayın	<%1
64	Nadhun , Noor S. Al-Khafaji , Ali H.. "The Effect of in Office Bleaching on Surface Roughness and Micro - Hardness of Newly	<%1

Developed Composite Materials : In Vitro Study", College of Dentistry : Baghdad University, 2014.

Yayın

- 65 KARABULUT, Barış, KARABULUT, CAN, Deniz C. and ÖZYEĞİN, Sevgi L.. "Lazerle aktive edilen beyazlatma sonrası uygulanan farklı restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımı kuvvetlerinin değerlendirilmesi", TUBITAK, 2010.

Yayın

- 66 BAYINDIR, Funda and WEE, Alvin G.. "Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı", Hacettepe Üniversitesi, 2006.

Yayın

- 67 KARAALIOĞLU, Osman Fatih and DUYMUŞ, Zeynep Yeşil. "Diş hekimliğinde uygulanan cad/cam sistemleri", Atatürk Üniversitesi, 2008.

Yayın

Alıntıları çıkart

Kapat

Eşleşmeleri çıkart

< 5 words

Bibliyografyayı Çıkart

Üzerinde