

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AĞARTMA AJANLARININ, SEROMER VE PORSELENLERİN
RENK STABİLİTESİ VE YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Haluk Barış KARA

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Filiz AYKENT

KONYA-2010

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**AĞARTMA AJANLARININ, SEROMER VE PORSELENLERİN
RENK STABİLİTESİ VE YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Haluk Barış KARA

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Prof. Dr. Filiz AYKENT

Bu proje Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **08202012** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA – 2010

S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Haluk Barış KARA tarafından savunulan bu çalışma, jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Doktora Tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Aslıhan UŞÜMEZ
Gaziantep Üniversitesi

İmza

Danışman: Prof. Dr. Filiz AYKENT
Selçuk Üniversitesi

İmza

Üye: Prof. Dr. Özgür İNAN
Selçuk Üniversitesi

İmza

Üye: Prof. Dr. A. Nilgün ÖZTÜRK
Selçuk Üniversitesi

İmza

Üye: Doç. Dr. Bora ÖZTÜRK
Selçuk Üniversitesi

İmza

ONAY:

Bu tez, Selçuk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmenliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu 17.01.2014 tarih ve22/127.. sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Orhan ÇETİN

Enstitü Müdürü

ii. ÖNSÖZ

Şu an aramızda olmasada, örnek aldığım ve maneviyatını her zaman hissettiğim babam Dt. Rafet KARA' ya, bu günlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi anneme ve kardeşime,

Doktora eğitimim sürecinde yakın ilgilerini ve paylaşımlarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerinden başta Sayın Prof. Dr. Nilgün ÖZTÜRK ve Prof. Dr. Özgür İNAN olmak üzere tüm öğretim üyelerine ve çalışma arkadaşlarıma, Gaziantep Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ'e çalışmalarımın karşılığını almanın mutluluğunu hissettiren Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğrencilerine,

Tezimin istatistiksel verilerinin yorumlanmasında büyük emeği geçen sayın Doç. Dr. Bora ÖZTÜRK 'e ve Yrd. Doç. Dr. Mustafa SEMİZ'e,

Örneklerimin hazırlanma aşamasındaki yardımları için sayın Sıddık ÜNAL, Murat ÜNAL ve Merih DURMAZ 'a

Tezime sağladığı malzeme desteği için Aziziye diş deposu çalışanlarına,

En içten duygularıyla teşekkür ederim.

iii. İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	i
ÖNSÖZ	ii
İÇİNDEKİLER	iii
KISALTMALAR	iv
1. GİRİŞ	1
1.1. Seramiğin Tanımı ve Tarihçesi	2
1.1.1. Seramiğin Tanımı	2
1.1.2. Seramiğin Tarihçesi	3
1.2. Dental Seramikler	6
1.2.1. Dental Seramiğin Yapısı	6
1.2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
Fırınlama Derecelerine Göre	7
Kullanım Alanlarına Göre	8
Kompozisyonlarına Göre	8
Metal Destekli Dental Seramikler	8
Döküm Metal Alaşım Üzerine Bitirilenler	8
Metal Yaprak Üzerine Bitirilen Dental Seramikler	8
Metal Desteksiz Dental Porselenler	9
Konvansiyonel Feldspatik Porselenler	9
Dökülebilir Cam Porselenler	9
Kor Yapısı Güçlendirilmiş Porselenler	9
Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramikler	12
Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Porselenler (CAD/CAM)	15
Analog Kopya Freze Tekniği ile Yapılan Dental Seramikler	16
1.3. Seromerler (Hibrit Seramikler)	17

1.4. Dental Restoratif Materyallere Uygulanan Yüzey İşlemleri	19
1.4.1. Parlatma İşlemi (Glaze)	19
1.4.2. Polisaj	20
1.4.3. Basınç Altında Soğutma	20
1.4.4. İyon Alışverişi	21
1.5. Dental Materyallere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Değerlendirilmesi	21
1.5.1. Profilometre Analizi	21
1.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu	22
1.5.3. Taramalı Ektron Mikroskobu (SEM)	22
1.6. Renk Kavramı	23
1.6.1. Rengin Algılanması	24
Işık Kaynağı	24
Cisim	25
Gözlemci	25
1.6.2. Rengin Boyutları	25
1.6.3. Rengin Ölçülmesi	27
1.6.3.1. Munsell Renk Sistemi	28
1.6.3.2. CIE (Commission Internationale D' Eclairage)	
L*a*b* renk sistemi	29
1.6.3.3. RGB Renk Sistemi	31
1.6.4. Renk Rehber Sistemleri	31
Spektrofotometre	32
Kolorimetre	32
1.7. Dişlerdeki Renk Değişiklikleri	33
1.7.1. Dış Kökenli Renk Değişiklikleri	33
1.7.2. İç Kökenli Renk Değişiklikleri	34
1.7.3. Dişlerde Görülen Renk Değişikliklerinin Tedavisi	35
Rutin Profilaktik İşlemler	36
Protetik ve Restoratif Teknikler	36
Mikroabrazyon	36
Makroabrazyon	36
Ağartma (Beyazlatma) Teknikleri	36
1.8. Ağartma Ajanları	37
1.8.1. Ağartma ajanlarının tarihçesi ve gelişimi	37

1.8.2. Ağartma mekanizması	38
1.8.3. Ağartma işleminde kullanılan bileşikler	38
1.8.4. Ağartma İşlemi	39
Diş hekimi kontrolünde evde kullanılan ağartma işlemi	39
Muayenehanede yapılan ağartma işlemi	39
Diş hekimi kontrolü olmadan yapılan beyazlatma işlemleri	40
1.8.5. Ağartma işlemini etkileyen faktörler	40
2. GEREÇ ve YÖNTEM	42
2.1. Porselen Örneklerin Hazırlanması	43
2.1.1. IPS Empress 2 seramik örneklerin hazırlanması	43
2.1.2. IPS e.max Press örneklerin hazırlanması	47
2.1.3. Vita VM 9 örneklerin hazırlanması	49
2.1.4. Finesse örneklerin hazırlanması	51
2.1.5. Porselen Örneklerin Polisajı	52
2.2. Estenia Örneklerin Hazırlanması	54
2.4. Ağartma Ajanlarının Uygulanması	57
2.5. Örneklerin Renk Analizi İçin Spektrofotometre İle İncelenmesi	58
2.6. Örneklerin Yüzey Prüzlülüğünün Ölçülmesi	59
2.7. SEM Analizi	60
2.8. İstatistiksel Analiz	61
3. BULGULAR	62
3.1. Renk Ölçüm Sonuçları	62
3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları	75
3.3. Yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi	79
3.4. SEM Sonuçları	81
4. TARTIŞMA	86
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	97
6. ÖZET	99
7. SUMMARY	100
8. KAYNAKLAR	101
10. ÖZGEÇMİŞ	111

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

°C: Santigrat Derece

µm: Mikrometre

AFM: Atomik Kuvvet Mikroskobu

CAD: Bilgisayar Destekli Dizayn

CAM: Bilgisayar Destekli Üretim

CaO:Kalsiyum oksit

HP:Hidrojen peroksit

K:Potasyum

K₂O:Potas

KP:Karbamid peroksit

Li₃PO₄: Lityum orto fosfat

MgO:Magnezyum oksit

MPa:Mega paskal

Na:Sodyum

Na₂O:Soda

Ni-Cr:Nikel- krom

OTC: Over the counter

Ra:Ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri

SEM:Taramalı elektron mikroskobu

TDK:Türk Dil Kurumu

Zr₂O:Zirkonyum oksit

Δa.Kırmızı yeşil kroma değişkeni

Δb:Sarı-mavi kroma değişkeni

ΔE:Renk değişkeni

ΔL: Parlaklık değişkeni

1. GİRİŞ

Çağımız insanı, yapaylıktan uzak, doğal ve estetik görünümüne büyük önem vermektedir. Günümüzde hastalar kozmetik restorasyonlara ve insanın dış görünüşünün anahtarı olan dişlere eskiye oranla daha büyük önem vermektedirler. Estetiğe verilen önemin artması, estetik restoratif materyallerin daha hızlı gelişerek yeni ürünlerin ortaya çıkmasına ve bunun sonucunda klinik uygulamalarda daha fazla yer bulmalarına neden olmuştur (Tak 2008).

Estetik eski çağlardan bu yana insanoğlunun oldukça önem verdiği konulardan biri olmuştur. Estetik sözcüğü Yunanca ‘‘aisthesis’’ kelimesinden gelir. Estetik güzellik anlayışını ifade eder. Ancak, güzellik tamamen subjektif bir kavramdır ve günümüzde daha çok doğallık olarak kabul edilir. Protez terminolojisinde estetik ise, kişilerin güzellik, karakter ve çekiciliğini etkileyen kozmetik etki şeklidir. Maksimum estetiği sağlamak protetik diş tedavisinin amaçlarından biri olmalıdır. Bu da kullanılacak metot ve materyallerin iyi bilinmesi ve uygulanmasıyla mümkündür. Günümüz teknolojisinin ve malzemelerinin gelişmesi ile şekil, renk ve boyut bakımından diş ve komşu yapıların hemen hemen aynılarının elde edilmesi mümkün olabilmektedir. Bununla birlikte renk eşleştirmesi bugünde diş hekimleri açısından önemli bir sorun olmaya devam etmektedir (Üstün 2008).

Yeni geliştirilen materyaller, dişin karmaşık anatomisinin ve optik özelliklerinin restorasyonlara uygulanabilmesine olanak vermektedir. Zaman içerisinde teknolojik gelişimle birlikte akrilik ve kompozit gibi pek çok materyal estetik uygulamalarında denenmiş ancak porselenler, diğerlerine oranla üstün özellikleri sebebiyle en çok uygulanan materyaller olmuşlardır. Porselen restorasyonların kompozit restorasyonlara göre pek çok avantajı bulunmaktadır. Estetik olması, abrazyon ve renklenmeye karşı direnci, gingival dokular tarafından iyi tolere edilen bir materyal olması ve asitlenerek kompozit rezinlerle dişe yapıştırıldığında, yüksek bağlanma dayanımı göstermesi porselen laminate veneerlerin kullanımını yaygınlaştırmıştır.

Restoratif uygulamaların yanı sıra diş beyazlatma işlemleri, gerek dış kaynaklı gerekse iç kaynaklı renklenmelerin giderilmesinde kullanılmaktadır. Diş

hekim tarafından uygulanan yüksek konsantrasyonlu; ışık, ısı ve kimyasal yollarla hızlı beyazlatma sağlayan yöntemler ve daha az duyarlılığa neden olan düşük konsantrasyonlu, gece plağı ile uygulanan ev tipi beyazlatma sistemleri bulunmaktadır (Silva ve ark 2006).

Beyazlatma tedavisine artan talep nedeni ile son yıllarda hastaların eczanelerden hatta marketlerden satın alıp kullanabilecekleri birçok ürün satışa sunulmuştur. Üreticiden tüketiciye direk ulaşan ve over the counter (OTC) olarak adlandırılan bu sistemlerde peroksit jeller prefabrik veya tüketiciye göre hazırlanmış taşıyıcılarla kullanılırlar (Oktay 2006). Beyazlatma süreci hekim tarafından kontrol edilmediği için bu ürünlerin kullanımına bağlı birçok yan etki görülebilmektedir (Gerlach ve ark 2002). Hekim kontrolünde uygulanan ve maliyeti yüksek olan uygulamalara alternatif olarak sunulan bu sistem son derece ilgi çekici bir hal almaktadır ve bu ürünlerle ilgili yeterince çalışma bulunmamaktadır (White ve ark 2003). Hasta tarafından uygulanan düşük konsantrasyonlu beyazlatma sistemlerinin yaygınlaşması ile uygulanan materyallerin ağız ortamında hem diş hem de restoratif maddelere olan etkilerinin araştırılması önem kazanmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; aynı konsantrasyonda farklı iki ağartma ajanının, 4 farklı porselen ve bir hibrit porselen (seromer) materyali üzerindeki etkilerini karşılaştırmaktır. Uygulama sonrası yüzey pürüzlülüğü ve renk değerlerindeki değişimlerin in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın başlangıcında iddaa edilen hipotez bu ağartma ajanlarının, incelenen restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ve renklerini değiştireceğidir.

1.1. Seramiğin Tanımı ve Tarihçesi

1.1.1. Seramiğin Tanımı

Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen “Keramikos” sözcüğünden türetilmiş seramik kelimesi Türk Dil Kurumunca “yüksek ısıda pişirilmiş topraktan yapılan nesne” olarak tanımlanmaktadır (TDK 2009). İtalyanca adı “Porcella” olan bir midye cinsine benzerliği nedeniyle bu adı alan porselenin terim olarak ilk kez Marco Polo tarafından Çin'den getirilen bu tür ürünler için kullanıldığı sanılmaktadır (Wikipedia 2009).

Toprağın ya da kilin seramik anlamını taşıması için pişirilmesi zorunludur. İyi fırınlanmış bir kil kitlesi, seramik haline dönüşünde 800- 1000 kg/ cm²’ lik bir basınca dayanabilecek güce erişebilmelidir (Baydaş 2005).

Porselenler, metal ve ametal elementlerin birbirlerine birinci derecede iyonik ve/veya kovalent bağlarla bağlandığı inorganik, metal dışı yapılardır (Taşeli 2006). Porselen malzemelerin çoğu; silisyum, alüminyum, kalsiyum ve magnezyum gibi metallerin oksijenle bileşik yapılarıyla oluşan oksitlerdir. Porselenlerin kristalin veya amorf (non kristalin) yapıda olmaları, malzemenin ağız ortamındaki ısısal ve kimyasal etkenlere karşı dirençli olmasını sağlamaktadır (Çelik 1999, Ferracane 2001).

Porselenler genellikle çok kırılğan malzemelerdir. Bu nedenle, çatlak ya da kırık olmaksızın bükülemez ve deforme edilemezler. Porselenler, yüksek ergime noktaları ve düşük ısı ve elektrik iletkenlikleri nedeniyle, birçok endüstriyel uygulamada yalıtkan olarak kullanılabilir (Ferracane 2001).

Malzeme olarak seramik insan yaşamının bir çok evresinde yer almaktadır. Tuğlalardan, nükleer reaktör parçalarına, banyo gereçlerinden uzay araçlarına, hediyelik eşyalardan diş hekimliğine, birçok alanda insana eşlik etmektedir (Türkiye Seramik Federasyonu 2006).

1.1.2. Seramiğin Tarihçesi

İlk önce Asur’lar tarafından kullanılan seramik, Çin’de oldukça geliştirilmiştir. Kullanılan bu ilk seramikler mutfak ve süs eşyası ile yapı malzemesi niteliğinde olmakla beraber Selçuklu seramikleri de oldukça değerlidir (Baydaş,

2005). Çinlilerin, IX. yy başlarında çalışmaya başladığı porselen ancak XVI. yüzyılda Portekizli denizciler tarafından Avrupa'ya getirilmiştir. Bu tarihten 150 yıl önce İtalya'da "Medicis"lerin destekleriyle porselen yapılmasına çalışılmıştır. 1700'lü yıllarda Fransa ve daha sonra İngiltere, porseleni yemek tabağı ve çeşitli nesnelerin yapımında kullanmaya başlamıştır (Akın 1999; Leinfelder 2000). İlk üretilen bu seramiklerin opak, poröz ve yapılarının zayıf olması nedeniyle diş hekimliği uygulamalarında kullanılmaları uygun değildi. Bu porselenlerin içeriğinin büyük kısmını kaolin oluştuyordu. Yapıya silika ve feldspar gibi minerallerin katılmasıyla porselen, dental restorasyonlar için gerekli olan dayanıklılık ve yarı saydamlık özelliklerini kazanmış oldu (McCabe 1994).

Porselenin restoratif bir materyal olarak kullanılması, estetik diş hekimliğinde yeni bir çağı başlatmıştır. Bugünün standartları ile karşılaştırıldığında, ilk porselenler oldukça ilkel ve değeri düşüktü. Porselenin estetik diş hekimliğinde potansiyel kullanımının fark edilmesi ile birlikte, materyali dental restorasyonlar için uygulanabilir hale getirmek amacıyla çeşitli modifikasyonlar ve geliştirmeler yapılmıştır (McLean 2001).

Porselen diş hekimliğinde ilk olarak, 1774 yılında Saint – Germainen – Laye çevresinde eczacılık yapan Duchateau tarafından kullanılmıştır. Duchateau, bir gereksinme sonucu porselen protezi yapmıştır. Meslek gereği tatmak zorunda olduğu kimyasal maddelerin, kullandığı protezi renklendirdiği ve koku yapmasına sebep olduğu için, kemik ya da fil dışından yapılmış olduğu protezi, o zamanlar Vieux-Sevres adı verilen bir tür yumuşak porselenle değiştirmeyi istemiştir. Porselen maddesinin büzülmeye uğradığını gören Duchateau, çevre diş hekimlerinden Nicolas Dubois de Cheanent ile birlikte çalışarak kullanılabilir bir protez yapmayı başarmıştır (Akın 1999).

İlk kişisel porselen dişler, 1808 yılında Paris' te yerleşmiş İtalyan kökenli bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından üretilmiştir. Daha o çağlarda diş porselen sanayii Amerika' da büyük aşamalar göstermiş ve diş hekimlerine 1838' lerde hazır porselen dişler sunulmuştur. Udius Ash, CW Peale, SS Stockton, S White ve HD Butsi gibi araştırmacılar porselen dişlerin prefabrike hazırlanmaları için gerekli fabrikaların kurulmasında büyük katkı sağlamışlardır (Akın 1999).

1885’ de, John Allen ilk kez platin taşıyıcı üstüne pişirilmiş porselenli bir protezin yapım metodunu açıklamıştır. Aynı yüzyılın sonlarına doğru çeşitli seramikçiler porseleni, diş hekimliğinin değişik alanlarında uygulamaya çalışıyorlardı. Daha 1837’ ler de Murphy ve Herbest amyant modellerde eritilmiş camdan kesici dişler yaptılar. Estetik sonuçlar çok olumsuz olduğundan çağdaşları seramiği cama tercih ederek o yönde çalışmışlardır (Akın 1999). Vakumda porselenin pişirilmesini 1949’da Alman Gatz başarmış ve porözitesiz düzgün yapıda seramik elde etmiştir. Bu seramikler daha çok jaket kron ve pivo yapımında kullanılabilmektedir (Baydaş 2005).

1970 ve 80’ ler boyunca metal destekli porselen restorasyonlar pek çok klinisyenin ilk tercihi olmuştur. 1980’ lerde ve 90’ ların başında hastaların daha fazla estetik sonuçlar talep etmeleri porselen sistemlerinin daha da gelişmesine neden olmuştur (Crispin ve ark 1994). Metal altyapının dezavantajları, araştırmacıları daha başka arayışlara yöneltmiştir. Bunun sonucunda, ışığın doğal dişe benzer şekilde kırılarak geçebildiği ve yansıyabildiği, metal altyapı içermeyen tam porselenler üretilmiştir (Hondrum 1992).

1993’ te Anderson ve Oden, yüksek yoğunlukta sinterize edilmiş ve yüksek oranda saf olan alumina kullanarak tam seramik kron hazırlama yöntemi geliştirdiler. Wohlwend, Zürih Üniversitesi Diş hekimliği Enstitüsü’nde, porselen yapının bağlanması için lösit kristallerinin dağılımı prensibini kullanan bir materyal geliştirerek piyasaya sundu. Empress isimindeki bu materyal, sadece birkaç mikron boyutundaki lösit kristallerinden oluşur ve çekirdek oluşturucu ajanlar içeren özel bir cam içerisinde kontrollü kristalizasyon ile üretilir (Gürel 2004).

Seramik materyaller günümüzde estetik diş hekimliğinin başlıca dayanağı olmuştur. Seramiklerin kalitesinde ve seramik teknolojisindeki hızlı gelişmeler, üreticiler için doğayı eskiden olduğundan çok daha iyi biçimde taklit edebilme imkanı yaratmıştır. Porselenin ilk olarak geliştirilmesinden bu yana, sabit protezlerde en çok ilgiyi metal destekli porselen uygulamalar görmüştür. Yıllar içerisinde bu sistemin sadece posterior bölge restorasyonları için değil, estetiğin büyük önem taşıdığı anterior bölge restorasyonları için de kullanılabildiği gözlemlenmiştir (Gürel 2004).

Restoratif tedavinin temel taşlarından biri olan porselen; günümüzde, yapay dişler, inley, onley ve laminate restorasyonları, jaket kron, veneer kron ve köprüler, metal destekli porselen kron ve köprüler ve tamamı seramik kron ve köprülerin yapımında kullanılmaktadır (O'Brien, 2002; Craig 1997).

1.2. Dental Seramikler

1.2.1. Dental Seramiğin Yapısı

Dental seramikler camsı yapıda ve büyük çapta kristal olmayan materyallerdir. Cam oluşturuıcı matriks olarak silikat-oksijen ağ örtüsünü kullanırlar. Birtakım ilave özellikler sağlamak için potasyum, sodyum, kalsiyum, alüminyum ve borik oksitler kullanılır. Bu oksitler aracılığıyla erime ısıları düşürölüp yüksek viskozite sağlanır ve matrikse daha dayanıklı bir yapı kazandırılır (McLean 1979, O'Brien 2002).

Geleneksel dental porselenin içeriğini esas olarak Feldspar, Kaolin, Quartz oluşturur

Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$): Dental porselende % 70-80 oranında bulunup, birleştiricilik ve saydamlık verir. Doğal feldspar, saf olmayıp potas (K_2O) ve soda (Na_2O) ile değişik oranlarda karışım halinde bulunur. Bunlar diş şeklinin ve yüzey detaylarının kaybolmasını önleyerek restorasyona doğal görünüş sağlamaya yardım ederler. (Mc Lean 1979, Akın 1999)

Kaolin (Kaolinite) ($2H_2OAl_2O_32SiO_2$): Çin kili olarak isimlendirilen kaolin bir alüminyum hidrat silikattır. Opak görünümü nedeniyle dental porselende çok az (% 4) kullanılan ya da hiç kullanılmayan kaolinin, yapıştırıcılık ve şekillendiricilik özelliğinden istifade edilir. (Mc Lean 1979, Akın 1999)

Quartz (SiO_2): Silika yapısında olan quartz dental porselenlerde % 10-30 oranında bulunup, desteklik görevi yapar ve büzülmeyi ayarlar. Kütleyle stabilize sağlayarak dayanıklılığını artırır. Aynı zamanda materyale şeffaf bir görünüm verir (Mc Lean 1979, Zaimoğlu ve ark 1993).

Eritgenler: Eritgenler, karışımın akışkanlığını arttırmak ve istenmeyen bazı safsızlıkları tutmak veya uzaklaştırmak için katılırlar. Sodyum ve potasyum

karbonatlar, boraks, cam ve bazen kurşun oksit kullanılır. Porselenin erime noktası eritgen miktarı ile değişkenlik gösterir (Johnston ve ark 1971).

Pigmentler: Porseleni renklendirmek için kullanılan pigmentler kalay, nikel, kobalt, titanyum, krom, demir, altın oksitler veya metalik altın ve platin olabilir. Renk kadar, floresans niteliği de pigment maddelerinin bir ürünü olabilir (Johnston ve ark 1971).

Bunların dışında, dental seramiklerin dayanıklılığını arttırmak üzere porselen tozuna lösit, alumina, magnezya, tetrasilis flormika ve zirkonyum oksit gibi kristalin yapılar da ilave edilmektedir. Bu şekilde elde edilen seramiklerin karakteristik özelliği, iki fazlı ince kristalik yapının bir kısmının, amorf cam matrisi içinde yer almasıdır. Mikrokristaller, uygun sıcaklıkta camın toplam hacmi içerisinde çekirdek oluşumu ve kristal büyümesi ile gelişir. Çekirdekler ya cam yapı içinde mevcuttur ya da karışıma dağılım göstererek katılır (Yüksel ve ark 2000).

Dental porselenlerin klasik olarak fırınlama derecelerine, kullanım alanlarına ve güçlendirme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre farklı sınıflandırılmaları yapılmıştır:

1.2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Fırınlama Derecelerine Göre

1. Çok düşük ısı (ultra low fusing) dental porselenler (<870° C): Son yıllarda geliştirilen bu yeni porselenler 870° C den daha düşük ısılarda pişirilebilir. (Al Mutawa ve ark. 2000, Yılmaz ve ark 2007). Ultra düşük ısı porselenlerinin bazıları, büzülme katsayılarının düşük olması nedeniyle titanyum ve titanyum alaşımları ile birlikte kullanılırlar. Fırınlama ısısının düşük olması, metal oksit açığa çıkma riskini azaltmaktadır. Bunun yanında, bazı ultra düşük ısı porselenlerinin lösit içerikleri, konvansiyonel düşük ısı porselenlerindeki gibi ısısal büzülme katsayısını arttıracak kadar fazladır (Sarıkaya 2007).

2. Düşük ısı (low fusing) dental porselenler (871°C-1066°C): Jaket kron, metal destekli kron porselenlerinde, aluminöz porselenlerde (kor materyali hariç), çeşitli boya ve parlatma (glaze) tozlarında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O'Brien 2002).

Klasik düşük ısı porselenleri büyük (geniş) partiküllü porselenler ve ilaveten yüksek lösit i  eri  indedirler. Çok düşük ısı porselenleri ise bir cam matriks içinde yayılmış ince lösit kristallerinden oluşur. Bu nedenle üretici firmalar bu porselenlerin polisaj özelliklerinin klasik porselenlerden daha iyi olduğunu açıklamaktadırlar. (Yılmaz ve ark 2007)

3. Orta ısı (medium fusing) dental porselenler (1093  C-1260  C): Gövde porseleninde kullanılırlar.

4. Yüksek ısı (high fusing) dental porselenler (1288  C-1371  C): Özellikle suni di  şlerin yapımında ve nadiren yüksek ısı ile pişirilen jaket kronların yapımında kullanılırlar (Zaimoğlu ve ark 1993, O’Brien 2002).

Kullanım Alanlarına Göre

1. Hareketli protezlerde kullanılanlar
2. Tek parça jaket kronlar ve inley-onleyler
3. Kaplama porselenleri (Leinfelder ve Lemmons 1988).

Kompozisyonlarına Göre

Metal Destekli Dental Seramikler

Metal destekli seramik restorasyonlar ilk olarak Weinstein ve arkadaşları tarafından 1960 yılında tanıtılmış olup günümüzde halen kullanılmakta olan bir sistemdir (McLean 2001). Metal destekli dental seramikler iki gruba ayrılmıştır.

Döküm Metal Alaşım   zerine Bitirilenler

Metal-seramik restorasyonlarda döküm bir metal altyapı elde edildikten sonra seramik, bunun üzerine opak, dentin ve mine porseleni olarak 3 tabaka halinde uygulanır (Shillingburg ve ark 1997).

Metal Yaprak   zerine Bitirilen Dental Seramikler

Metal ve laboratuvar maliyetini düşürmek metal kalınlığını azaltmak, metal r  flesinden kaçınarak optimum estetiği sağlamak ve simantasyon işlemleri sırasında metal porselen birle  imlerdeki gerilimleri azaltma amaçlarını hedefleyen bu sistem 1976’da Mc Lean tarafından geliştirilmiştir. Ancak bu sistemin güçlendirilmiş tam porselen ve metal destekli porselen sistemlerinden düşük kırılma direncinde

bulunması ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılmaması bazı sınırlamaları beraberinde getirmiştir (Memikoğlu 1997, Tak 2008).

Renaissance, Ceplatec, Flexobond, Sunrise, Platideck sistemleri bu tür restorasyonlara birer örnektir (Qualtrough ve Piddock 1997).

Metal Desteksiz Dental Porselenler

Konvansiyonel Feldspatik Porselenler

Isıya dayanıklı refraktör day materyali üzerine, klasik porselen toz ve likitin karıştırılıp tabakalar halinde uygulanması ile restorasyonun konturlarının verildiği sistemlerdir. Tozlar, değişik ton ve translüsensiye sahiptir. Bu porselenlere örnek olarak Optec HSP, Duceram LFC, Vita Dur N, Ceramco, Ceramco II, Mirage ve Mirage II verilebilir (Rosenblum ve Schulman 1997).

Dökülebilir Cam Porselenler

Dental porselen üretiminin önemli diğer bir gelişmesi; 1973 yılında Grossman tarafından, florin içeren tetra-silisik mika kristallerinin cam bir faz içinde kontrollü kristalizasyonu tekniğini esas alan dökülebilir cam porselenlerin üretimidir (Kedici 2002).

Bu materyaller genelde tek renkte olup, final restorasyonun istenen renk ve karakterizasyonu boyanarak sağlanmaktadır. Eğer sadece kor altyapısı elde edilmişse, geleneksel feldspatik porselenle restorasyon tamamlanmaktadır (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu sistem; kronlar, porselen laminate veneerler, tam porselen köprüler, porselen kron korlarında, ve inley/onleylerde kullanılmaktadır (Shillingburg ve ark 1997). Dicor, Cerapearl, CD200, OCC Olympuss porselen sistemleri bu tekniğe örnek olarak verilebilir (Yöndem 2006).

Kor Yapısı Güçlendirilmiş Porselenler

Alumina Kor ile Güçlendirilmiş Porselenler

1965 yılında McLean ve Hughes tarafından oldukça kuvvetli kristal bir yapı sağlayan alumina, porselen tozu ile karıştırılmıştır. % 40-50 oranında alumina içerikli porselenin bir platin yaprak üzerinde pişirilmesi sonucu feldspatik

porselenlere oranla gerilme direnci 2 kat arttırılmıştır. Platin yaprağın altta bırakılmasının da dayanıklılığa % 20 gibi bir katkısı olmuştur. Fakat platin yaprak estetiği olumsuz etkilediğinden yerinden çıkarılarak % 75 oranında alumina, refraktor day üzerinde işlenerek altyapıda metal kullanılmamaya başlanmıştır. Her ne kadar alumina, porseleni güçlendirmek için uygun kristalin yapıyı sağlasa da yüksek opasitesi bu materyalin yalnızca altyapı olarak kullanılmasına olanak vermiştir. Bu yönde ilerleyen çalışmalar sonucunda % 99, 56 alumina içeren yapı üzerine cam infiltre etme tekniği ile (In-Ceram) gerilme direnci 450 MPa'ya ulaşan altyapılar elde edilmiştir (Swartz ve ark 1995, Tak 2008).

Aluminöz porselen, oldukça dayanıklı olmasına rağmen, posterior bölgede sabit bölümlü protezlerde kullanılabilecek kadar dirençli değildir. Kor yapı, düşük ve orta sıcaklıkta eriyen porselenden oluşmaktadır (Kedici 2002, Yöndem 2006). Bu tip porselenlere örnek olarak Aluminöz porselenler, Cerestore/Alceram, Hi-ceram, In-ceram verilebilir (Crispin ve ark 1994).

Magnezya Kor ile Güçlendirilmiş Porselenler

Magnezyum da alumina gibi porselene kristalin özellik kazandırılması için altyapıya ilave edilmektedir. Yeterli dayanıklılığa ulaşılabilmesi için yapıya % 40 oranında magnezya ilave edilmesi ve cam infiltre edilmesi gerekmektedir (Craig 1997, Tak 2008).

Kor materyalinin ısısal genleşme katsayısı, $13,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}$ gibi yüksek bir değer olduğundan dolayı; metal destekli porselen sistemleriyle kullanılan dentin ve mine porseleni ile birlikte kullanılabilmektedir (Yüksel ve ark 2000, Yöndem 2006).

Kristal olarak magnezyum spinel (MgAl_2O_4) içeren inceram spinel bu tip porselenlere örnek olarak verilebilir (Yavuzylmaz 2005). Bu sistemin ışık geçirgenliği alumina kor ile güçlendirilmiş porselenlerden daha fazla, opasiteleri ise daha düşüktür (Ceylan 2008).

Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Kor Materyali

Zirkonyum, Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789'da, Sri Lanka'da bir oksit üretmek için zirkon taşlarını alkaller ile reaksiyona soktuğu çalışmasından sonra keşfedilmiştir. Aynı araştırmacı tarafından da adı, Arapça'da altın renkli anlamında "Zargün" konulmuştur. Zirkonyum ve hafniyum yerkabuğunda % 0.028 oranında bulunurlar ve jeokimyasal olarak birlikte bulunduğu ana metal mineralindeki birbirlerine göre oranları 50:1 dir (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyum oksitin biyouyumluluğu kalça çıkıklarında femur başı için kullanıma sunulmasıyla kesinlik kazanmış ve sonrasında yüksek direnç ve estetik talepler dahilinde diş hekimliğinin ilgi alanına girmiştir (Filser ve ark 2001). Zirkonyum oksit yüksek dirençli bir porselendir. Feldspatik porselene oranla yaklaşık 6 kat daha güçlüdür (Derand ve Derand 2001).

Tetragonal fazda porseleni stabilize etmek için zirkonyum materyaline % 3.5-6 oranında yiterbiyum partikülleri ilave edilmiştir. Normalde oda sıcaklığında madde stabil değildir (Derand ve Derand 2001). Grenlerin boyu 0,4 µm olup homojen özellikteki ince grenli bu mikroyapı restorasyonlar için üstün mekanik kaliteden sorumludur. Sonuçta transformasyon-sertlik mekanizması sebebi ve göz dolduran mekanik özellikleri itibariyle, kuvvetli yüklere maruz kalınan posterior bölgede çok üyeli köprülerin yapımına olanak sağlar (Tinschert ve ark 2001).

Zirkonyumu kolaylıkla sertleştirilebilmek için MgO, CaO veya yiterbiyum benzeri stabilize edici maddeler ile harmanlamak gerekmektedir. Bu şekilde ilk fırınlama esnasında tamamıyla tetragonal olması yerine parsiyel kübik bir kristal yapıya sahip olur (Sundh ve Sjogren 2006, Sarıdağ 2007).

Kübik Zirkonyum: Zr_2O formunda olup tek kristallidir. Kırılma dayanıklılığı ve sertliği nispeten düşüktür. Termal şok direnci oldukça yüksektir (Sundh and Sjogren 2006, Sarıdağ 2007).

Zirkonyum PSZ: İri gren büyüklüğünde ve krem renginde olup yaklaşık % 10'luk MgO ile harmanlanmıştır. Kısmen stabilize edilmiş zirkonyum olarak adlandırılır. Sertliği oldukça yüksek olduğu gibi sıcaklığın arttırıldığı şartlarda bile bu özelliğini koruyabilmektedir. (Yavuzylmaz ve ark 2005, Yöndem 2006).

Zirkonyum TZP: Polikristal yapıda tetragonal zirkonyum olarak isimlendirilmiştir. Yaklaşık % 5 yiterbiyum ile harmanlanması neticesi elde edilmiştir. Oda sıcaklığında en yüksek değerde sertliğe sahip olmasının sebebi % 100'e varan tetragonal yapısıdır. Ancak 200 ile 500°C' lerde geri dönüşümsüz kristal transformasyonunda bire bir azalarak, boyutsal değişimlere sebebiyet verir (Yavuzylmaz ve ark 2005, Yöndem 2006).

Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramikler

IPS Empress

Wohlwend tarafından Zürih Üniversitesi'nde geliştirilen lōsit ile güçlendirilmiş enjeksiyonla şekillendirilen cam-seramik materyali olan IPS Empress sistemi ilk olarak 1991 yılında piyasaya sunulmuştur ve dental uygulamalarda 10 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır (Qualtrough ve Piddock 1997, McLean 2001, Gemalmaz ve Ergin 2002).

IPS Empress; ısı ve basınç altında şekillendirilen, yüksek lōsit içerikli feldspatik porselendir (Pröbster ve ark 1997, Holand 1998). Silikat cam matriks hacminin yaklaşık %30-40' ını 1-5 µm büyüklüğünde olan lōsit kristalin faz oluşturmaktadır (Myers ve ark 1994, Holand 1998). Materyalin yüksek yarı geçirgenliği ve aşındırma etkisi doğal dişlere benzerdir, bükülmeye karşı direnci ise 120-200 MPa'dır (Giardano 1996, Holand 1998). Bu sistemde lōsitle kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler EP500 adı verilen özel fırında 1075-1180 °C de viskōz alumina özelliğine ulaşır ve kayıp mum tekniğiyle elde edilen kalıp içerisine basınç ile transfer edilerek şekillendirilmesi sağlanır (Oyar 2002).

Sistem, iki farklı yapım tekniğine sahiptir. İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyon yüzey renklendirmesine tabi tutulur. İkinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen altyapının final formu, veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği kullanılarak verilir. IPS Empress, inley,

onley, laminate veneer ve tek kron yapımında kullanılmaktadır. Üç ve daha fazla üyeli köprülerde kullanılmaz (Yavuzylmaz ve ark. 2005).

IPS Empress 2

Lityum disilikat kristalleri ile güçlendirilmiş IPS Empress 2 sistemi 1998 yılında diş hekimliğine sunulmuştur (Quinn ve ark 2003). IPS Empress 2 sistemi anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Ancak posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde olmalıdır (Heintze 1998).

Isı ve basınç altında şekillendirilen kor yapı, esas kristal faz olarak hacminin en az % 60' ı kadar 0,5-4 µm büyüklüğünde lityum disilikat kristalleri; ikinci kristal faz olarak ise 0,1-0,3 µm büyüklüğünde lityumortofosfat (Li_3PO_4) kristalleri içermektedir (IPS Empress System 2003).

Lityum disilikat cam porselen, ilk kez 1959 yılında geliştirilmiştir; ancak bu materyal düşük kimyasal direnci, yetersiz yarı geçirgenliği, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumu nedeniyle diş hekimliğinde yerini alamamış ve kullanımı terk edilmiştir. 1988 yılında lityum disilikat cam seramik, ısı ve basınç tekniği ile tekrar güncel hale gelmiştir. Isı ve basınç tekniğinin; lityum disilikat kristal fazda homojen yapı oluşumunu sağladığı, kontrol edilemeyen mikro çatlak oluşumunu engellediği, kısa sürede ve kolay restorasyon hazırlanmasına olanak sağladığı ifade edilmiştir (Heintze 1998, Altıntaş 2007).

Lityum disilikat sayesinde IPS Empress 2' nin, lösit içerikli IPS Empress sisteme göre mekanik özellikleri geliştirilmiştir. IPS Empress ve IPS Empress 2'nin asıl farklılığı materyalin kor kısmındaki kimyasal yapılarıdır. Bu kor yapıdaki farklılık, IPS Empress 2' nin kırılmaya karşı olan direncini IPS Empress' e göre üç kat arttırmıştır. Ayrıca IPS Empress 2' de cam yapı daha az olduğu için kırılmaya karşı direnç fazla, mikro çatlak oluşum riski daha azdır (Heintze 1998, Holand ve ark 2000, Blatz 2002). Esneme dayanıklılığı ise 350-450 MPa' dır (Van Noort 2002).

Karşıt doğal diş aşınmasının daha az olması, optik özellikler ve translüenslik açısından diğer tüm porselenlerden daha avantajlıdır (Holand ve ark 2000).

IPS Empress 2 sistemi anterior ve posterior tek kronlarda, anterior ve posterior üç üyeli köprü yapımında kullanılabilir. Ancak posterior üç üyeli köprülerde kullanılabilmesi için ikinci premolar en son distal destek olmalı ve gövde bir premolar genişliğinde olmalıdır (Heintze 1998, Oyar 2002).

IPS Empress 2' nin avantajları (IPS Empress 2 1997, Holland ve ark 2000, Tak 2008):

- Doğal translusentlik
- Bukalemun etkisi
- Yeterli esneme dayanıklılığa sahip olması
- Radyo opak olması
- Karşıt dentisyon ile uyumlu olması
- Mineye yakın termal genişleme katsayısı

IPS e.max Pres

IPS Empress 2 gibi pres tekniği ile kullanılan lityum disilikat cam seramiktir. Temel kristal faz olan lityum disilikat 3-6 µm uzunluğundaki iğne benzeri kristallerden oluşur. Bu lityum disilikat kristaller cam matriks içine gömülmüş şekildedir. Bu teknikte, renk pigmentleri erime ısısına ulaşıldığında eriyeceği için materyale ilave edilmezler. Bunun yerine cam içinde çözünen polivalent iyonlar arzu edilen rengi sağlamak için kullanılır. İyon esaslı renklendirme mekanizmasının kullanılmasının avantajı, renk salan iyonların materyal içinde homojen olarak dağılabilmesidir. Bunun aksine renk pigmentleri mikro yapıda kusurlara neden olmaktadır (Ivoclar Vivadent 2005).

Farklı renklerde ingotlar şeklinde bulunur ve iki farklı opasitesi mevcuttur. Kırılma dayanıklılığı 400 MPa'dır. Bilinen Empress presleme teknikleri ile üretilirler. Anterior ve posterior bölgelerde tek diş restorasyonlar, laminate veneerler

ve köprüler için kor yapı olarak kullanılırlar. Bu korlar üzerine IPS e.max Ceram veneer uygulanır (Ivoclar Vivadent 2005).

Kimyasal yapısı içerik olarak hemen hemen IPS Empress 2 materyali ile aynı olan IPS e.max Press sisteminin fiziksel özellikleri fırınlama işlemi ve yapısında meydana gelen değişikliklerden dolayı farklılık göstermiştir. IPS Empress 2 ile karşılaştırıldığında mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği önemli ölçüde geliştirilmiştir (Josephine ve ark 2006, Sarıdağ 2007).

Cerestore

1983 yılında Sozio ve Rilley, Coors Biomedikal firması ile cerestore sistemini tanıtmışlardır (Wall ve Cipra 1992). Sistemde ısıya dayanıklı epoksi day kullanılır. Seramik kor'un mum modelajı yapılır, revetmana alınır. Mum elimine edildikten sonra porselen akıcı kıvama gelene kadar ısıtılır ve kalıp içine enjekte edilir. Soğutulan porselen, epoksi daydan uzaklaştırılıp şekil verilir ve 14 saat süreyle fırınlanır. Bu işlemden sonra veneer porseleni bilinen yöntemle uygulanır. Fırınlama siklusu sırasında ısının ve zamanın kontrolü ile orijinal materyalin boyutlarından daha fazla magnezyum oksit kristal formu ($MgAl_2O_4$) oluşup, bunun büzülmeyle kompanze etmesi ile büzülmesiz porselen elde edilir. Bu sistemde marjinal adaptasyonun mükemmel olması, porselenin kalıba enjeksiyonla uygulanması, uzun ve yavaş fırınlama zamanına bağlanmaktadır Bu uygulama sırasında kor yapıda büzülme meydana gelebilir. Özellikle marjinal bölgede kor yapının opak olması nedeniyle estetik görünüm bozulabilir (Shillingburg ve ark 1997).

Güçlü yapısı, yüksek marjinal adaptasyonu sistemin en önemli avantajları arasındadır. Yapım zamanının uzun olması ve yüksek maliyeti ise dezavantajdır (Wall ve Cipra 1992, Yöndem 2006, Sarıdağ 2007).

Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Porselenler (CAD/CAM)

Tam porselenlerin bilgisayar destekli tasarım ve üretim [Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture (CAD / CAM)] tekniği ilk kez 1971 yılında Altschuler tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu sistemde porselen, bloklar şeklinde bulunmakta olup; tasarımı ve üretimi bilgisayar sistemleri yardımıyla olduğu gibi kopyalama tekniği ile de elde edilebilmektedir (Hickel ve ark 1997).

Bilgisayar destekli milledme sistemleri, yüksek ısı nedeniyle ortaya çıkan mikroprzite ve büzülmeleri ortadan kaldırmak amacıyla üretilmiştir. Cerec, Procera AllCeram, Cercon Zirkonya ve IPS E-max CAD günümüzde sık kullanılan CAD/CAM sistemleridir (O'Brien 2002, Blatz, 2002, Craig 1997).

Bu sistem diş kesimlerinin optik görüntülenmesi, görüntünün dijitalize edilmesi ve restorasyonların porselen bloklardan bilgisayar kontrolünde freze edilerek hazırlanması esasına dayanmaktadır. Bu sistemle tam kronlar, sabit köprüler, 3/4 - 7/8 kronlar, inley, onley ve fasetler hazırlanabilmektedir (Kedici 2002).

Analog Kopya Freze Tekniği ile Yapılan Dental Seramikler

Analog sistemler tarama ve kazıma esasına göre çalışır. Kopyalama işleminde öncelikle ölçü alma ve model elde etme yoluyla bir n restorasyon hazırlanır. Sistemde önce mum veya rezinden hazırlananacak restorasyonun öncül modeli oluşturulur (Mehl ve Hickel 1999). Bu rezin örnek cihazın kopyalama bölümüne yerleştirilir, kesici bölüme de seramik blok yerleştirilir (Rinke ve Hüls 1996). Bu kesici nitin iki tarafı birbirine geometrik transfer mekanizmasıyla bağlıdır ki bu da kopya aleti ve kesici ucun üç boyutlu hareketine izin vermektedir. Kesim süresince soğutma için özel bir likit püskürtülür (Rinke ve Hüls 1996). Restorasyonların yapımında farklı tip frez eşitleri kullanılmaktadır (Hickel ve ark 1997). İ yüzeylerin kesimi rond, diş yüzeylerin ise disk şeklindeki frez yardımıyla yapılır. Bitiş konturları için fissür elmas frez kullanılır. Bir restorasyonun yapımı yaklaşık 15 dakika sürmektedir. Bu kor altyapının hazırlanmasının ardından konvansiyonel tekniklerle veneer porselen uygulanır ve restorasyon bitirilir (Rinke ve Hüls 1996).

Kopyalama metotlarında, dijital tekniklerin tersine kopyalama için uygun bir örnek gereklidir. Bu aynı zamanda restorasyonun yapımı için modelin i ve diş konturlarına ihtiyaç duyan ve negatif modelin yardımı ile restorasyonu oluşturan diğer tüm aşındırma teknikleri için geçerlidir (Ural 2006, Sarıdağ 2007).

1.3. Seromerler (Hibrit Seramikler)

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar; kimya literatüründe uzun süredir bilinen organik modifikasyonlu seramiklerin geliştirilmesiyle 3. jenerasyon kompozit ürünleri olarak diş hekimliğine sunulmuştur. 1998 yılından sonra seramik-organik modifikasyon kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan 'seromer' olarak kullanımı artmıştır. Seromer materyallerde kullanılan teknoloji, geleneksel kompozitlerden farklıdır. Geleneksel kompozitler saf bir organik matrikse sahiplerken, seromerler polikondanzasyonla oluşmuş inorganik ve organik ağ matriksine sahiptirler. Doldurucu partiküller çapraz bağlı organik ve inorganik matriks ağı içerisine gömülmüşlerdir. Doldurucu olarak genellikle matriks ile güçlü kovalent bağlar oluşturulabilmelerini sağlayan silanol grubu içeren silikon dioksit ve baryum aliminyum silikat camları kullanılmaktadır (Duke 1999, Ergün 2005).

Laboratuarda ışık, basınç-ısı, ışık-vakum veya ışık-ısı kullanılarak polimerize edilen seromer restorasyonlar, konvansiyonel kompozit rezin materyali ile hazırlanan restorasyonlara oranla daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptirler. Ağız dışında 'postcuring' ve ilave ısı işlemleri materyalin mekanik özelliklerini dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığını artırır. Doğal mineye yakın olan aşınma dirençleri sayesinde karşıt dişte fazla aşınmaya sebep olmazlar. Seramik restorasyonlarla karşılaştırıldıklarında okluzal yükleri daha iyi absorbe ederler. İçerdikleri seramik partikülleri estetik özelliklerini seramik restorasyonlara yaklaştırır (Dietschi ve ark 1994, Sarıdağ 2007).

Konvansiyonel kompozit rezinler sadece Bis-GMA gibi bifonksiyonel moleküller içerirken, seromer teknolojisi daha komplike polifonksiyonel gruplar içerir. Bu konfigürasyon, daha yüksek derecelerde çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü sağlayarak materyalin dayanıklılığını artırır. Polimerizasyon işlemi ağız ortamında gerçekleşmediğinden, büzülme stresleri ve bağlantı başarısızlıkları daha azdır. Bu da teorik olarak sızıntı riskini azaltır (Valittu 2004, Sarıdağ 2007).

Yakın zamana kadar en çok kullanılan seromer sistemlerinden Targis (Ivoclar, Liechtenstein), fiber altyapı üzerine uygulanan, karşıt dişlerle ve ağız içerisindeki diğer dokularla temas halinde olan bir seromer materyalidir. Targis % 75-85 gibi yüksek oranda inorganik doldurucu içerir. Yüksek orandaki doldurucular

estetik özellikleri sağlarken organik matriks, rezin materyalinin uygulanmasını kolaylaştırır. Matriks, monomerlerin polimerizasyonu ve doldurucu partiküllerin silanla matrikse kimyasal bağlanması ile oluşur (Targis-Vectris Scientific Doc. 2000).

Targis-Vectris (Ivoclar, Liechtenstein) sistemi 1996 yılında tanıtıldıktan sonra yapılan bir çok çalışmada Targis kompozit materyalinin hazırlanmasının zor olduğu bildirilmiştir. Ayrıca Targis içerisindeki cam doldurucuların ağız ortamında özellikle beslenme alışkanlıkları fazla miktarda organik asit içeren bireylerde yavaşça çözülme eğiliminde olduğu bilinmektedir. Dolayısıyla kompozit yüzeylerinde pürüzlülük artışı, buna bağlı olarak da plak birikimi gözlenmektedir. Bunun üzerine 2003 yılında ısı ve ışık ile polimerize olan mikro dolduruculu yeni bir seromer esaslı kompozit materyali olan Adoro (Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) tanıtılmıştır (Ergün 2005).

Adoro-Vectris sisteminde kullanılan yeni tanıtılan seromer yapı Adoro; UDMA matriks yapı ve % 72 inorganik doldurucudan oluşturulmuştur. Sistemde; altyapıyı oluşturan cam fiberler silanizasyon işleminden sonra üst yapıyı oluşturacak Adora seromerini de oluşturan UDMA ve alifatik dimetakrilat matriks yapı içerisine yerleştirilerek üst yapı ile güçlü bir bağ oluşturması amaçlanmıştır (Adoro-Vectris Scientific Doc. 2003).

Yapım aşamalarını daha basitleştirmek, yüzey bitim özelliklerini geliştirmek ve dolayısıyla aşınmaya direncini arttırarak hasta konforunu arttırmak amaçları ile geliştirilen Adora'nın doldurucu partikül büyüklüğü 65 µm'dir. Targisin ise 80 µm idi. Sistem mine ve dentin materyallerinden oluşur ki bunlar ağız ortamına ekspoz oldukları için restorasyonun başarısından direk sorumludurlar.(SR Adora Scientific Doc. 2006). İnorganik doldurucuların partikül boyutu bir kompozitin özelliklerini belirler. Dental kompozitler içerdikleri doldurucuların tipine göre sınıflandırılırlar. Tanecik boyutu 1 µm dan küçük olan doldurucular mikrodoldurucu olarak adlandırılırlar (Lutz ve ark. 1983). Mikrodoldurucu kompozitlerde düşük aşınma direnci, kolay polisaj ve klinik olarak stabil bir yüzey bitimi gösterirler. Yüksek doldurucu içeriği vizkozite artışına neden olacağından mikrodoldurucu kompozitler yüksek doldurucu özelliğine sahip değildirler. Bu nedenle fiziksel özellikleri zayıftır ve polimerizasyon büzülmeleri fazladır (SR Adora Scientific Doc. 2006). Ancak

Adora'da doldurucu içeriğini arttırabilmek için kopolimer doldurucular kullanılmıştır. Bu da kompozitlerde fiziksel özellikleri makro inorganik dolduruculu kompozitler kadar iyi olmamakla beraber mikro dolduruculu geleneksel kompozitlere göre daha arzu edilen olmasını sağlamıştır.

Seromer materyalleri arasında oldukça sık kullanılan bir diğer materyalde Estenia'dır. Estenia hem anterior hemde posteriorda indirekt restorasyonların yapımında kullanılmak üzere üretilmiş yüksek partikül dolduruculu hibrid bir seramiktir. Organik matriks içinde yüksek oranda doldurucu içermektedirler (% 92 oranında çok ince partiküllü lanthanum oksit doldurucular ve cam doldurucular). Monomer içerisinde ise üretan monomer ve diğer metakrilat monomerleri ihtiva etmektedir. Bu sistemde polimerizasyon, ışık ve ısı ile sağlanmaktadır. Yüksek doldurucu oranı estetik özelliklerinin porselenlere yakın olmasını sağlarken, organik matriksin değiştirilmiş kimyasal yapısı rezin materyalin kullanımını kolaylaştırmaktadır (Hybrid Ceramics Estenia Scientific Doc. 1999).

Diğer bir seromer sistemi olan Solidex (Shofu, Tokyo, Japan) ışık ile polimerize olan indirekt hibrit rezin kompozittir. Solidex, %14-15 oranında UDMA ve % 30-35 oranında kolloidal silika içerir. Solidex ışık ile polimerizasyon sağlayan Solidilite EX (Shofu, Japan) cihazı ile birlikte kullanılır. Solidex restorasyon, bu cihazın özel ışınlı haznesine yerleştirilerek polimerize edilir. Restorasyon bu şekilde yüksek derecede etkili ekstraoral ışık polimerizasyonuna maruz bırakılmakta ve rezin kompozitin üniform sertleşmesi sonucu fiziksel özelliklerde artış olduğu bildirilmektedir (Ergün 2005, Sarıdağ 2007).

1.4. Dental Restoratif Materyallere Uygulanan Yüzey İşlemleri

Optimum biyolojik uyum elde edebilmek için restoratif materyallerin yüzey düzensizlikleri en aza indirilmelidir. Bu amaçla restoratif materyallere uygulanan çok çeşitli yüzey işlemleri vardır.

1.4.1. Parlatma İşlemi (Glaze)

Seramik restorasyonların yüzeyi, estetik, dayanıklılık ve karşıt restorasyonun veya dentisyonun aşınması yönünden önem kazanmaktadır. Genellikle simantasyondan önce son yüzey işlemi olarak önerilen glaze, porselene düzgün ve parlak bir yüzey kazandırırken, yüzey mikroçatlaklarının ve yüzey pörözitelerinin

boyutlarının elimine edilmesinde sağlamaktadır. Glaze işlemi iki şekilde yapılabilir (Yavuzylmaz ve ark 2005).

Otoglaze (Autoglaze): Porselen fritinin tüm bileşenleri tek bir cam fazı oluşturacak şekilde hazırlanırsa, her porselen cam greni aynı sıcaklıkta eriyecektir. Bu durumda porselenin olgunlaşma süresi bir miktar (1-5 dakika) uzatılarak otoglaze sağlanabilir (Yöndem 2006).

Overglaze (Glaze): Pişirilmiş porselen yüzeyine uygulanan renklendirilmemiş cam tozlarının porselen yüzeyine tabaka halinde sürülmesi ve uygulandığı porselen kitlenin olgunlaşma sıcaklığının altındaki bir sıcaklıkta fırınlanması ile elde edilen parlatma işlemidir (Yavuzylmaz ve ark 2005, Yöndem 2006).

1.4.2. Polisaj

Porselenin doku dostu olma özelliğini koruyabilmesi için yüzeyi düzgün ve pürüzsüz olmalıdır. Yüzeyi pürüzlü porselen dokular için zararlı olduğundan dolayı koşullar ne olursa olsun ağızda pürüzlü yüzeyler bulundurulmamalıdır (Akın, 1999).

Porselenin ağız dışı polisajı için alışılmış sıra öncelikle yüzeyin elmas frez ile kaba aşındırması yapılır. İkinci olarak bitirme diskleri ya da aşındırıcı lastikler ile gerekiyorsa kaba bitirme işlemine devam edilir. Daha sonra düzgünleştirilmiş yüzeyin parlatılması ve ilk polisajı için lastik polisaj aletleri kullanılır. En son sırada keçe lastik uçlar ya da çiğneyici yüzeylerde yumuşak bir Robinson fırçası yardımıyla elmas porselen polisaj patı uygulanarak polisaj tamamlanır (Jefferies, 1998).

Porselenin ağız içi polisajı da aynı sırayla yapılır. Elmas bitirme diskleri, lastik polisaj aletleri ve elmas polisaj patı birkaç küçük değişiklik ile ağız içinde de uygulanabilir. Isı açığa çıkmasını önlemek için elmaslar ile ağızda sulu çalışılmalıdır. Elmas polisaj patını taşımak için polisaj lastikleri ya da yumuşak Robinson fırçaları kullanılabilir (Jefferies 1998, Craig 1997).

1.4.3. Basınç Altında Soğutma

Bu işlem, porselen fırınlandıktan sonra fırından çıkarılır çıkarılmaz, basınçlı hava altında soğutulması esasına dayanır. Yapılan araştırmalarda hava basıncı miktarı ortalama 0.34 MPa olarak belirlenmiştir. Porselen yüzeyinde oluşan baskı

gerilimleri mikroçatlakların ilerlemesini engelleyerek, porselenin eğilme dayanıklılığını arttırmaktadır (Yavuzylmaz ve ark 2005).

1.4.4. İyon Alışverişi

Bu yöntem, camsı materyallerin dayanıklılığını arttırmak için uygulanan, porselenin yüzey yapısında baskı gerilimlerinin oluşturulduğu bir yüzey işlemidir. Bu sıkıştırılmış alan çekme kuvvetlerinin mikroçatlaklar üzerindeki etkisini azaltmaktadır (Yavuzylmaz ve ark 2005).

Bu işlem temelde daha büyük olan alkali iyonların (örneğin; dış ortamdaki K^+) daha küçük iyonlarla (örneğin; porselen yüzeyindeki Na^+) yer değiştirmesi esasına dayanır. Birçok cam ve seramik yapı yüzey çatlaklarından dolayı başarısızlığa uğradığı ve bu çatlakların ilerlemeden önce baskı gerilimlerini aşması gerektiği için, şartlandırılmış bu yüzeyler, porselen kırılmadan önce oldukça büyük yüklenmeleri kaldırabilmektedir (Zan 1999).

1.5. Dental Materyallere Uygulanan Yüzey İşlemlerinin Değerlendirilmesi

Materyal yüzeyini incelemek için görsel değerlendirme, profilometre, atomik kuvvet mikroskobu ya da taramalı elektron mikroskobu (SEM), cihazları kullanılabilir. Dental restorasyonların yüzeyini inceleyerek, bitirme ve parlatma yöntemlerinin etkinliğini saptamada en sık kullanılan yöntemler ise görsel değerlendirme, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve profilometre cihazı analizleridir (Brewer ve ark 1990, Anusavice 2003).

Profilometre, SEM ve görsel değerlendirme, oldukça hassas yöntemlerdir. Tek bir yönteme başvurmak yanıltıcı sonuçlar verebilir. Bu nedenle bir metodu diğer metotlarla kıyaslamak gerekir. Görsel yöntemler, örneğin büyüklüğü, içeriği ve yapısına bağlı olarak hataya yatkındır. SEM, yüzey topoğrafisini gözlemleyecek yeterli kontrastta yapılmalıdır. Profilometre ise tekrarlanabilir nitelikte olmalıdır (Jefferies 1998).

1.5.1. Profilometre Analizi

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazda, tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü

bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Buorauel ve ark 1998, Jefferies 1998).

Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. Sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır (Whitehead ve ark, 1995). Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi, ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rpm yüzey parametresi ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm: Rz oranı önemli bir değerdir, çünkü profil şekli hakkında kayda değer bir bilgi verir. Bu oran 0,5'den daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0,5'den daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir (Whitehead ve ark 1995, Martinez-Gomis ve ark 2003). Profilometre en sık kullanılan yüzey pürüzlülüğü ölçüm tekniğidir ve ölçülen obje ile yüzey teması gerektirir. Kontakt profiometre tekniğinin önemli dezavantajı ucun yüzeye dik hareket ettirilmesi zorunluluğu olmasıdır (Nergiz ve ark 2004, Çökük 2007).

1.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskopi (AFM); alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre metodudur. Distorsiyonu önlemek için keskin nanometre boyutlu bir uç kullanılarak yüzey taranır, ince özelliklerin daha iyi çözümü sağlanabilir. Bu yöntemde özel ölçümlerin yapılması ve pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi ile sağlanan veriler kullanılarak topoğrafik bilgi 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde sağlanabilir (Verran ve ark 2003).

1.5.3. Taramalı Ektron Mikroskobu (SEM)

Görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesine olanak sağlayan aygıtlar geliştirilmiştir. Elektron optik prensipler çerçevesinde tasarlanmış tarama elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope - SEM) bu amaca hizmet eden aygıtlardan birisidir. Gerek ayırım gücü, gerek odak derinliği ve gerekse de görüntü ve analizi birleştirme özelliği tarama

elektron mikroskobunu araştırma ve incelemelerde geniş ölçüde kullanılan bir aygıt haline getirmiştir. Öte yandan mikro işlemci ve bilgisayarların mikroskopla birlikte kullanılmaları cihaza kullanım kolaylığı getirmiş ve yeni araştırma yöntemlerine olanak sağlamıştır (Chapman 1986).

Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat buffer solusyonunda % 2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra kontrasyonu gittikçe artırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır (Della Bona ve ark 2002, Van Meerbeck ve ark 2003).

SEM' in çalışma prensibi ikincil elektronlar tarafından nokta nokta ve çizgi çizgi oluşturulan yalancı bir üç boyutlu görüntüdür. Bu elektronlar, örnek yüzeyini kare şekilde taramak için gönderilen ilk ışın demeti örnekle etkileşime girdiğinde saçılarak oluşurlar. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların miktarına bağlı olarak yüzeyin topografik değişimleri, kompozisyonu ve yapısı hakkında tespitlerde bulunulabilir (Bancroft ve Stevens 1996).

Tarama elektron mikroskobunda görüntü, elektron veya optik mikroskoplarda olduğu gibi doğrudan numunenin yansıması olmayıp, televizyon yayınlarında olduğu gibi numune görüntüsünün içinde bulunduğu iki boyutlu ortamdan ekran ortamına nokta nokta taşınması ile elde edilir. Taranan noktalardan toplanan sinyaller kuvvetlendiricilerden geçirilir ve her nokta görüntü ekranında numune üzerindeki konumuna karşılık gelen noktada parlaklık şiddetine göre belirlenir. Numune üzerindeki herhangi bir noktanın S şiddetli sinyali X ve Y koordinatları ile ekran üzerine taşınması ve bu noktaların ekran üzerinde birleşmesiyle tarama elektron mikroskobu görüntüsü oluşur (Chapman 1986).

1.6. Renk Kavramı

Renk, subjektif kişisel gözleme bağlı, bir cismin ışık enerjisiyle fiziksel etkileşimi sonucu algılanan psikofiziksel (akıl ile beden arasındaki ilişkileri inceleyen bilim) bir cevaptır (Paravina ve Powers 2004).

1.6.1. Rengin Algılanması

Rengin algılanmasını sağlayan 3 ana faktör ışık kaynağı, gözlenen cisim ve gözlemcidir (Wozniak ve Moser 1981, Knispel 1991).

Işık Kaynağı

Isaac Newton beyaz ışık demetinin bir prizma içinden geçmesi ile renk komponentlerine veya dalga boyuna ayrıldığını bulmuştur. Newton bir spektrum olarak rengin kesintisiz sıralanması ile sonuçlandığını tanımlamıştır. Bu spektrumu kırmızı, portakal rengi, yeşil, mavi, çivit ve menekşe rengi olarak tanımlamıştır. Dalga boyları kırmızı, yeşil ve mavi ışığın değişimi olarak insan gözündeki üç tip renk reseptörü tarafından algılanır. İnsan gözü sadece bu dalga boyundaki ışınları algılar, bu nedenle görünür ışık spektrumu olarak tanımlanır. Fiziksel tanımda görünür ışığın dalga boyu, yaklaşık 400 nm ile 700 nm aralığındadır. Her bir renk, frekansı veya dalga boyu ile uyumlu olarak tanımlanır (Chu ve ark 2004).

Çevresel faktörler ve aydınlatma durumu renk seçiminde önemli rol oynamaktadır (Culpepper 1970, Paul ve ark. 2004). Belli bir ışık altında aynı renkte gibi görünen cisimler başka ışık altında farklı görülebilir Bu olay “metamerizm” olarak adlandırılır (Zaimoğlu ve Can 2004). Bu nedenle renk seçimi biri güneş ışığı altında olmak üzere en az üç-dört değişik ışık altında yapılmalıdır. Ayrıca, klinik ve laboratuvar arasında bir aydınlatma standardizasyonu sağlanmalıdır. Aydınlatmanın standardizasyonunun sağlanması, metamerizm etkilerini azaltır. İdeal durum objelerin aynı renk yansıma eğrisine sahip olmalarıdır. Renk tespiti için en uygun zaman 12.00-15.00 saatleri arasındadır. Gün içindeki zaman, değişik mevsimler ve hava şartları gün ışığının rengini etkiler, yani standart bir gün ışığı mevcut değildir (Tunçdemir 2008).

Işık kaynağı değiştiğinde, cisimden yansıyan ışık değişecek ve renk farklılığı algılanacaktır. Renk ısısı, spektral reflektans eğrisi ve Color Rendering Index (CRI) gibi parametreler standart bir gün ışığı elde etmek amacıyla kullanılmaktadırlar. Renk seçiminde 90'nın üzerindeki CRI tavsiye edilmektedir (Dykemia ve ark. 1986, Tunçdemir 2008).

Cisim

Bir cismin optik görünümü, üzerine gelen ışığı geçirmesi, yansıtması ve absorbe etmesi ile belirlenir. Transparan objelerin yüzeyi ve densitesi tarafından absorbe edilen ışık miktarı belirlenir ve geçen ışığın dalga boyları algılanan rengi oluşturur. Materyal tamamen transparan ise bütün ışık geçecek ve renk beyaz olarak algılanacaktır. Materyal tamamen opak ise tüm ışık absorbe edilecek ve siyah renk algılanacaktır. Solit bir obje bazı dalga boylarını absorbe eder ve diğerlerini yansıtır. Bu durumda ise obje yansıyan dalga boyunun rengi olarak algılanır (Chu ve ark 2004, Çal ve ark 2005).

Gözlemci

Gözlemciye ilişkin faktörler, rengin belirlenmesindeki son bileşendir. Bilindiği gibi, gözün ışık- renk dalgalarındaki titreşimleri retina üzerindeki reseptörlerle algılaması ve bu uyarıları renk sinirleri aracılığıyla beyne göndermesi sonucunda renk kavramı oluşmaktadır. Yansıyan ışık retina üzerine geldiğinde, ışığa duyarlı sinir hücreleri olan çubuk ve koni hücreleri tarafından algılanır. Çubuk hücreleri, bakılan nesnenin biçimini siyah-beyaz olarak algılarken, koni hücreleri yalnızca kırmızı, mavi veya yeşil ışığa duyarlı olan 3 tür hücreden meydana gelir ve nesnenin renklerini oluştururlar. Bu iki hücreden alınan uyarıların birlikte değerlendirilmesi sonucunda beyinde renkli bir görüntü oluşur (Knispel 1991, Tunçdemir 2008).

Rengin hatalı algılanmasına neden olan bir diğer faktör, gözlemcideki renk görme bozukluklarıdır. Genetik renk görme bozukluğu koni hücrelerinin bazılarının olmaması ve renk farklılık uyarılarının kaybolması ile ortaya çıkar. Edinsel renk görme bozuklukları ise duygusal değişiklikler, sigara içilen ve lazer kullanılan ortamlarda ya da güneşte uzun süre kalma sonucunda görülebilen ancak kalıcı olmayan düzensizliklerdir (Çal ve ark 2005).

1.6.2. Rengin Boyutları

Rengin algılanmasına etki eden bileşenler, rengin fiziksel boyutlarıdır. Munsell'e göre rengin 3 boyutu vardır (Russell ve ark. 2000). Renkleri öğrenme ve anlama konusunda, Albert Henri Munsell'in katkısı çok büyüktür. Munsell, 1915 yılında Munsell Renk Atlası'nı sunmuştur. Renkleri 3 boyutlu bir fenomen olarak tanımlamıştır. Rengin 3 boyutu; hue (ton, renk), value (brilliance, parlaklık) ve

chroma (saturation, doygunluk) olarak adlandırılmıştır (Ubassy 1995). Bu boyutlara Munsell'in renk analizinde söylenilmeyen translusensliği ekleyebiliriz. Estetik bir restorasyon için translusens özelliği çok kritik faktör olabilir (Chu ve ark 2004, Gürel 2004).

Hue (ton): Mavi, sarı, yeşil gibi rengin kendisidir. Rengin diğer renk gruplarından ayrılabilmesini sağlayan özelliğidir. Diş veya dental restorasyonların pigmentlerini tanımlamada kullanılır (kırmızılar, maviler v.b) (Chu ve ark. 2004).

Value (parlaklık): Saf siyahtan saf beyazlığa olan aralıkta rengin açıklığını/koyuluğunu ifade eder ve hiçbir ton içermez. Parlaklık olarak tanımlanabilen bu özellik sadece beyazlık ve siyahlığın derecesi olarak kabul edilir. Beyaz yüksek değer, siyah düşük değerdir. Beyaz 10, siyah ise 0 olarak kabul edilir (Bayındır ve Alwin 2006).

Aydınlık değeri yüksek olan bir restorasyon ilk bakışta yapaylığı göze çarpan açık ve tebeşirimsi bir görüntü verirken, düşük aydınlık değerine sahip bir diş ise gri ve cansız görünür. Bir rengin aydınlık değerini yükseltmek için beyaz, düşürmek için ise gri veya siyah eklenir. Ayrıca tamamlayıcı renkler eşit miktarda karıştırıldığında ve renge eklendiğinde de value değeri azalmaktadır (Rosenstiel ve ark. 1989, Chu ve ark. 2004). Value, hue olmadan da var olabilir, ancak tersi doğru değildir. Bu siyah-beyaz televizyon izlerken veya siyah-beyaz bir fotoğrafa bakarken anlaşılabılır. Bu sistemin en altında siyah, en üstünde beyaz bulunur, çok yüksek value değerine sahip, bir başka deyişle çok parlak bir restorasyon hemen fark edilir (Barghi ve Goldberg 1997, Berent 2004).

Chroma (doygunluk): Rengin derecesini, diğer bir deyişle tonun saflık miktarını gösterir ve yoğunluğunu ya da canlılığını anlatır (Joiner 2004). Bir rengin doygunluğunu veya saflığını belirtir. Birim alanda renk miktarını ifade eder. Örneğin bazı dişler aynı renk çeşidine (hue) sahip olmasına rağmen daha sarı görünebilir (Wee ve ark 2002, Müezzinoğlu 2008). Aynı sarı renk olmasına rağmen miktarı fazla olduğu için daha baskın bir görünüm oluşur. Diğer bir deyişle kroma renk içerisindeki hue miktarını ifade eder. Renk içerisine gri katılması kroma değerini düşürür fakat hue'yu etkilemez. Katılan gri rengin value'su önem kazanır. Eğer düşük

value'lu bir gri katılırsa hem value hem de kroma değeri düşecektir (Wee ve ark. 2002, Türker ve Biskin 2002).

Translusensi (geçirgenlik): Işığın yansıma veya absorbsiyonundan daha ziyade geçirme derecesidir. Translusensliği yüksek ise transparan ve düşük ise opaktır. Doğal dişin insizal kenarı translusenstir. Translusensliğin tam olarak belirlenmesi restorasyonun estetik başarısı için önemlidir. Translusenslikte bir hata restorasyonun doğal görünümünden büyük ölçüde uzaklaştırır. Laboratuar teknikleri ve klinik çalışmalarda translusensliği ölçmek için kesin bir metot olmamasına rağmen renk skalası ve restorasyondan geçen ışığın miktarını ölçmekte densitometer kullanılabilir. Genellikle eğitim almış laboratuar teknisyenleri ayrı ayrı değerlendirdiği zaman value ve hue'yu belirleyebilir. Bununla birlikte hue, value ve chroma hepsi birleştiği zaman zorluklar ortaya çıkar. Dental restorasyonlar da value değerlendirmesinde tutarsızlıklar görülebilir (Chu ve ark 2004).

1.6.3. Rengin Ölçülmesi

Rengin yalnızca algılanmasında değil, başkalarına anlatılmaya çalışılmasında da büyük sorunlar yaşanmaktadır. Bu karmaşanın çözümü ve rengin standart, sayısal değerlerle tanımlanabilmesi için geliştirilen renk ölçekleri arasında Munsell ve Commission Internationale de l'Eclairage L*a*b* (CIE) en çok kullanılan ölçeklerdir. Günümüzde bilgisayar sistemleri ile sayısal görüntülerin kliniklerde kullanımı, bu sistemlerde insan gözü tarafından algılanan renk ile benzer mekanizmayı temel alan üç boyutlu renk modelleri, RGB (Red, Green, Blue) gibi renk ölçekleri de dolaylı olarak diş hekimliği uygulamalarında yer almaktadır (Chu ve ark 2004, Çal ve ark 2005).

NIST (National Institute of Standards and Technology) Standardizasyonu

NIST, ABD federal devletinin standart enstitüsüdür. Endüstriyel standartlardan ziyade (ABD'de onlarla özel bir kuruluş olan ANSI ilgilenir) ölçüm metot ve standartları yayınlar. NIST, ağırlık ve zaman referanslarını da bünyesinde barındırır Önceki adı NBS (National Bureau of Standards) olan NIST (National Institute of Standards and Technology) alınan ölçümlerin doğruluğunun kanıtlanmasında ve cihaz kalibrasyonunda kullanılan, bileşeni tam olarak karakterize edilmiş Sertifikalı Referans Malzemelerin (SRM) üretimini yapmaktadır (Wikipedia, 2009). Renk değişim miktarı (ΔE) kliniğe uyarlanırken değerler NIST birimine

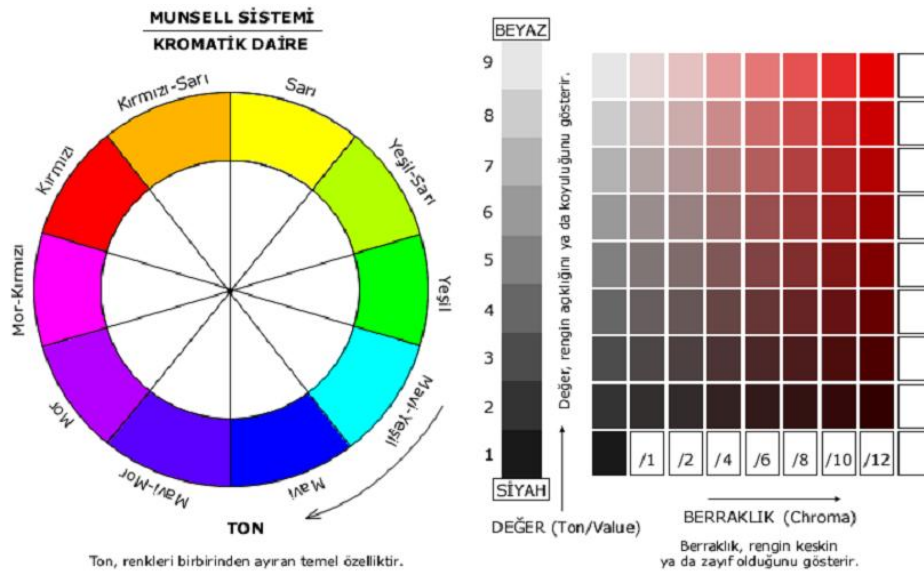
aşağıdaki formül ile çevirilir. NIST değerlerine göre klinik renk toleransı Tablo 1.1. de verilmiştir.

$$\text{NIST birimi} = \Delta E \times 0,92$$

Tablo 1.1. NIST renk toleransı (Canay ve Çehreli 2003)

Renk farklılığı	NIST değeri
Çok az	0–0.5
Az	0.5–1.5
Gözle farkedilebilir	1.5–3.0
Kayda değer	3.0–6.0
Yüksek	6.0–12.0
Çok yüksek	12.0+

1.6.3.1. Munsell Renk Sistemi



Şekil 1.1: Munsell'e göre renklerin organizasyonu (Müezzinoğlu 2008)

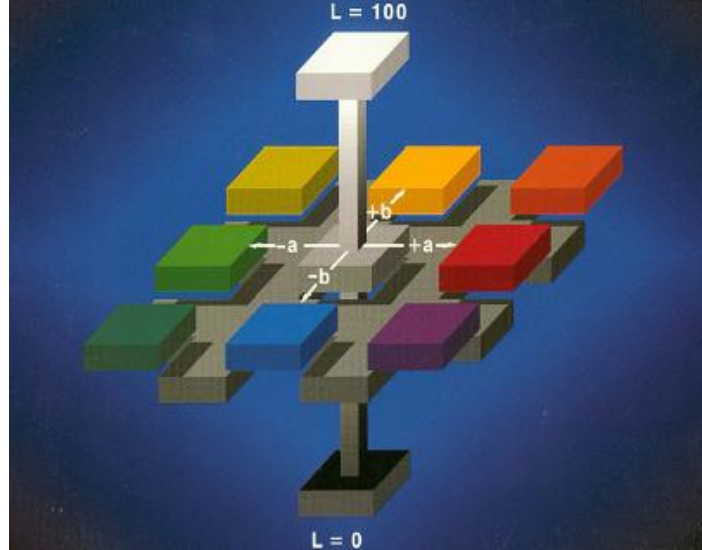
Munsell renk sistemi 1905 yılında Albert H. Munsell tarafından geliştirilmiştir. Bu sistemdeki üç değişken Munsell Hue (ton), Munsell Value (parlaklık) ve Munsell Chroma (doygunluk)' dır (Şekil 1.1) (Altunsoy 2001).

Rengin belirlenmesinde ilk olarak value (parlaklık) belirlenir. İkinci adım rengin doygunluğunun (chroma'nın) belirlenmesidir. Rengin doygunluğu ise rengin

bulunduğu yer ile parlaklığı birbirine bağlayan bölgedir. Bu sistemde en son tonlar belirlenir. Rengin parlaklığı merkezi dikey eksenidir. (Şekil 1.1) (Altunsoy 2001). Rengi üç boyutlu olarak tanımlamak amacıyla kullanılan Munsell sisteminde tonlar 5 temel (kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve erguvani) ve 10 ara renge ayrılır. Value, beyazdan siyaha doğru 11 derecede tanımlanırken, doygunluk ise 15 seviyede gösterilmektedir (Dennison ve ark. 1978).

CIE (Commission Internationale D' Eclairage) $L^*a^*b^*$ renk sistemi

CIE renk sisteminin ilk oluşturduğu sistem, X, Y, Z renk koordinatları sistemidir. Bu sistemde kabaca X kırmızıya, Y yeşile, Z maviye denktir ve bunlara “tristimulus değerleri” denir. CIE XYZ renk koordinat sistemi algısal olmadığından rengin tanımlanmasında son nokta değildir. Yani XYZ renk yoğunluğu şemasındaki renklerin farkı eşit olarak algılanamaz. Örneğin bu diagramda bulunan çok yakın iki nokta farklı renkler olarak algılanırken göze çok farklı gelen iki rengin diagramdaki yerleri birbirine yakın olabilir (Precise Color Communication 1994, O'Brien 2002, Aladağ 2003).



Şekil 1.2. CIE Lab renk aralığı (Joiner 2004)

CIE sistemi 1976 yılında $L^*a^*b^*$ renk koordinat sistemini geliştirmiştir. CIE $L^*a^*b^*$ sisteminin en önemli özelliklerinden biri renk algılamasında elemanları eşit aralıklandırılmış ve üç boyutlu renk uzayı halinde düzenlenmiş olmasıdır (Precise Color Communication 1994, O'Brien 2002, Aladağ 2003).

L: Aydınlik (Saf siyah sıfır L değerine sahipken, saf beyazın değeri ise 100 dür)

+a* : kırmızı yön

-a* : yeşil yön

+b*: sarı yön

-b*: mavi yönü tanımlar (Saraç ve ark. 2005).

İki renk arasındaki renk farklılığını belirlemede aşağıdaki formülden yararlanılır (Berns ve ark. 2000, Tunçdemir 2008)

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

$$\Delta E = [(L_1^* - L_2^*)^2 + [a_1^* - a_2^*]^2 + [b_1^* - b_2^*]^2]^{1/2}$$

L_1^* , a_1^* , b_1^* test öncesi ilk renk değerleri, L_2^* , a_2^* , b_2^* ise test sonrası renk değerlerini ifade eder (Heydecke ve ark. 2001, Tunçdemir 2008).

ΔE renk farklılığı, ΔL^* , Δa^* ve Δb^* iki örneğin CIE L^* , a^* , b^* renk değişkenleri arasındaki farklardır. ΔE değerleri farklı örneklerin veya aynı örneklerin zaman içindeki L^* , a^* , b^* koordinatlarındaki değişikliklerin miktarını matematiksel olarak ifade eder. İnsan gözü bu renk farklılıklarını gözleme açısından sınırlıdır ve 1 in altındaki ΔE değerlerini algılayamamaktadır (Büyükyılmaz ve Ruyter 1994). 1 ile 3,3 arasındaki ΔE değerleri, renk farklılıklarının klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir aralığını temsil etmektedir. Klinik koşullar altında 3,3 ve bundan daha büyük ΔE değerlerinin ise kabul edilemeyeceği rapor edilmiştir (Ruyter ve ark 1987, Tunçdemir 2008).

O'Brien (2002) 'a göre klinik renk toleransı aşağıdaki Tablo 1.2. de verilmiştir.

Tablo 1.2. CIE renk toleransı (Tunçdemir 2008)

Renk farklılığı	Klinik renk uyumu
0	kusursuz
0.5-1	mükemmel
1-2	iyi
2-3.5	kabul edilebilir
>3.5	uyumsuz

RGB Renk Sistemi

Bilgisayar monitörü ve televizyon ekranı gibi elektronik cihazlar insan gözünde konuları uyaran kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) renkleri karıştıran dalga boyları yayması ile renkleri oluştururlar. Herhangi bir rengi bilgisayarda görüntülemek için bu üç renk belirli yoğunluklarda karıştırılır. Teorik olarak RGB dalga boyları birleştirilirse beyaz ışık elde edilebilir. Bu sebepten kırmızı yeşil ve mavi renge eklenen birincil renkler olarak adlandırılır. Işığın RGB dalga boylarının belli miktarlarda siyah ilavesi ile renk elde edilir (Ubassy 1995, Chu ve ark 2004).

1.6.4. Renk Rehber Sistemleri

Renk rehber sistemleri iki kategoriye ayrılır: Görsel (geleneksel) karşılaştırma ve teknoloji ürünü ile yapılan karşılaştırma (O'Brien 2002, Aladağ 2003, Gürel 2004).

Dış hekimliğinde renk analizi Munsell renk skalaları kullanarak görsel (geleneksel) olarak yapılmaktadır. Bu renk analizi, gözlemcinin radyant enerji stimulusuna karşı oluşan psikolojik ve fizyolojik cevaplarına bağlıdır. Görsel renk analizinin üç dezavantajı vardır (Seghi 1990, Altunsoy 2001, Saraç 2005).

1- Renk skalalarındaki mevcut renklerin yetersizliği,

2- Dış hekimleri arasında ve aynı kişinin günün farklı saatlerinde seçilen renkte tutarsızlık olmakta ve yorgunluk, yaşlanma, duygular, aydınlatma şartları, gözün önceki tecrübeleri, cisim ile aydınlatmanın pozisyonu ve metamerizm gibi bir çok kontrolsüz etken standart renk saptamasına engel olması,

3- Elde edilen sonuçları CIE renk uzayında göstermek olanaksızdır. (Altunsoy 2001, Çal ve ark 2005).

Dijital bilgisayarlı görüntüleme ve analiz sistemleri (spektrofotometrik ve kolorimetrik) kullanarak yapılan karşılaştırmada optik aletlerle objenin yansıttığı ışık analiz edilerek yapılmaktadır. Objelerin rengi hakkında tutarlı, güvenilir ve miktarsal veri sağlanır (Altunsoy 2001, Çal ve ark 2005).

Spektrofotometre:

Rengin geçirgenliğini, yansımısını ve gerçek emilimini ölçmek için kullanılan fotometrik bir ayardır. Bu cihazlar devamlı bir renk çizgisi oluşturmak için yapılarında prizma veya dağıtıcı parçalar içerirler (Yavuzylmaz ve ark. 2003). Spektrofotometrik renk ölçümleri, ölçüm moduna ve kullanılan ışık kaynağına bağı olarak değışebilir.

Bazı spektrofotometreler, Specular Component Included (SCI) ve Excluded (SCE) olmak üzere iki farklı ölçüm moduna göre kullanılabilirler. Standart ışık kaynağının birçok türünde dental materyallerin renk ölçümlerinde kullanılırlar (CIE publication 1981).

Kolorimetre:

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazdır. Diş hekimliğinde, renk değerdendirme amacıyla dizayn edilen ilk cihaz 1980'li yılların başlarında Cromascan ticari isminde takdim edilmiştir. Fakat sınırlı hassasiyeti ve kullanım zorluğu nedeniyle çok başarılı olamamıştır (Paravina ve ark 2004).

Kolorimetre translusent materyalleri okumada yetersiz olduğundan kolorimetre ile toplanan veriler belirli bir şekilde değışebilir. Bu nedenle renk ölçümünde standart bir arka plan kullanılmalıdır (Okubo ve ark 1998)

Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerdlerini veya CIE L*, a*, b* değerdlerini verirler. Bu değerdlerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir (CIE publication 1986). Bu cihazlara örnek olarak, IDL Color-Eye (Instrument development laboratories), Chromoscan (standart+corpl ve Minolta Chroma-meter Minolta corp.), Vita easy shade, ShadeScan (Courtesy

Cyynovad, Montreal, Canada), Shade- Vision (Courtesy X-rite, Grandville, Mich.), Shade- Eye NCC (Natural Color Consept) ((Shofu Dental Corporation San Marcos, CA) verilebilir (Paravina ve ark. 2004).

Renk ölçüm cihazlarının avantajlarının yanısıra bazı dezavantajlarıda bulunmaktadır. Bunlar:

- 1- Cihazların karmaşık ve pahalı olmaları, vital dişlerin renk ölçümlerinde diş minesinin şeffaflık, yanardönerlik gibi optik özelliklerini tam değerlendirememeleri nedeniyle diş hekimliğinde klinik kullanımları kısıtlıdır (Wee ve ark. 2002).
- 2- Bu cihazlar düzgün yüzeylerde ölçüm yapmak için tasarlanmıştır, oysa dişler çoğunlukla düz yüzeyli değildir ve yüzey anomalilerine sahip olabilirler (Russell ve ark. 2000).
- 3- Küçük okuma aparatı olan kolorimetrelerde belirgin bir kenar kaybı olur ve renk belirlemede hatalar gözlenebilir (Seghi 1990).
- 4- Sistemden kaynaklanan hataların düzeltilmesi zor olduğundan elde edilen sonuçların doğruluğuda tartışmalıdır (Douglas 1997).

1.7. Dişlerdeki Renk Değişiklikleri

Dişlerdeki renk değişiklikleri iki ana grub altında toplanabilir;

- a- Dış kökenli (eksternal) renk değişiklikler,
- b- İç kökenli (internal) renk değişiklikler (Hattab ve ark, 1999 Şahin 2003).

1.7.1. Dış Kökenli Renk Değişiklikleri

Dişin dış yüzeyine lokalize olmuş etkenlere bağlı olarak oluşan renklenmelerdir. Dış renklenme nedenleri:

Nasmyth zarının (mine epitelyum artığı) kalıntıları

Kötü ağız hijyeni

Diyet alışkanlıkları

Plak ve diş taşı birikimi

Diş etlerindeki kanamalar

Kromojen bakteri ve mantarlar

Sigara, tütün, pipo kullanımı, çay ve kahve

Gençlerde her tonda görülen renklenmeler, erişkinlerde kahverengi, gri ve siyah renklerdedir ve daha çok dişlerin servikal bölgelerinde lokalizedir (Sturdevant ve ark 1995, Şahin 2003). Bu tip renklenmelerin tedavisinde profilaktik yöntemler tercih edilebilir. Alışkanlıkların bırakılması, düzenli diş fırçalanması, diş hekimi kontrolleri, plak, diş taşı temizliği, ultrasonik temizleme cihazları etkilidir (Ledoux ve ark. 1985, Feinman ve ark. 1987, Şahin 2003). Bunların yanı sıra mikroabrazyon sistemi ve aşındırıcı diskler yardımıyla renklenmenin giderilmesi de alternatif tedavi seçenekleri arasındadırlar. (Hattab ve ark 1999, Şahin 2003).

1.7.2. İç Kökenli Renk Değişiklikleri

Çevresel Faktörler:

-Prenatal:

Anne enfeksiyonu: (Rubella, cytomegalovirus)

Anne ilaç tedavisi: (Tetrasiklin)

Hamilelik toksemisi

-Postnatal:

Enfeksiyon

İlaç tedavisi (Tetrasiklin, florozis)

Beslenme bozuklukları

Hematopoietik bozukluklar: (Erythroblastosis fetalis, Konjenital eritropoietik porfiriya, Orak hücreli anemi, Talesemi, İkterus).

Hereditör Faktörler:

Diş kaynaklı:

Amilogenesis imperfekta

Dentinogenesis İmperfekta

Dentin displazisi

Sistemik Faktörler

Osteogenesis imperfekta

Eritropoietik porfiria

Epidemolysis bulloza (Hattab ve ark 1999, Şahin 2003).

Diğer Faktörler

1. Kimyasal maddelerin absorpsiyonu ile oluşan renklenmeler:
Tetrasiklin renklenmeleri
Florozis renklenmeleri.
2. Odontogenezis sonrasında görülen renk değişiklikleri:
Fizyolojik (yaşa bağlı) renklenmeler
Kimyasal renklenmeler
Çürük nedeniyle görülen renklenmeler
3. Lokal nedenlerle oluşan renklenmeler:
Pulpa odasındaki kanama
Pulpa dokusunun parçalanması
Diş tedavisinde kullanılan ilaçlar ve restoratif materyaller
4. İatrojenik renklenmeler (Hattab ve ark 1999, Şahin 2003).

1.7.3. Dişlerde Görülen Renk Değişikliklerinin Tedavisi

Dişlerde oluşan renklenmeler;

Rutin profilaktik işlemler,

Protetik ve resoratif işlemler,

Mikroabrazyon,

Makroabrazyon ve

Ağartma teknikleri ile giderilebilir. (Sturdevant ve ark 1995; Hattab ve ark 1999, Şahin 2003).

Rutin Profilaktik İşlemler

Özellikle dış kökenli renklenmelerin giderilmesinde denenebilir. Çeşitli polisaj patları, aşındırıcılar veya daha gelişmiş ultrasonik temizleyiciler diş yüzeyinde biriken tütün, çay kahve vb. etkenlerin giderilmesinde kullanılabilir (Feinman ve ark 1987, Şahin 2003).

Protetik ve Restoratif Teknikler:

Uzun yıllar kron ve köprü sistemleri ve restoratif materyaller renk değişikliği gösteren dişlerin tedavisinde tek seçenek olarak düşünülmüştür. Kompozit rezinlerin geliştirilmesiyle renklenmelerin örtülerek giderilmesi söz konusu olmuştur. Porselen laminate veneerlerin kullanıma girmesiyle daha fazla seçenek diş hekimlerine sunulmuştur (Feinman ve ark 1987, Şahin 2003).

Mikroabrazyon

Mine dokusunun fiziksel olarak uzaklaştırılması yani mine yüzeyinin kontrollü bir şekilde aşındırılmasıdır. Yüzey karakteri iyi olmayan, tebeşirimsi beyaz lekeler bulunan mine yüzeyine uygulanan bir işlemdir. Özellikle kahverengi beyaz alanların bulunduğu tek diş renklenmelerinde tercih edilir. Günümüzde % 11 HCL asit ve silikon karbit partikülleri içeren patlarla uygulanan sistem kullanılmaktadır (Croll 1989, Şahin 2003).

Makroabrazyon

Karbit bitirme frezleriyle yüksek devirli döner alet ve su spreyi kullanılarak renkli yüzeyin uzaklaştırılmasıdır. Bu tekniğin mikroabrazyon tekniği ile kıyaslandığında dezavantajı; minede yarattığı donuk görüntüdür. Bu görüntü, polisaj diskleri ve elmas polisaj patları ile giderilebilir. Çok dikkatli uygulama gerektiren bir işlemdir. Dişte geri dönüşü olmayan hasarlara yol açabilir (Sturdevant ve ark 1995, Şahin 2003).

Ağartma (Beyazlatma) Teknikleri

Renklenmiş dişlere kimyasal ajanlar uygulanması ile mine ve dentin dokusunun derinliklerindeki organik pigmentlerin okside edilerek diş renginin açılması işlemidir (Oktay 2006).

1.8. Ağartma Ajanları

Teknolojinin gelişimi ile birlikte oldukça ideal porselen kronlar, laminate veneer sistemler ve kompozit rezin dolgu materyalleriyle estetik sağlanabilmesine rağmen, bütün bu yöntemlerin dişte madde kaybına neden olması diş hekimlerini ve araştırmacıları yeni seçenekler araştırmaya itmiştir (Ledoux ve ark 1985).

Protetik işlemlerin uzun olması, labaratuar işlemlerin uzun ve zor olması, hasta ve hekim için zaman kaybına neden olması ve ekonomik yük getirme gibi dezavantajları göz önüne alınarak dişlerdeki renk değişikliklerinin bazı kimyasal ajanlar uygulanarak giderilebileceği düşünülmüştür (Ledoux ve ark 1985).

1.8.1. Ağartma ajanlarının tarihçesi ve gelişimi

Diş renklenmeleri, diş hekimlerinin 200 yıldan bu yana üzerinde çalıştığı, çok sayıda kimyasallar ve metodlar ile farklı renklenme tiplerinde denemeler yaptığı bir problemdir (Greenwall 2005).

Vital dişlerin beyazlatılması ile ilgili ilk yayın 1877 'de Chapple'in diş beyazlatmasında oksalik asit kullanımını önerdiği makaledir (Müezzinoğlu 2008). 1918 yılında Abbot, ilk defa % 37'lik hidrojen peroksit ile yaptığı beyazlatma sırasında ısı ve ışık uygulayarak son dönemde kullanılan tekniklerin temelini oluşturmuştur (Dunitz 1999).

Günümüzde kullanılan özel hazırlanmış kaşık içerisine yerleştirilen % 10 karbamit peroksit ile ev tipi beyazlatma ilk defa 1960 'lı yılların sonlarında Klusmier tarafından uygulanmış ancak 1989 yılında Haywood tarafından yayınlanana kadar bu yöntem yaygınlaşmamıştır. Haywood bu yöntemi "gece plağıyla beyazlatma" olarak adlandırmıştır (Kihn ve ark 2000, Müezzinoğlu 2008).

Gece plağıyla beyazlatmada ilk 2 haftada sonuç elde edilmektedir ve 3 ay içerisinde az oranda geriye dönüşüm gerçekleşmektedir (Fasanara 1991). Beyazlatmadan 1.5 yıl sonra hastaların % 74' ünün, 3 yıl sonra % 62' sinin dişlerinin renginden memnun oldukları belirtilmiştir (Haywood ve ark 1994, Müezzinoğlu 2008).

1.8.2. Ağartma mekanizması

Ağartma işlemi, "Redoks" olarak bilinir ve oksidasyon-redüksiyon işlemidir. "Redoks" reaksiyonu içinde, oksitlenmiş ajan çiftleşmemiş elektronlarla birlikteki serbest radikalleri içerir. Bunlar aynılır, redükte olurlar, redükte ajan elektronları olarak oksidize hale gelir (Şahin 2003).

Ağartma ajanının doyma noktasına gelindiğinde ağartma bir anda yavaşlar. Ağartma işlemi uygun zamanda bitirilmezse, proteinlerin karbon bağları ve diğer karbonları içeren materyaller yıkılmaya başlar. Hidroksil grupları içeren bileşikler çoğunlukla renksizdir. Materyal çok daha ufak parçalara ayrılır. Geriye kalan materyalin çok hızlı bir şekilde karbondioksit ve suya dönüşmesi ile birlikte mine de madde kaybı da hızlanır. Mine yapısı bozulur, mat, pöröz bir hal alır. Bu yüzden diş hekimi durma noktasını bilmeli ve işlemi bu noktada veya daha öncesinde bitirmelidir. Evde kullanılan ağartma ajanları orta dereceli renklenmelerde ağartma işlemini genellikle 7-10 gün arasında sağlamaktadır. İleri dereceli renklenmelerde 15 gün kadar kullanabilmektedirler. Beyazlığın derecesi hastalar arasında farklılık göstermektedir.(Goldstein ve Garber 1995, Şahin 2003).

1.8.3. Ağartma işleminde kullanılan bileşikler

Hidrojen peroksit; Hidrojen peroksit (H_2O_2), suda yüksek oranda çözünerek asidik bir solüsyon oluşturan ve tadı acı olan renksiz bir sıvıdır. Hidrojen peroksitin düşük konsantrasyonları havada, yağmurda, su yüzeyinde, insan ve bitki dokularında, yiyeceklerde, içeceklerde ve bakterilerde bulunmaktadır (Müezzinoğlu 2008). İnsan vücudunda nötrofiller ve karaciğer tarafından da sentezlenmektedir (Nathan 1987).

Karbamit peroksit; Karbamit peroksit jelleri diğer peroksit türevlerine benzer olarak kararlı bir yapıya sahip değildirler (Basting ve ark 2005). Uygulandıklarında doku ile temasta önce üre, amonyum, karbonik asit ve hidrojen peroksit açığa çıkar, daha sonra hidrojen peroksit, su ve oksijene ayrışır. Açığa çıkan oksijen oksidasyon ile renklenmiş bölgelerin ağartılmasını sağlar (Gökay ve Müjdecı 1998).

Sodyum perborat; Sodyum perborat toz halinde çeşitli ticari ürünlerin içeriğinde % 95 perborat ve % 9.9 oksijen olarak bulunmaktadır. Kuru ortamda bozulmaz. Bununla beraber asit ortamda, ılık havada veya suyla sodyum metaborat, hidrojen peroksit ve serbest oksijen haline döner. Tüm sodyum perborat ürünleri alkalendir.

Sodyum perborat, oksijenli su solusyonlarından daha kolay kontrol edilir ve güvenlidir (Goldstein ve Garber 1995, Şahin 2003).

1.8.4. Ağartma İşlemi

Diş hekimliğinde uygulanan ağartma ürünleri, uygulama yerleri ve kullanım şekilleri esas alınarak incelenebilir;

Diş hekimisi kontrolünde evde kullanılan ağartma işlemi

İlk defa 1989 yılında uygulanmaya başlanan evde yapılan beyazlatma işlemi maliyetinin ucuz olması, hasta ve hekim açısından daha güvenilir olması gibi avantajlara sahiptir. Karbomit peroksidin % 10'luk konsantrasyonunun kullanımı, "gece koruyuculu vital beyazlatma" olarak da bilinen vital beyazlatmanın standart teknik haline gelmesine neden olmuştur (De la Pena ve Cabrita 2006). Bu teknikte (home bleaching - evde beyazlatma tekniği), diş hekiminin belirlediği konsantrasyonda beyazlatma ürünü uygulanıp sonuçlar diş hekimince belirlenirken, hastanın beyazlatma plağını evde kullanmasına izin verilir. Bu yöntemde beyazlatma işlemi daha yavaş olduğundan geri dönüşümü de daha uzun zaman alır ve bu durum muayenehanede yapılan beyazlatma işlemine göre bir avantaj sayılabilir (Özel ve ark 2007).

Muayenehanede yapılan ağartma işlemi

Muayenehanede yapılan beyazlatma işlemindeki hidrojen peroksit konsantrasyonu (% 30–35), evde yapılan beyazlatma ajanında kullanılanlardan fazladır (Tezel ve ark 2007). Bu nedenle muayenehanede yapılan beyazlatmada, materyal diş daha hızlı penetre olabilir. Muayenehanede yapılan beyazlatmada etkili sonuç elde etmek için, ışık kullanılarak veya kullanmayarak her bir seans ortalama 45 dakika sürecek şekilde, 2–6 seans gerekmektedir (Özel ve ark 2007). Ayrıca duyarlılık meydana gelmemesi için seanslar birer hafta arayla olmalıdır. Ancak bazen, renklenmenin sebebine bağlı olarak tek seansta tatmin edici sonuç elde edilebilir. Her seansta lastik örtü uygulanması ile yumuşak dokular korunmalıdır. Dişetleri lastik örtü ile izole edilmediği takdirde doku yanıkları meydana gelebilir. Ayrıca hidrojen peroksidin pulpaya penetrasyonu mümkündür. Ancak uzun süre içerisinde pulpal reaksiyon oluşturmaz (McEvoy 1995).

Hızlı ve güvenilir ışık kaynaklarının kullanılmaya başlaması ile klinikte

kullanılan beyazlatma tedavileri daha güncel hale gelmiştir. Günümüzde, peroksitler bir enerji kaynağı ile aktive edilerek klinikte kullanılmaktadır. Bu amaçla argon, karbondioksit ve diyet lazerler, plazma ark lambalar, kuartz halojen lambalar ve kızılötesi lambalar kullanılmaktadır (Özel ve ark 2007).

Diş hekimi kontrolü olmadan yapılan beyazlatma işlemleri

Hekimler tarafından uygulanan ve mali yükü fazla olan tedavilere alternatif olarak eczane veya marketlerde birçok beyazlatma ürünü piyasaya sürülmüştür (Oktay 2006). Diş macunu, vernik veya sakız içerisine konulan beyazlatıcı maddeler ile yapılan çalışmalarda bazılarının çok etkili olduğu gösterilmiştir. Son zamanlarda diğer beyazlatma sistemlerine alternatif olarak beyazlatma jelinin uygulanması için bantlardan (strip) faydalanılmaktadır (Özel ve ark 2007). Bu beyazlatma sisteminde esnek polietilen bantlar, yüzeylerinde homojen olarak dağılmış 150-200 mg kadar beyazlatıcı jel ile kaplıdır. Hidrojen peroksit konsantrasyonu % 5,3 ila % 6,5 arasında değişmektedir. Hastaların bu sistemi 14 gün boyunca günde 2 kez 30 dakikalık süreler ile kullanmaları önerilmektedir. Beyazlatma bantları (stripleri) plak uygulaması gerektirmemeleri, uygun dozun kendiliğinden ayarlanması, tek kullanımlık olmaları gibi bazı avantajlara sahiptirler (Oktay 2006).

1.8.5. Ağartma işlemini etkileyen faktörler

Diş yüzeylerindeki eklentiler hidrojen peroksitin (HP) iyonizasyonunu değiştirerek serbest radikallerin oluşmasını engeller ve beyazlatma işlemi gerçekleşemez. Bu nedenle ağartma tedavisi öncesi yüzey eklentilerinin uzaklaştırılması için dişlere polisaj işlemi uygulanmalıdır (Oktay 2006).

Ağartma tedavisinde kullanılan HP' in konsantrasyonu da tedaviyi etkileyen bir diğer faktördür. Konsantrasyon arttıkça oksidasyon etkisi artmaktadır. Kullanılan en yüksek konsantrasyon ise genellikle % 35' lik HP' dir (Oktay 2006).

Ağartma tedavisi sırasında sıcaklığın 10°C artması, kimyasal reaksiyonun hızını iki kat arttırmaktadır. Genel olarak ısı hastanın rahatsızlık duymayacağı derecelere yükseltilebilirse, işlem güvenli ısı aralığında gerçekleşebilmektedir (Fasanara 1991, Cohen 1979).

HP' in raf ömrünü uzatmak için asidik pH 'ya ihtiyaç duyulmaktadır. HP' in

oksidasyon etkisi göstermesi için gerekli olan optimum pH ise 9.5 -10.8 arasındadır. Bu pH seviyesinde daha düşük pH lara göre aynı zamanda % 50 daha iyi sonuçlar elde edilmektedir (Frysh ve ark 1993).

Peroksitlerin dişler üzerinde kapalı bir ortama konulması da beyazlatmanın verimini arttırmaktadır (Oktay 2006). Ayrıca ağartma etkisi beyazlatıcı ajana maruz kalınan süreyle direkt olarak ilgilidir. Süre arttıkça, renk değişimi de artmaktadır (Fasanara 1991).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, As Dental Diş Laboratuvarı, Konya KOSGEB Laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi SEM Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri ve ağartma ajanlarının tipi, markası, üretici firmaları ve üretim kod numaraları Tablo 2.1 ve 2.2’de verilmiştir.

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

Materyal	Materyal cinsi	Üretici Firma	Kod No	Doldurucu Cinsi
Enjeksiyonla Şekillendirilen Porselen	Empress 2	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	H13049	% 60 Lityum disilikat
Enjeksiyonla Şekillendirilen Porselen	Empress e- Max	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	H27646	% 70 Lityum disilikat
Ultra düşük ısı porseleni (760° C)	Finesse	Ceramco Inc. Burlington, NJ, USA.	PC413115	% 8-10 lösit
Düşük ısı porseleni (950° C)	VITA VM 9	Zahnfabrik, Ballyweg 6D–79713 Bad Sackingen, Germany	20790	Düşük miktarda lösit
Hibrit seramik	Estenia	Kuraray Co., Osaka, Japan	053BA	% 92 lanthanum oksit

Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan ağartma ajanları

Materyal	Materyal cinsi	Üretici Firma	Kod No
Hidrojen Peroksit	Opalescence treswhite (%10)	Ultradent, South Jordan,Utah, USA	B41T1
Karbamit Peroksit	Opalescence (%10)	Ultradent, South Jordan,Utah, USA	B385J

2.1. Porselen Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan porselen örnekler, standardizasyon sağlanması amacıyla, A3 renkte kor yapılardan ve porselen tozlarından hazırlanmıştır. 4 farklı materyal tipinde, 2 farklı ağartma ajanı uygulamak için 2 grup oluşturuldu. Her grup için 12 adet olmak üzere toplam 96 adet 10 mm çapında porselen diskler hazırlandı. Empress 2 ve Empress e-max örnekler kor porseleninden, Finesse ve Vita VM9 örnekler dentin porselenlerinden hazırlandılar.

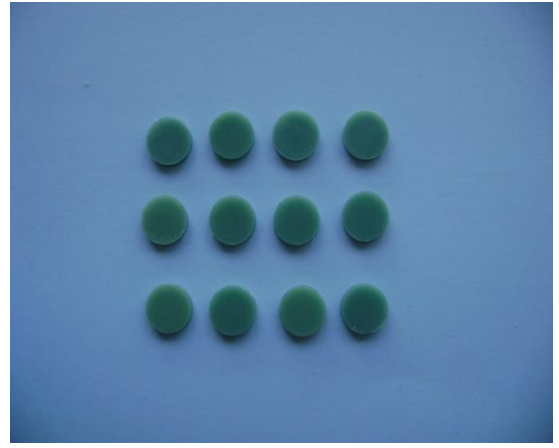
2.1.1. IPS Empress 2 seramik örneklerin hazırlanması

Bu çalışmada örneklerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla, özel olarak hazırlanan bir metal kalıp kullanıldı. Bu kalıp; kalınlığı 2 mm ve çapı 10 mm olan boşluklar içerecek şekilde Ni-Cr paslanmaz çelik levhadan CNC Kontrollü Modüler Lazer Kesme Sistemi* ile yapıldı (Resim 2.1).

Mum örnekleri elde etmek için kullanılan ve IPS Empress 2 için geliştirilen mum⁺, bek alevinde dikkatli bir şekilde eritilip, hazırlanan metal kalıp içerisine boşluk kalmayacak şekilde döküldü. Soğuması ve sertleşmesi beklendikten sonra mum örnekler dikkatli bir şekilde kalıptan çıkarıldı (Resim 2.2).

*Bysprint 2512, Bystronic, Niederönz, Switzerland

⁺BEGO, Wilhelm – Herbst – Strabe 1 D – 28359 Bremen, Germany



Resim 2.1. IPS Empress 2 örneklerin **Resim 2.2.** Hazırlanan mum örnekler
hazırlandığı metal kalıp

Mum örnekler üretici talimatına göre tij mumu^ç ile bağlandı ve tij plastik bir kaide üzerine yerleştirildi (Resim 2.3). Modelajlarla plastik manşet kaidesi arasındaki mesafenin 10 mm'den az olmamasına özen gösterildi.



Resim 2.3. Tijlenmiş mum örnekler

Kaidenin etrafı silindir şeklinde özel Empress kağıdı[£] ile çevrelendi. IPS Empress 2 revetmanı[¥] ve likidi 100 gr. toz, 15.5 ml. likit ve 6.5 ml. distile su olacak şekilde, 20 saniye elde, 60 saniyede vakumlu karıştırıcıda[§] homojen olacak şekilde

^çBEGO Wax Wire for Sprues, , Bremen, Germany

[£]IPS Empress Universal Paper Ring, Ivoclar VivadentAG , Schaan, Liechtenstein

[¥]IPS Empress 2 Special Investment Material, Ivoclar VivadentAG, Schaan, Liechtenstein

[§]Motova SL, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co, Bremen, Germany

karıştırılarak kağıt silindir içine döküldü ve üzeri kapatıldı. Sertleşmesi için bir saat beklendi ve kağıt manşet çıkarıldı. Plastik kaide ve kapak çıkarılarak döküm silindirin tabanındaki düzensiz bölgeler bistüri yardımıyla düzeltildi (Resim 2.4).



Resim 2.4. Manşet ve rövetmanlama

Resim 2.5. Eempress 2 çekirdek

Hazırlanan manşet ön ısıtma fırınına[♥] konuldu. Manşet, 30 dakika 850 °C’da bekletildi ve mum örneklerin tamamen “burn out” işleminin tamamlanması sağlandı. Ön ısıtması tamamlanan manşet Al₂O₃ silindir ve IPS Empress 2 çekirdeği[©] ile birlikte IPS Empress 2 döküm fırınına[®] yerleştirildi (Resim 2.5, 2.6). Fırınlama işlemi Tablo 2.3 deki gibi üretici firma talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi.

[♥] Nüve MF 120, Atlan Endüstüriyel ve Labaratuar Cihazları A.Ş., İstanbul, Türkiye

[©] IPS Empress 2, 100, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

[®] EP 600, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein



Resim 2.6. Örneklerin fırınlanması

Tablo 2.3. IPS Empress 2 örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süre çizelgesi

IPS Empress 2	Baş- langıç Isısı	Dakikada ki Isı Artışı	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Vakum -suz süre	Vakum Baş- langıç	Vakum Bitiş	Basınç
Press Değeri	700°C	60°C	920°C	-	20 dak	500°C	920°C	5 bar
İlk Fırınlama	403°C	60°C	800°C	6 dak.	1 dak.	450°C	799°C	-

Üreticinin talimatlarına göre presleme işlemi tamamlandı ve manşet fırından alınarak soğumaya bırakıldı. Soğuyan manşet, başka bir Al_2O_3 silindirin boyu rehber alınarak işaretlendi, separe ile kesildi ve örnek çıkarıldı (Resim 2.7).



Resim 2.7. Döküm sonrası örnekler

Kalan rövetman 2 bar basınç altında 51-100 μm .’lik cam boncukları ile temizlendi ve elmas separe ile tij kesildi. Elde edilen örneklerin kalınlıkları digital mikrometre[✳] ile kontrol edildi.

2.1.2. IPS Empress e-Max Press örneklerin hazırlanması

Bu örnekler de Empress 2 örneklerde olduğu gibi; hazırlanan metal kalıp yardımıyla modelaj, tipleme ve revetmana alma işlemleri takip edilerek hazırlandılar. Ardından e.max çekirdeği^Δ kullanılarak presleme işlemi yapıldı (Resim2.8). E-max örneklerinin hazırlanmasındaki fark, tek manşette daha fazla örnek hazırlanabilmektedir. Çünkü e-max çekirdekler Empres 2 çekirdeklere göre hacimce daha büyüktür.



Resim 2.8. IPS e.max Press çekirdek

[✳]Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Kanagawa, 213-8533 Japan

^ΔIPS e.max Press Ingot Ivoclar VivadentAG, Schaan, Liechtenstein

Örneklerin fırınlama işlemleri Tablo 2.4’ deki üretici firma talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi.

Tablo 2.4. *IPS e-Max örneklerin fırınlama sıcaklık ve süre çizelgesi*

IPS e-Max Press	Başlan-gıç Isısı	Dakika-da ki Isı Artışı	Son Sıcaklık	Kapanış Süresi	Vakumsuz süre	Vakum Başlangıç	Vakum Bitiş	Basınç
Press Değerle-ri	700°C	60°C	920°C	-	25 dak	500°C	920°C	3 bar
İlk Fırınlama	403°C	50°C	750°C	4 dak.	1 dak.	450°C	749°C	-

Üreticinin talimatlarına göre presleme işlemi tamamlandı ve manşet fırından alınarak soğumaya bırakıldı. Soğuyan manşet, başka bir Al_2O_3 silindirin boyu rehber alınarak işaretlendi, separe ile kesildi ve örnekler çıkarıldı (Resim 2.9.).



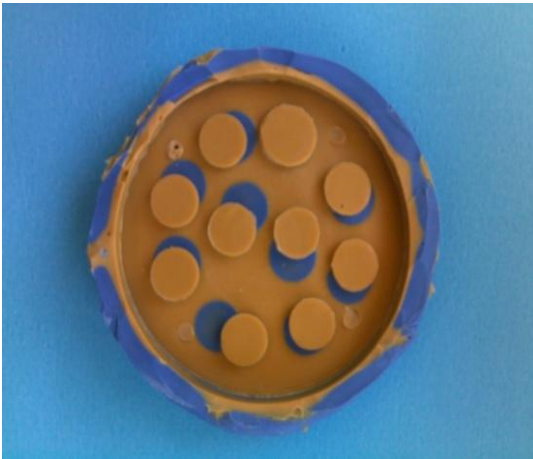
Resim 2.9. *Döküm sonrası IPS e-Max örnekler*

Kalan rövetman 2 bar basınç altında 51-100 µm.'lik cam boncukları ile temizlendi ve elmas separe ile tij kesildi. Elde edilen örneklerin kalınlıkları digital mikrometre ile kontrol edildi.

2.1.3. Vita VM 9 örneklerin hazırlanması

Vita VM9 seramik örneklerin hazırlanmasında da, aynen IPS Empress 2 ve IPS e.max Press seramik örneklerinin hazırlanmasında kullanılan özel metal kalıp kullanılmıştır.

Örnekleri hazırlanmadan önce metal kalıptan standart ölçülerde bir model elde edildi. Bu modelin elde edilmesi için öncelikle, silikon ölçü materyali^a ile ölçüsü alındı (Resim 2.10.). Elde edilen silikon kalıba refraktör day materyali olan revetman^b döküldü (Resim 2.11.).



Resim 2.10. Silikon kalıp



Resim 2.11. Rövetmanın dökülmesi

Bundan sonra, üretici firma direktifleri doğrultusunda Vita VM9 toz^δ (Resim 2.12.) ve likiti cam kap üzerinde homojen bir yapı oluşuncaya kadar karıştırıldı. Sonra hamur yığma işlemine geçildi. Yığma işlemi seri olarak yapıldı ve ara verilmedi. Çünkü kuruyan hamur üzerine tekrar hamur tatbik edilirse soğan kabuğu görünümünde hatalar oluşmaktadır.

^a Virtual vinylpolisiloksan, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein

^b Vitadur Vest Rövetman Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen Germany

^δ Vita VM9 Powder, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany



Resim 2.12. Vita VM9 toz

Bu aşamadan sonra porselen hamuru revetman kalıplar içerisine kondanse edilerek vakum altında Vita porselen fırınında⁷ fırınladı. Fırınlama prosedürleri Tablo 2.5.’deki gibidir.

Tablo 2.5. Vita VM9 örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süre çizelgesi.

	ön ısı	dak→	dak↗	°C/dak	Max. ısı	dak→
dentin programı	500	2	7.27	60	950	1

Pişirme işlemi bittikten sonra örnekler kapalı fırında 400 °C’ye kadar bekletildi ve fırın açıldı. Açılan fırında da oda sıcaklığına gelinceye kadar bekletildi. Bu işlem sonrasında porselenlerde eksikler varsa gerekli ilaveler yapıp, tekrar fırınladılar.

⁷Vita Vacumat 40 T Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany

Daha sonra refraktör day materyali frez ile kabaca uzaklaştırıldı. Kalan artıklar 2-3 bar basınç altında 50 µm.'lik Al₂O₃ kumlama ile uzaklaştırıldı. Kumlama işleminin ardından örnek üzerindeki son düzenlemeler düşük devirde (15000 rpm) aynı grenli elmas frezler^Σ kullanılarak ve aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Örneklerin kalınlıkları dijital mikrometre ile kontrol edildi.

2.1.4. Finesse örneklerin hazırlanması

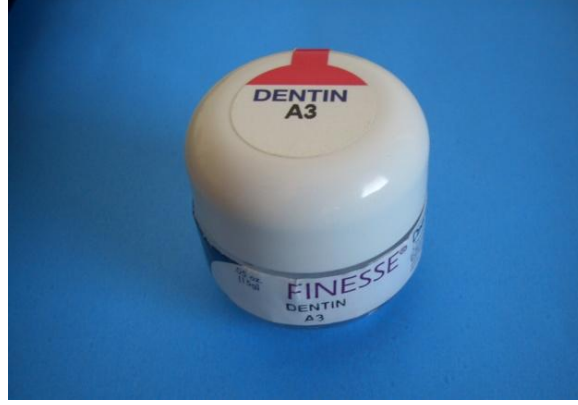
Bu örnekler Vita VM9 örneklerde olduğu gibi refraktör day tekniği ile aynı kalıp ve işlemler uygulanarak, üretici firmanın önerdiği programda, Finesse toz (Resim 2.13.)- likit karışımından oluşan hamur, porselen fırınında vakum altında fırınladı. Fırınlama prosedürleri Tablo 2.6.'daki gibi üretici firma talepleri doğrultusunda uygulandı.

Tablo 2.6. Finesse örneklerin fırınlanma sıcaklık ve süre çizelgesi.

dentin programı	ön ısı	dak→	dak↗	°C/dak	Max ısı	dak→
	450	5	5	35	760	0.5

Pişirme işlemi sonrasında porselenlerde eksikler varsa gerekli ilaveler yapıp, tekrar fırınladı. Fırınlama sonrasında refraktör day materyali frez ile kabaca uzaklaştırıldı. Kalan artıklar 2-3 bar basınç altında 50 µm.'lik Al₂O₃ kumlama ile uzaklaştırıldı. Kumlama işleminin ardından yapılacak son tesviyeler için, ince grenli elmas frezler çok düşük devirlerde (15000 rpm) kullanıldı. Örneklerin kalınlıkları dijital mikrometre ile kontrol edildi.

^ΣEdenta AG, Dental Produkte St., St.Gallen, Switzerland



Resim 2.13. Finesse toz

2.1.5. Porselen Örneklerin Polisajı

Hazırlanan tüm porselen örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda; elektrikli mikromotor⁸ kullanılarak, 15000 rpm sabit hızda 10 sn süreyle sırasıyla, açık mavi ve koyu mavi polisaj lastikleri⁹ ile polisajlanmış, ardından yine 10 sn 15000 rpm sabit hızda profilaksi fırçası ile polisaj patı uygulanmıştır (Resim 2.14.)



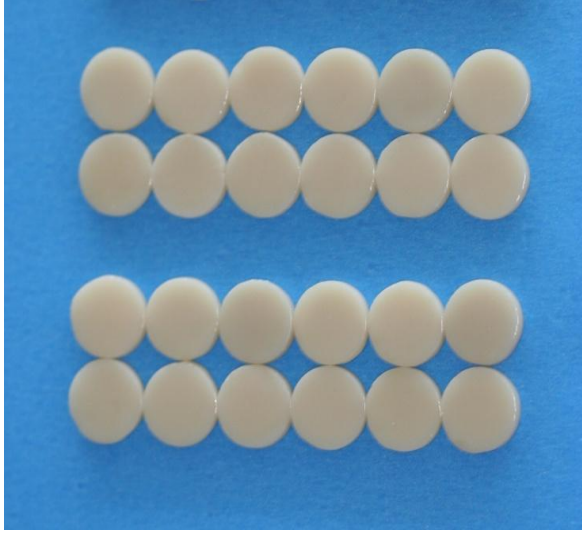
Resim 2.14. Optrafine polisaj kiti

Polisajlanan seramik örnekler 15 dakika ultrasonic temizleyici'de[£] distile su içinde tutularak üzerindeki artıklardan temizlendi ve çalışma prosedürü için hazır hale getirildiler (Resim 2.15., 2.16.,2.17.,2.18.).

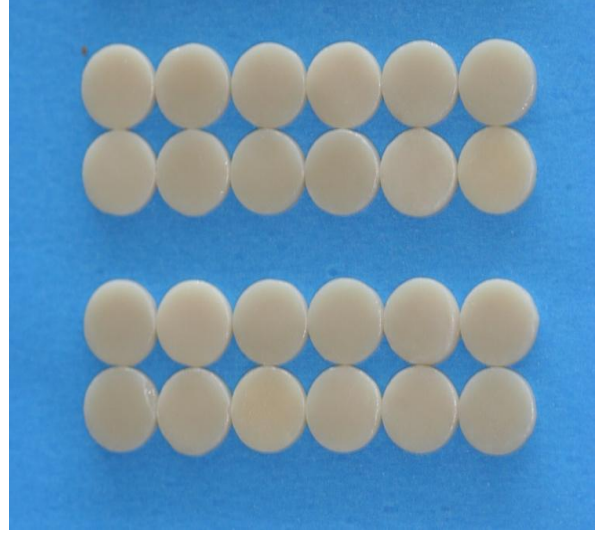
⁸ NSK, Nissei Bldg., 1-6-3 Ohsaki, Shinagawa-Ku, Tokyo, 141-8560, Japan

⁹Optrafine, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein

[£] Whaledent Biosonic Jr, Newyork ,USA



Resim 2.15. Empress 2 örnekler



Resim 2.16. E-max. Press örnekler



Resim 2.17. Vita VM9 örnekler



Resim 2.18. Finesse örnekler

2.2. Estenia Öneklerin Hazırlanması

Estenia örneklerde porselen örnekler gibi her bir ağırtma ajanı için 12 olmak üzere 24 adet hazırlandı. Estenia hibrid seramik örneklerin standart hazırlanabilmesi için 10 mm çapında ve 2 mm derinliğinde hazırlanan politetrafloroetilen kalıptan faydalanılmıştır. Özel olarak torna cihazında hazırlatılan bu kalıp, örneklerin polimerizasyonundan sonra kolay ayrılması için iki parça şeklindedir ve bu parçaları birleştiren metal bir halka içermektedir (Resim 2.19 ve 2.20).



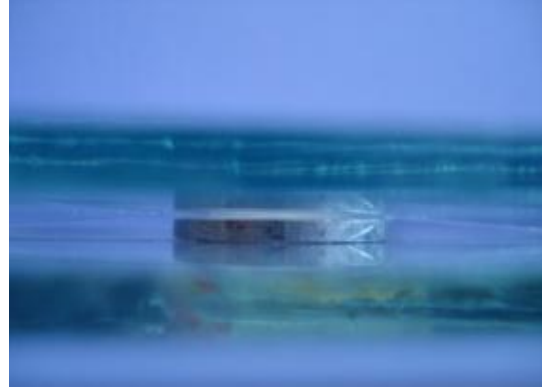
Resim 2.19. İki parça halindeki teflon kalıp **Resim 2.20.** Metal halkalı kalıp

Örnekler hazırlanırken, bir cam plaka, onun üzerine cama yapışmasını önlemek amacıyla şeffaf band konuldu. Politetrafloroetilen kalıp içerisine A3 renkte Estenia dentin kompoziti konularak kondanse edildi, üzerine tekrar bir şeffaf band ve cam plaka yerleştirildi (Resim 2.21-2.22). Örneklerin yüzeyinin düzgün olması amacıyla bu düzeneğe cam, kalıba değene kadar üstten parmak basıncı uygulandı ve taşan kompozitler uzaklaştırıldı. Cam plakalar kaldırıldıktan sonra 180 saniye, ışık tabancasının[♥] ucu örneklerle en yakın şekilde konumlandırılarak polimerize edildi (Resim 2.23-2.24).

[♥] Bluephase Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein



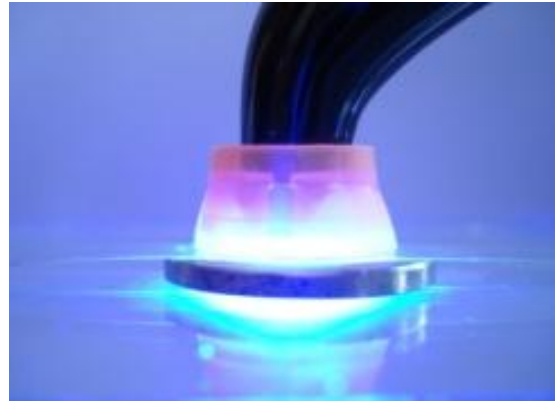
Resim 2.21. *Estenia hibrid seramik*



Resim 2.22. *Şeffaf band ve cam plaka*



Resim 2.23. *Blue phase LED cihazı*



Resim 2.24. *Ön polimerizasyon*

Örneklerin tamamının polimerizasyonunda aynı ışık cihazı kullanıldı ve her gruptan sonra ışık cihazının gücü radyotometre[▲] ile kontrol edildi ve cihazın gücünün 800 mW/cm² olmasına dikkat edildi.

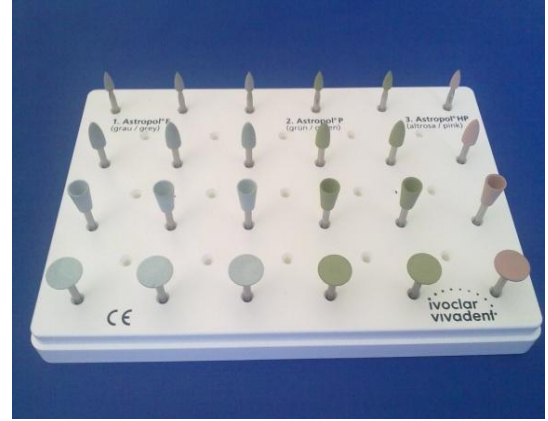
Polimerizasyon işleminden sonra metal halka çıkartılıp teflon kalıplar açılmak suretiyle örnekler elde edilmiş oldu. Bu aşamadan sonra örnekler özel fırınında[#] önce 180 sn ışığa maruz bırakıldı. Daha sonra yine özel fırınında 114°C sıcaklıkta ve 15 dk süre ile son polimerizasyon işlemine tabii tutuldu (Resim 2.25).

[▲] Kerr L.E.D Radiometer Demetron, Orange, CA, USA

[#] Estenia CS-110, Kuraray Co., Osaka, Japan



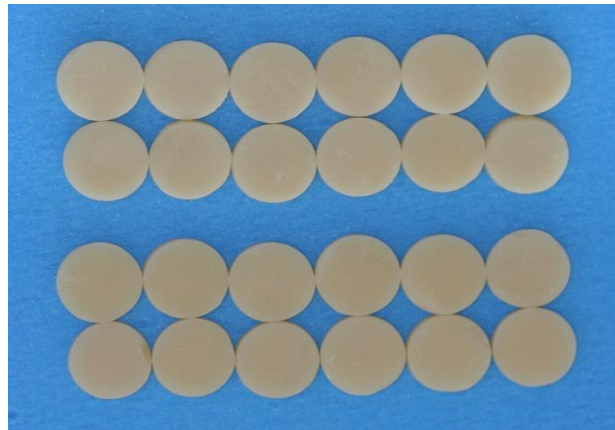
Resim 2.25. *Estena özel fırını*



Resim 2.26. *Polisaj seti*

Polimerizasyon işlemleri tamamlandıktan sonra, fırından çıkartılan örneklerin bir yüzü ıslak ortamda, kalın grenliden ince grenliye doğru (gri, yeşil, pembe) kompozit polisaj seti* (Resim 2.26) kullanılarak yüzey pürüzlülüğü ve renk ölçümleri yapılmadan önce 10.000 rpm devrinde mikromotor♦ ve angruldurva# kullanılarak polisajları tamamlandı (Resim 2.27). Örneklerin kalınlıkları diğer grup örneklerinde olduğu gibi aynı dijital mikrometre yardımıyla kontrol edildi.

Polisaj işlemleri aynı araştırmacı tarafından her lastik grubunda 10'ar sn olacak şekilde yapılmıştır. Daha sonra örnekler 15 dakika ultrasonik temizleyicide distile su ile temizlendi. Örnekler 12'şerden 2 gruba ayrıldı ve renk ölçümü yapılana kadar 24 saat karanlık ortamda distile su içinde bekletildi.



Resim 2.27. *Estena örnekler*

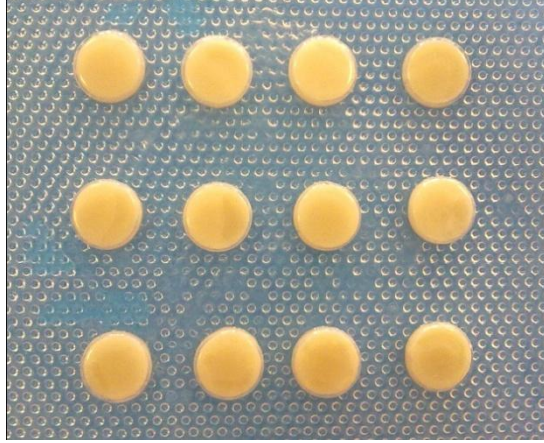
* Astrapol Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

♦ NSK, Nissei Bldg., 1-6-3 Ohsaki, Shinagawa-Ku, Tokyo, 141-8560, Japan

NSK, Nissei Bldg., 1-6-3 Ohsaki, Shinagawa-Ku, Tokyo, 141-8560, Japan

2.4 Ağartma Ajanlarının Uygulanması

Çalışmamızda, her bir restoratif dental materyal grubundan iki farklı ağartma için 2 grup oluşturacak şekilde 24 adet örnek hazırlandı. Her örneğin arkasına suya dayanıklı asetat kalemi[¥] ile numarası yazıldı. Her ağartma ajanının uygulanacağı grup için vakum makinasından sekilendirilen ağartma plakları hazırlandı (Resim 2.28.).



Resim 2.28. Ağartma plağı

Birinci grup için % 10 Hidrojen peroksit jel, ikinci grup için % 10 Karbomid peroksit jel ağartma ajanları kullanıldı.(Resim 2.29-2.30)



Resim 2.29. Opalescence % 10 HP



Resim 2.30. Opalescence %10 KP

[¥] Faber-Castell Ohp-plus Permanent, Faber-Castell Inc. Cleveland,USA

Hazırlanan ve gruplara ayrılan deney örnekleri ait oldukları gruplara göre içinde distile su bulunan kapaklı cam tüplere yerleştirildi (Resim 2.31.). 24 saat karanlık ortamda ve distile su içinde bekletilen örneklerin bekleme süresi sonunda başlangıç renk ve yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü.



Resim 2.31. Cam tüpler içindeki deney örnekleri

Ağartma ajanı, örneklerin polisajlı yüzeylerine sürüldü ve ağartma plakları içerisine yerleştirilerek üretici firma talimatları doğrultusunda; HP uygulanan grup örnekleri ağartma ajanı içinde 10 gün boyunca günde 1 saat, KP uygulanan grup örnekleri de 14 gün boyunca günde 8 saat bekletildi. Her günün sonunda örnekler diş fırçası ile akar su altında 1 dk fırçalanarak, bir sonraki ağartma ajanı uygulamasına kadar oda sıcaklığında, her seferinde tazelenen distile suda bekletildi. Buradaki amaç rehidratasyon için gerekli zamanın örneklere verilmesiydi.

2.5. Örneklerin Renk Analizi İçin Spektrofotometre İle İncelenmesi

Örneklerin ağartma ajanı uygulanmasından önce ve sonra spektrofotometre ile renk ölçümleri yapıldı (Resim 2.32). Her ölçüm öncesi cihazın[~] üzerinde bulunan seramik blok ile kalibrasyonu yapıldı. Cihazın üzerinde D₆₅ (6500K) ışık kaynağı bulunduğu için, ölçümler yapılırken her hangi bir standart ışık kaynağı

[~] Vita Easyshade Compact, Vita Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany

kullanılmasına gerek olmamıştır. Ölçümler sırasında CIE Lab renk sisteminde standart beyaz arka plan kullanılmıştır. (Resim 2.33). Ölçümler yapılırken cihazın optik gözünün yere paralel ve ucunun örnekler dik olacak şekilde yerleşmesine dikkat edilmiştir. Ölçümlerin hepsi günün aynı saatlerinde, kuzey cepheye bakan bir odada yapıldı. Renk ölçümü CIE L*a*b* renk sisteminde 3 kez ölçülüp ortalamaları alınarak yapıldı.



Resim 2.32. Spektrofotometre



Resim 2.33. Renk ölçümü

Renk farklılığı (ΔE) aşağıdaki formül ile belirlendi.

$$\Delta E(L^*a^*b^*) = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2} \quad (\text{Heydecke ve ark 2001})$$

ΔL^* , Δa^* ve Δb^* örneğin CIEL*a*b* renk değişkenleri arasındaki farklardır. ΔE 'nin avantajı renk kıyaslamalarında renk farklılığının ortaya konmasında kullanılmasıdır. Bu nedenle bu çalışmada ΔE bulguları istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

2.6. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Örneklerin polisaj işlemlerinin tamamlanmasının ardından, uygulama öncesi ve sonrası Konya KOSGEB Müdürlüğü Laboratuvarı'nda bulunan profilometre cihazı[★] ile yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılmıştır (Resim 2.34). Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için seçilen parametre: $n\lambda_c$: $\times 5$; λ_c/L : 0.8; range: 20×5 'dir.

Yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesinde, her bir ölçüm seansı öncesi alet kalibre edildi. Aletin gezici ucunun hep aynı yönde gidip gelmesi sonucunda izlediği

[★] SurfTest Analyzer 402, Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Kanagawa, 213-8533 Japan

yolu düzleştirebilmesi olasılığı değerlendirilerek, ölçümler sırasında deney örnekleri saat yönünde çevirerek, her bir numuneden polisajlı yüzeylerinden üçer ölçüm elde edildi. Ölçümler hep aynı kişi tarafından yapıldı ve kaydedilen değerlerin ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) değeri tespit edilmiştir.



Resim 2.34. Yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı

2.7. SEM Analizi

Deney sonrası yüzey pürüzlülüğü ve renk değişim değerleri incelenen her gruptan en yüksek değeri gösteren birer örnek SEM analizi için seçildi.

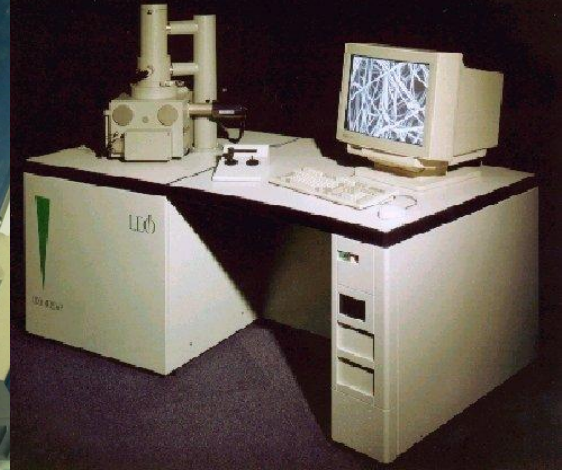
Hazırlanan yüzeyler, Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Laboratuvarı' nda havasız bir ortamda Polaron Sc7620 Sputter Coater* kullanılarak ince altın filmle kaplandı, daha sonra x 400 büyütmede SEM**altında yüzey pürüzlülüğünün durumu incelendi (Resim.2.35.-2.36.)

* VG Microtech Inc. Tokyo, Japan

**LEO 440, Electron Microscopy Ltd., Cambridge,



Resim 2.35. *Yüzey kaplama cihazı*



Resim 2.36. *Çalışmada kullanılan SEM*

2.8. İstatistiksel Analiz

Çalışmanın istatistiksel değerlendirilmesi yapılmadan önce, ağartma uygulandıktan sonra elde edilen verilerden ağartma uygulanmadan önce elde edilen veriler çıkartılarak her bir porselen-ağartma ajanı alt grubu için incelenen değişken açısından fark dağılımları oluşturulmuştur. Renk ve yüzey ölçümlerinin ortalama değerleri tek yönlü varyans (one way ANOVA) analizi ile istatistiksel olarak incelendi. Verilerin normal dağılmadığı grublarda Kruskal-Wallis testi uygulandı. İki grup arasında ki farklılıkların değerlendirilmesi için bağımsız iki grup t (independent sample t test) testi kullanıldı. İstatistiksel önemlilik düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edilmiştir. İstatistiki analizler SPSS/PC, 15.0[□] ve MS Excel 2007² programları kullanılarak yapılmıştır.

[□] SPSS/PC, Vers. 15.0; SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA

²Microsoft Excel 2007; Microsoft, Seattle, Washington, USA

3. BULGULAR

3.1. Renk Ölçüm Sonuçları

Çalışmada kullanılan örneklerin ağartma öncesi ve sonrası spektrofotometre ile elde edilen ortalama CIE $L^*a^*b^*$, ΔL^* , Δa^* , Δb^* ve ΔE değerleri ile standart sapmaları (SS) Tablo 3.1. ve Tablo 3.2.de verilmiştir.

Tablo 3.1. Hidrojen Peroksit ağartma ajanının restoratif materyaller üzerine ortalama CIE L,a,b ve ΔE ve standart sapma değerleri sonuçları

Gruplar	L_1	L_2	ΔL	a_1	a_2	Δa	b_1	b_2	Δb	ΔE
Empress 2	84,38 $\pm 1,53$	83,51 $\pm 1,53$	0,87 $\pm 0,40$	2,54 $\pm 0,30$	2,23 $\pm 0,24$	0,31 $\pm 0,19$	36,72 $\pm 1,22$	35,58 $\pm 1,34$	1,14 $\pm 0,58$	1,60 $\pm 0,30$
e-Max	81,7 $\pm 1,70$	81,23 $\pm 1,67$	0,51 $\pm 0,29$	1,50 $\pm 0,47$	1,12 $\pm 0,39$	0,387 $\pm 0,19$	29,00 $\pm 2,36$	28,38 $\pm 2,24$	0,62 $\pm 0,33$	0,97 $\pm 0,26$
Vita	80,04 $\pm 2,16$	79,63 $\pm 2,13$	0,41 $\pm 0,28$	3,03 $\pm 0,35$	2,75 $\pm 0,32$	0,28 $\pm 0,14$	34,25 $\pm 1,28$	33,48 $\pm 1,42$	0,77 $\pm 0,49$	1,00 $\pm 0,40$
Finesse	80,3 $\pm 0,83$	79,88 $\pm 1,01$	0,48 $\pm 0,41$	3,68 $\pm 0,27$	3,09 $\pm 0,21$	0,59 $\pm 0,15$	32,53 $\pm 1,23$	31,98 $\pm 1,14$	0,54 $\pm 0,26$	1,01 $\pm 0,30$
Estenia	82,17 $\pm 0,54$	81,14 $\pm 0,66$	1,02 $\pm 0,32$	3,61 $\pm 0,37$	2,65 $\pm 0,33$	0,95 $\pm 0,37$	52,14 $\pm 0,69$	48,43 $\pm 0,57$	3,71 $\pm 0,45$	3,99 $\pm 0,52$

n=12

Tablo 3.2. Karbomit Peroksit ağartma ajanının restoratif materyaller üzerine ortalama CIE L,a,b ve ΔE ve standart sapma değerleri sonuçları

Gruplar	L_1	L_2	ΔL	a_1	a_2	Δa	b_1	b_2	Δb	ΔE
Empress 2	84,93 $\pm 0,63$	84,50 $\pm 0,65$	0,42 $\pm 0,20$	2,43 $\pm 0,21$	2,03 $\pm 0,25$	0,39 $\pm 0,16$	36,70 $\pm 0,52$	35,16 $\pm 0,54$	1,54 $\pm 0,20$	1,66 $\pm 0,18$
e-Max	82,39 $\pm 1,72$	81,68 $\pm 1,83$	0,71 $\pm 0,50$	1,31 $\pm 0,47$	0,88 $\pm 0,57$	0,43 $\pm 0,20$	29,23 $\pm 2,68$	28,13 $\pm 2,69$	1,10 $\pm 0,30$	1,48 $\pm 0,29$
Vita	80,87 $\pm 0,77$	80,17 $\pm 0,91$	0,70 $\pm 0,22$	2,95 $\pm 0,30$	2,53 $\pm 0,26$	0,41 $\pm 0,18$	34,22 $\pm 0,99$	33,49 $\pm 1,18$	0,72 $\pm 0,25$	1,14 $\pm 0,16$
Finesse	81,1 $\pm 0,80$	80,30 $\pm 0,93$	0,80 $\pm 0,38$	3,72 $\pm 0,39$	3,12 $\pm 0,23$	0,60 $\pm 0,29$	33,43 $\pm 1,20$	32,73 $\pm 1,07$	0,69 $\pm 0,35$	1,32 $\pm 0,23$
Estenia	82,00 $\pm 0,32$	81,20 $\pm 0,52$	0,80 $\pm 0,36$	3,73 $\pm 0,47$	2,99 $\pm 0,43$	0,74 $\pm 0,13$	51,56 $\pm 0,81$	50,06 $\pm 0,93$	1,50 $\pm 0,36$	1,89 $\pm 0,32$

n=12

Restoratif materyal - hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasındaki parlaklık değişkeni (ΔL)'ye ait istatistiksel sonuçlar, tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş ve gruplar arası farklılık anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Varyans analizi ile farklılık görüldükten sonra farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu ortaya çıkarmak için Tukey HSD testi yapıldı. Varyans analizi sonuçları Tablo 3.3 ve 3.4'de verilmiştir.

Tablo 3.3. ΔL 'ye ait varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	3,484	4	,871	7,114	,000
Grup içi	6,735	55	,122		
Toplam	10,219	59			

SD: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması

Tablo 3.4. Restoratif materyal-hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanmasına ilişkin karşılaştırmalar

Gruplar	Ort.	S.S.	Min.	Medyan	Maks.	Farklılık
Empress 2	0.87	0.40	0.30	0.90	1.60	bc
e-Max	0.51	0.29	0.10	0.55	1.10	ab
Vita	0.41	0.28	0.20	0.30	1.00	a
Finesse	0.48	0.41	0.00	0.40	1.20	ab
Estenia	1.02	0.32	0.50	1.10	1.60	c

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Karşılaştırılan gruplar arasında en yüksek ΔL değeri Estenia (parlaklıkta en fazla değişim gösteren), en düşük ΔL değeri Vita grupları arasında görüldü.

Restoratif materyal- karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasındaki parlaklık değişkeni (ΔL)'ne ait istatistiksel sonuçlar da veriler normal dağılmadığı için Kruskal-Wallis testi uygulanarak değerlendirilmiş ve gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sonuçlar Tablo 3.5 ve 3,6'da verilmiştir.

Tablo 3.5. (ΔL)’ye ait Kruskal-Wallis analizi sonuçları

Ki-kare	SD	P
9,218	4	,056

SD: Serbestlik Derecesi

Tablo 3.6. Restoratif materyal-karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanmasına ilişkin karşılaştırmalar

Gruplar	Ortalama	S.S.	Min.	Medyan	Maks.
Empress 2	0.42	0.20	0.10	0.45	0.70
e-Max	0.71	0.50	0.00	0.70	1.50
Vita	0.70	0.22	0.40	0.75	1.10
Finesse	0.80	0.38	0.10	0.70	1.40
Estenia	0.80	0.36	0.40	0.75	1.50

Hidrojen peroksit ve karbamit peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyallerin parlaklıkları üzerindeki etkileri arasında istatistiksel olarak farklılık olup olmadığı t testi ile incelenmiştir. t testi sonuçları Tablo 3.7’de sunulmuştur.

Tablo 3.7. ΔL dağılımına ilişkin karşılaştırmalar ve bağımsız iki grup t testi istatistiksel sonuçları.

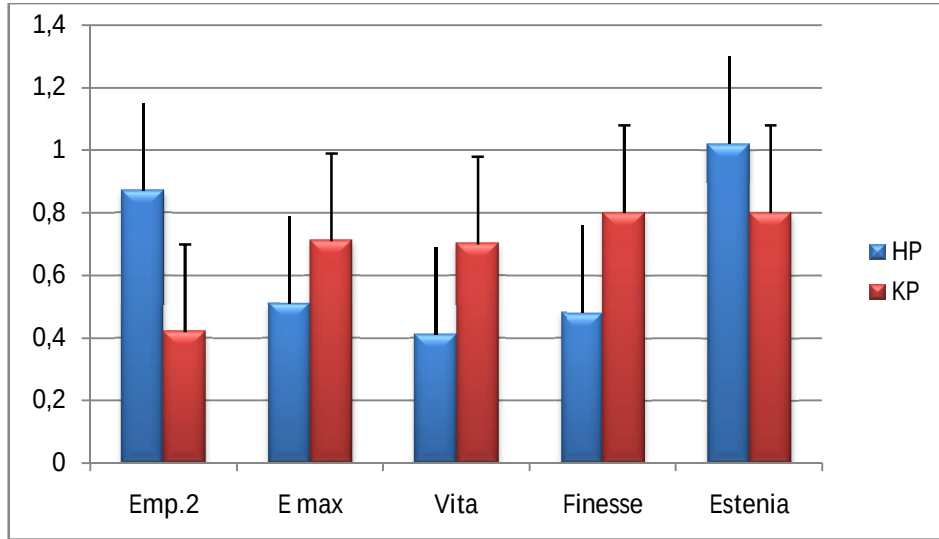
	HP		KP		FARK			
	Ort.	Med	Ort.	Med.	Ort.	S.H.	T testi	P değeri
Empress 2	0.87	0.90	0.42	0.45	0.45	0.13	3.43	0.003*
e-Max	0.51	0.55	0.71	0.70	-0.20	0.16	-1.18	0.248
Vita	0.41	0.30	0.70	0.75	-0.28	0.10	-2.69	0.013*
Finesse	0.48	0.40	0.80	0.70	-0.31	0.16	-1.93	0.066
Estenia	1.02	1.10	0.80	0.75	0.22	0.14	1.57	0.129

Not: *Sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<.05$).

Ağartma ajanlarının uygulanması sonucunda meydana gelen gruplar arası fark Empress 2 ve Vita grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bulunurken ($p<0.05$), diğer gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 3.7). Karşılaştırılan gruplar arasında en yüksek ΔL değeri Hidrojen Peroksit

uygulanan Estenia örneklerde görülürken en düşük ΔL değeri Hidrojen Peroksit uygulanan e max örneklerde görülmüştür. L değeri azaldıkça porselenin parlaklık görünümü azalmakta ve daha mat bir görüntüye sahip olmaktadır.

Restoratif materyal-ağartma ajanı etkileşiminin ΔL parlaklık değişkeni ortalamaları Şekil 3.1. de grafik olarak verilmiştir.



Şekil 3.1. ΔL parlaklık değişkeni ortalamaları grafiği.

Restoratif materyal- hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasındaki kırmızı-yeşil kroma değişkeni (Δa)'ne ait istatistiksel sonuçlar, tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş ve $p < .05$ bulunduğu için gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Varyans analizi ile farklılık tespit edildikten sonra farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu ortaya çıkarmak için Tukey HSD testi yapıldı. Sonuçlar Tablo 3.8 ve 3.9' da verilmiştir.

Tablo 3.8. Δa ' ya ait varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	3,773	4	,943	18,313	,000
Grup içi	2,833	55	,052		
Toplam	6,606	59			

SD: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması

Tablo 3.9. Restoratif materyal-hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanmasına ilişkin karşılaştırmalar

Gruplar	Ortalama	S.S	Mini.	Medyan	Mak.	Farklılık
Empress 2	0.31	0.19	0.00	0.30	0.60	a
e-Max	0.37	0.19	0.15	0.40	0.80	ab
Vita	0.28	0.14	0.10	0.30	0.50	a
Finesse	0.59	0.15	0.40	0.55	0.90	b
Estenia	0.95	0.37	0.50	0.80	1.60	c

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, aynı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Karşılaştırılan gruplar arasında en yüksek Δa değeri Estenia, en düşük Δa değeri Vita grupları arasında görüldü.

Restoratif materyal- karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasındaki kırmızı-yeşil kroma değişkeni (Δa)'ya ait istatistiksel sonuçlar, tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş ve gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. ($p<.05$). Varyans analizi ile farklılık tespit edildikten sonra farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu ortaya çıkarmak için Tukey HSD testi yapıldı. Sonuçlar Tablo 3.10 ve 3.11 'de sunulmuştur.

Tablo 3.10. Δa 'ya ait varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	1,082	4	,270	6,518	,000
Grup içi	2,282	55	,041		
Toplam	3,363	59			

SD: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması

Tablo 3.11. Restoratif materyal-karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanmasına ilişkin karşılaştırmalar

Gruplar	Ortalama	S.S.	Minimum	Medyan	Maksimum	Farklılık
Empress 2	0.39	0.16	0.20	0.40	0.70	a
e-Max	0.43	0.20	0.00	0.50	0.70	a
Vita	0.41	0.18	0.00	0.45	0.70	a
Finesse	0.60	0.29	0.30	0.50	1.20	ab
Estenia	0.74	0.13	0.50	0.75	0.90	b

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, aynı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Karşılaştırılan gruplar arasında en yüksek Δa değerini Estenia, en düşük Δa değerini ise Empress 2 göstermiştir.

Restoratif materyaller ve karbamit peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyallerin kromasına etkileri arasında farklılık olup olmadığı t testi ile incelenmiştir, t testi sonuçları Tablo 3.12.'de verilmiştir. Restoratif materyal üzerine uygulanan ağartma ajanının meydana getirdiği yüksek Δa değeri rengin daha kırmızı görünmesine neden olmuştur. Düşük Δa değeri ise rengin daha yeşil görünmesini belirtmektedir.

Δa değerinin pozitif olması retorasyonun daha kırmızı görüldüğünü gösterirken, negatif Δa değeri daha yeşil görünmesine neden olur.

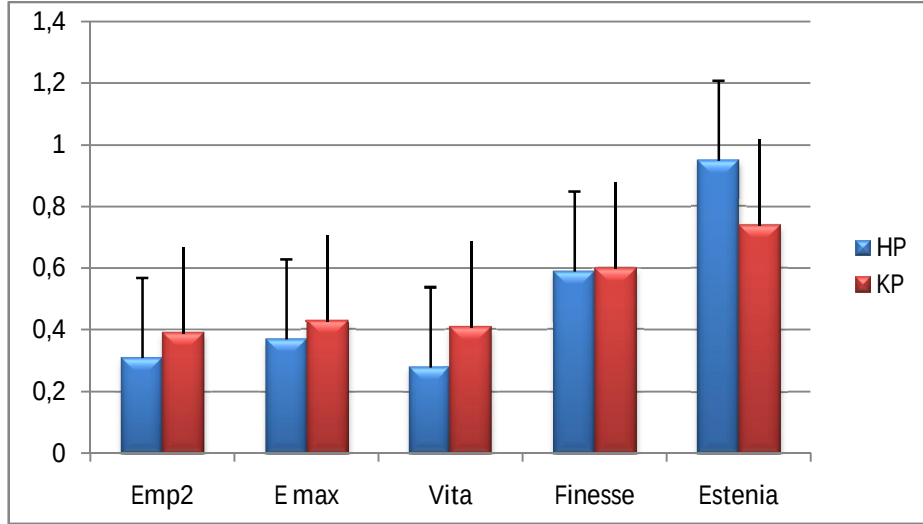
Tablo 3.12. Δa dağılımına ilişkin karşılaştırmalar ve t testi istatistiksel sonuçları.

	HP		KP		FARK			
Δa	Ort.	Med.	Ort.	Med.	Ort.	SH	t testi	P değeri
Empress 2	0.31	0.30	0.39	0.40	-0.07	0.07	-1.07	0.295
e-Max	0.37	0.40	0.43	0.50	-0.05	0.07	-0.67	0.505
Vita	0.28	0.30	0.41	0.45	-0.13	0.06	-1.98	0.059
Finesse	0.59	0.55	0.60	0.50	-0.01	0.09	-0.08	0.933
Estenia	0.95	0.80	0.74	0.75	0.21	0.11	1.88	0.080

Ağartma ajanlarının uygulanması sonucunda Δa değişkeninde meydana gelen gruplar arası fark istatistiksel olarak incelendiğinde anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Yani her iki ağartma ajanı da restoratif materyallerin kromaları üzerine benzer etkiyi yaratmış ve kırmızı-yeşil renk aralıklarında benzer değişiklikler gözlemlenmiştir.

Restoratif materyal-ağartma ajanı etkileşiminin Δa değişkeni ortalamaları Şekil 3.2. de grafik olarak verilmiştir.



Şekil 3.2. Δa değişkeni ortalamaları grafiği

Restoratif materyal- hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasında sarı-mavi kroma değişkeni (Δb)'ye ait istatistiksel veriler normal dağılmadığı için Kruskal-Wallis testi uygulanarak değerlendirilmiş ve gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 3.13 ve 3,14 de verilmiştir.

Tablo 3.13. Kruskal-Wallis analizi sonuçları

Ki-kare	SD	P
33,342	4	,000

SD: Serbestlik Derecesi

Tablo 3.14. Restoratif materyal-hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanmasına ilişkin karşılaştırmalar

	Ortalama	S.S	Min.	Medyan	Maks.	Farklılık
Empress 2	1.14	0.58	0.30	1.30	1.90	b
e-Max	0.62	0.33	0.10	0.55	1.10	a
Vita	0.77	0.49	0.10	0.80	1.60	ab
Finesse	0.54	0.26	0.20	0.50	1.00	a
Estenia	3.71	0.45	3.10	3.70	4.50	c

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, aynı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Karşılaştırılan gruplar arasında en yüksek Δb değeri Estenia, en düşük Δb değeri Finesse grupları arasında görüldü. Δb değerinin artması rengin daha sarı görünmesine, düşmesi ise mavi görünmesine neden olmaktadır.

Restoratif materyal- karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasındaki sarı-mavi kroma değişkeni (Δb)'ne ait istatistiksel sonuçlar, tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş ve gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < .05$). Varyans analizi ile farklılık tespit edildikten sonra farklılığı ortaya çıkarmak için Tukey HSD testi yapıldı. Sonuçlar Tablo 3.15 ve 3.16 de verilmiştir.

Tablo 3.15. Δb ' ye ait varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	7,939	4	1,985	21,965	,000
Grup içi	4,970	55	,090		
Toplam	12,909	59			

SD: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması

Tablo 3.16. Restoratif materyal-karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanmasına ilişkin karşılaştırmalar

	Ortalama	SS	Min.	Medyan	Mak.	Farklılık
Empress 2	1.54	0.20	1.20	1.55	1.90	c
E-max	1.10	0.30	0.50	1.05	1.60	b
Vita	0.72	0.25	0.50	0.70	1.30	a
Finesse	0.69	0.35	0.20	0.70	1.20	a
Estenia	1.50	0.36	1.10	1.45	2.10	c

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, aynı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Restoratif materyallere karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanmasından sonra en yüksek b' değişimi (Δb) Empress 2, en düşük değişimde Finesse grubunda görülmüştür.

Hidrojen peroksit ve karbamit peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyallerin renginin b değerine etkileri arasında farklılık olup olmadığını anlamak için t istatistiksel testi yapılmıştır, t testi sonuçları Tablo 3.17'de görülmektedir.

Tablo 3.17. Δb dağılımına ilişkin karşılaştırmalar ve bağımsız iki grup t testi istatistiksel sonuçları.

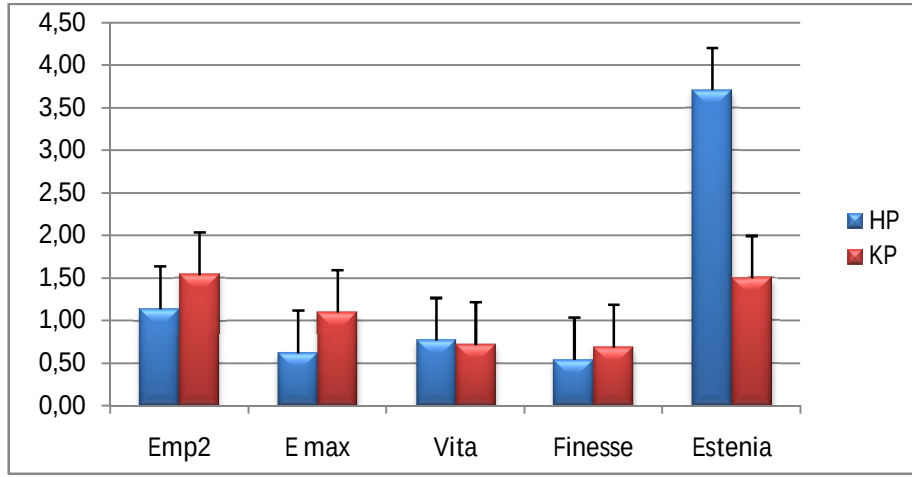
	HP		KP		FARK			
Δb	Ort.	Med.	Ort.	Med.	Ort.	SH	T testi	P değeri
Empress 2	1.14	1.30	1.54	1.55	-0.40	0.17	-2.22	0.043*
e-Max	0.62	0.55	1.10	1.05	-0.48	0.13	-3.70	0.001*
Vita	0.77	0.80	0.72	0.70	0.05	0.15	0.31	0.758
Finesse	0.54	0.50	0.69	0.70	-0.15	0.12	-1.19	0.247
Estenia	3.71	3.70	1.50	1.45	2.21	0.16	13.21	<0.001*

Not: *Sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<.05$).

Δb değerinin artması rengin daha sarı görünmesine neden olmaktadır. Ağartma ajanlarının uygulanması sonucunda meydana gelen gruplar arası fark Empress 2, e-Max ve Estenia grupları arasında istatistiksel açıdan anlamlı

bulunurken ($p < .05$), diğer gruplarda istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Yani hidrojen peroksit ağartma ajanı Estenia restoratif materyalinin b değerini karbomit peroksitten önemli ölçüde daha fazla etkilerken karbomit peroksit ağartma ajanında E-max ve Empress 2 porselenlerinin b renk değerini hidrojen peroksitten daha fazla değiştirmiştir.

Restoratif materyal-ağartma ajanı etkileşiminin Δb değişkeni ortalamaları Şekil 3.3. de grafik olarak verilmiştir.



Şekil 3.3. Δb değişkeni ortalamaları grafiği.

Restoratif materyal- hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasında renk değişimi (ΔE)'ne ait istatistiksel değerlendirmede veriler normal dağılmadığı için Kruskal-Wallis istatistiksel testi uygulanmıştır ve gruplar arasındaki fark önemli bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 3.18 ve 3.19'de verilmiştir.

Tablo 3.18. Kruskal-Wallis analizi sonuçları

Ki-kare	SD	P
39,672	4	,000

SD: Serbestlik Derecesi

Tablo 3.19. Restoratif materyal-hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanmasına ilişkin karşılaştırmalar

	Ort.	S.S.	Min.	Medyan	Maks.	Farklılık
Empress 2	1.60	0.30	1.14	1.66	1.99	b
e-Max	0.97	0.26	0.57	0.89	1.44	a
Vita	1.00	0.40	0.49	0.98	1.66	a
Finesse	1.01	0.30	0.60	1.03	1.60	a
Estenia	3.99	0.52	3.27	3.94	4.90	c

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, aynı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Restoratif materyallerin hidrojen peroksit ağartma ajanı karşısında en yüksek renk değişimi (ΔE) değeri Estenia, en düşük ΔE değeride e- Max grubu göstermiştir.

Restoratif materyal- karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasında renk değişimi (ΔE)'ne ait istatistiksel sonuçlar, tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş ve gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemli olmuştur ($p<.05$). Varyans analizi ile farklılık tespit edildikten sonra farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu tespit etmek için Tukey HSD testi yapıldı. Sonuçlar Tablo 3.20 ve 3.21 de verilmiştir.

Tablo 3.20. ΔE 'ye ait Varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	4,170	4	1,042	16,750	,000
Grup içi	3,423	55	,062		
Toplam	7,592	59			

SD: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması

Tablo 3.21. Restoratif materyal-karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanmasına ilişkin karşılaştırmalar

	Ortalama	S.S.	Min.	Medyan	Mak.	Farklılık
Empress 2	1.66	0.18	1.33	1.67	1.92	cd
e-Max	1.48	0.29	1.10	1.47	1.94	bc
Vita	1.14	0.16	0.96	1.09	1.56	a
Finesse	1.32	0.23	1.00	1.34	1.75	ab
Estenia	1.89	0.32	1.50	1.84	2.54	d

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, aynı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Restoratif materyaller arasında karbamit peroksit ağartma ajanı karşısında en yüksek ΔE değeri Estenia, en düşük ΔE değeri Vita grupları arasında görüldü.

Hidrojen peroksit ve karbamit peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyaller üzerine yarattığı renk değişimi (ΔE) arasında farklılıklar olup olmadığı istatistiksel olarak değerlendirilmiştir (Tablo 3.22).

Tablo 3.22. ΔE dağılımına ilişkin karşılaştırmalar ve bağımsız iki grup t testi istatistiksel sonuçları.

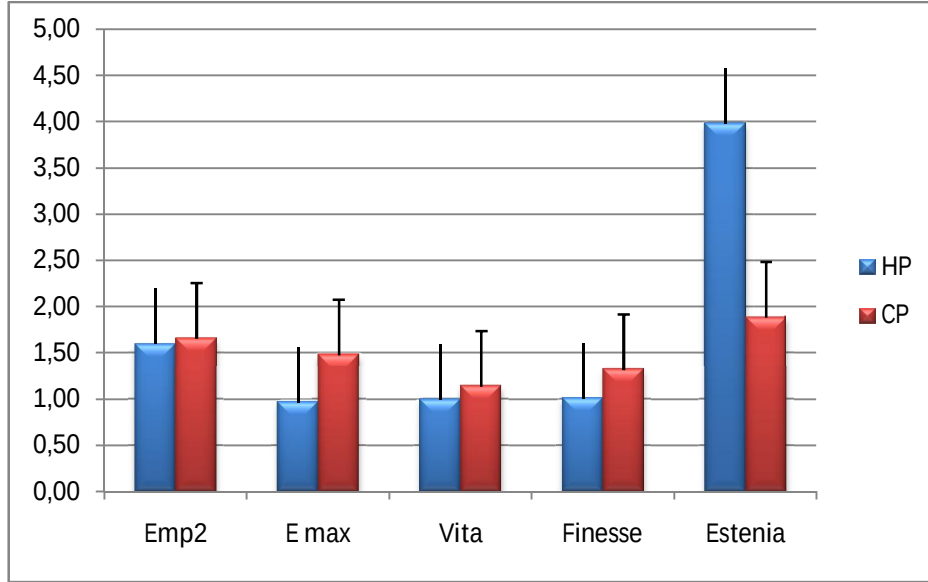
	HP		CP		Fark			
ΔE	Ort.	Med.	Ort.	Med.	Ort.	SH	t testi	P değeri
Empress 2	1.60	1.66	1.66	1.67	-0.06	0.10	-0.593	0.560
e-Max	0.97	0.89	1.48	1.47	-0.51	0.11	-4.459	<0.001*
Vita	1.00	0.98	1.14	1.09	-0.13	0.12	-1.061	0.306
Finesse	1.01	1.03	1.32	1.34	-0.30	0.11	-2.731	0.012*
Estenia	3.99	3.94	1.89	1.84	2.09	0.17	11.697	<0.001*

Not: *Sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<.05$).

Hidrojen peroksit ve karbamit peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyaller üzerinde meydana getirdiği renk değişimi (ΔE), e-Max, Finesse ve Estenia gruplarında istatistiksel açıdan önemli ölçüde farklı olurken diğer grublarda önemli bir fark oluşmamıştır ($p<.05$). Yani Hidrojen peroksit Estenia üzerinde istatistiksel açıdan önemli ölçüde karbamit peroksitten daha fazla değişime yol

açarken karbomit peroksit de e-Max ve Finesse porselenleri üzerinde önemli ölçüde daha fazla renk değişimine neden olmuştur.

Restoratif materyal-ağartma ajanı etkileşiminin ΔE renk değişkeni ortalamaları Şekil 3.4. de grafik olarak verilmiştir.



Sekil 3.4. ΔE renk değişkeni ortalamaları grafiği

Genel olarak hidrojen peroksit ve karbomit peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyaller üzerinde meydana getirdiği renk değişimi (ΔE) miktarı arasında bir farklılık olup olmadığı bağımsız t testi ile değerlendirilmiş, hidrojen peroksit ve karbomit peroksit ağartma ajanları arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır (Tablo 3.23).

Tablo 3.23. HP ve KP ağartma ajanlarının ΔE dağılımına ilişkin karşılaştırmaları ve bağımsız iki grup t testi istatistiksel sonuçları.

ΔE	t	SD	P	S H
HP	1,314	118	.191	.21667
KP	1,314	69036	.193	.21667

($p < .05$).

SD: Serbestlik Derecesi, SH: Standart Hata

3.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları

Restoratif materyallere ait her gruptaki 12 örneğin ağartma ajanları uygulamasından önce ve sonraki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri ve standart sapmaları Tablo 3.24 ve 3.25 de verilmiştir.

Tablo 3.24. Hidrojen peroksit uygulanan örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ve standart sapma değerleri (μm).

	R1	R2	R_a
Empress 2	0,17 ($\pm 0,05$)	0,25 ($\pm 0,07$)	0,07 ($\pm 0,04$)
e-Max	0,93 ($\pm 0,27$)	1,08 ($\pm 0,30$)	0,15 ($\pm 0,07$)
Vita	0,99 ($\pm 0,17$)	1,26 ($\pm 0,14$)	0,26 ($\pm 0,17$)
Finesse	0,87 ($\pm 0,23$)	1,01 ($\pm 0,26$)	0,13 ($\pm 0,11$)
Estenia	0,41 ($\pm 0,51$)	0,68 ($\pm 0,56$)	0,26 ($\pm 0,17$)

R1: Ağartma uygulaması öncesi yüzey pürüzlülüğü değeri **R2:** Ağartma uygulaması sonrası yüzey pürüzlülüğü değeri **Ra:** Yüzey pürüzlülüğü farkları.

Tablo 3.25. Karbamid peroksit uygulanan örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ve standart sapma değerleri (μm).

	R1	R2	R_a
Empress 2	0,17 ($\pm 0,04$)	0,23 ($\pm 0,07$)	0,06 ($\pm 0,04$)
e-Max	0,84 ($\pm 0,24$)	1,07 ($\pm 0,26$)	0,22 ($\pm 0,09$)
Vita	1,26 ($\pm 0,25$)	1,38 ($\pm 0,22$)	0,12 ($\pm 0,08$)
Finesse	0,96 ($\pm 0,26$)	1,10 ($\pm 0,24$)	0,14 ($\pm 0,08$)
Estenia	0,29 ($\pm 0,21$)	0,47 ($\pm 0,24$)	0,18 ($\pm 0,09$)

R1: Ağartma uygulaması öncesi yüzey pürüzlülüğü değeri **R2:** Ağartma uygulaması sonrası yüzey pürüzlülüğü değeri **Ra:** Yüzey pürüzlülüğü farkları.

Restoratif materyallerin hidrojen peroksit ağartma ajanının yüzey pürüzlülük (Ra) değerlerinin etkisi incelendiğinde, veriler normal dağılmadığı için Kruskal-Wallis istatistiksel testi uygulanmıştır (Tablo 3.26). Elde edilen sonuçlar anlamlı bulunmuş ve değerler Tablo 3.27 de verilmiştir.

Tablo 3.26. Kruskal-Wallis analizi sonuçları

Ki-kare	SD	P
18,024	4	,001

SD: Serbestlik Derecesi

Tablo 3.27. Grupların hidrojen peroksit ağartma ajanı karşısında yüzey pürüzlülüğündeki ortalama değişimi (Ra)

	Ort.	SS	Min.	Medyan	Maks.	Farklılık
Empress 2	0.07	0.04	0.02	0.04	0.17	a
e-Max	0.15	0.07	0.04	0.15	0.27	bc
Vita	0.26	0.17	0.10	0.15	0.60	c
Finesse	0.13	0.11	0.02	0.11	0.35	b
Estenia	0.26	0.17	0.05	0.23	0.67	c

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, aynı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir.

Restoratif materyal- karbomit peroksit ağartma ajanı uygulanması sonrasında yüzey pürüzlülüğündeki değişim (Ra) değerine ait istatistiksel sonuçlar, tek yönlü varyans analizi ile değerlendirilmiş ve gruplar arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli olmuştur ($p < .05$). Varyans analizi ile farklılık görüldükten sonra, farkın hangi gruplar arasında olduğunu anlamak için Tukey HSD testi yapılmıştır. Sonuçlar Tablo 3.28 ve 3.29' da verilmiştir.

Tablo 3.28. Karbomit peroksitin restoratif materyaller üzerine oluşturduğu yüzey pürüzlülüğü değişimine ait varyans analizi sonuçları

	SD	KT	KO	F	P
Gruplar arası	,170	4	,042	6,391	,000
Grup içi	,365	55	,007		
Toplam	,535	59			

SD: Serbestlik Derecesi, KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması

Tablo 3.29. Ra dağılımına ilişkin karşılaştırmalar

	Ort.	SS	Min.	Medyan	Maks.	Farklılık
Empress 2	0.06	0.04	0.01	0.06	0.13	a
e-Max	0.22	0.09	0.06	0.22	0.46	c
Vita	0.12	0.08	0.05	0.09	0.34	ab
Finesse	0.14	0.08	0.00	0.14	0.27	abc
Estenia	0.18	0.09	0.07	0.18	0.38	bc

Not: Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizken, ayrı harfleri taşıyan gruplar arası fark önemlidir

Hidrojen peroksit ve karbomit peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyaller üzerinde oluşturduğu yüzey pürüzlülük değerleri arası farklılıklar istatistiksel olarak t testi ile karşılaştırılmıştır (Tablo 3.30).

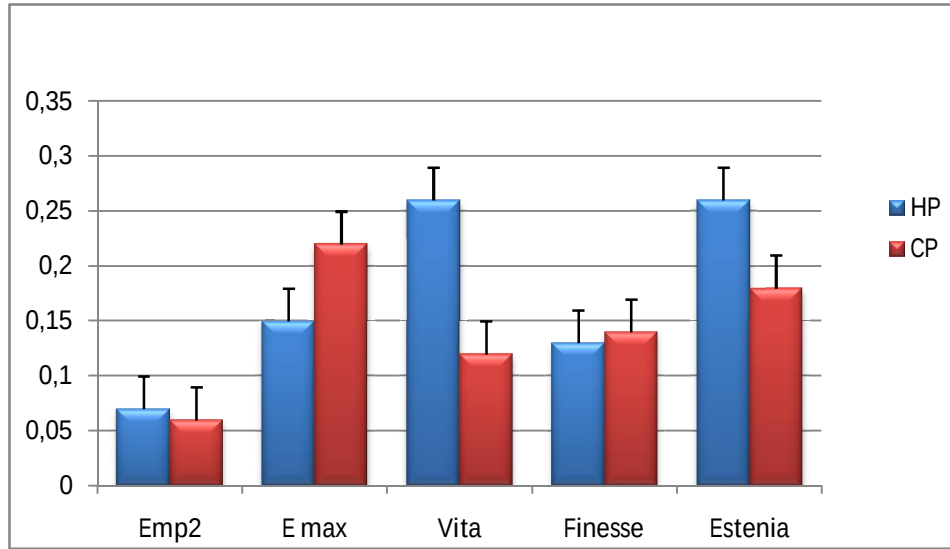
Tablo 3.30. Ra dağılımına ilişkin karşılaştırmalar ve bağımsız iki grup t testi istatistiksel sonuçları.

Gruplar	HP		CP		FARK			P
	Ort.	Med.	Ort.	Med.	Ort.	SH	t testi	değeri
Empress2	0.07	0.04	0.06	0.06	0.00	0.01	0.434	0.669
e-Max	0.15	0.15	0.22	0.22	-0.07	0.03	-2.042	0.053
Vita	0.26	0.15	0.12	0.09	0.14	0.05	2.526	0.023*
Finesse	0.13	0.11	0.14	0.14	-0.01	0.03	0.147	0.885
Estenia	0.26	0.23	0.18	0.18	0.08	0.05	1.435	0.165

Not: *Sonuçlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < .05$).

Ağartma ajanlarının uygulanması sonucunda R_a dağılımında meydana gelen gruplar arası fark Vita porselen grubunda istatistiksel açıdan önemli bulunurken ($p < .05$), diğer gruplarda istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır

Restoratif materyal-ağartma ajanı etkileşiminin R_a yüzey pürüzlülüğü ortalamaları Şekil 3.5. de grafik olarak verilmiştir.



Sekil 3.5. R_a değişkeni ortalamaları grafiği.

Genel olarak hidrojen peroksit ve karbamid peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyaller üzerinde meydana getirdiği yüzey pürüzlülüğü (R_a) miktarı arasında bir farklılık olup olmadığı bağımsız t testi ile değerlendirilmiş, hidrojen peroksit ve karbamid peroksit ağartma ajanları arasında anlamlı bir farklılığa rastlanmamıştır (Tablo 3.31).

Tablo 3.31. HP ve KP ağartma ajanlarının R_a dağılımına ilişkin karşılaştırmaları ve bağımsız iki grup t testi istatistiksel sonuçları.

ΔE	t	SD	P	S H
HP	1,366	118	.175	.0305
KP	1,366	102,161	.175	.0305

($p < .05$).

SD: Serbestlik Derecesi, SH: Standart Hata

3.3. Yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi.

Ağartma ajanı uygulandıktan sonra restoratif materyaller üzerinde meydana gelen renk değişimi (ΔE) ve yüzey pürüzlülüğü (R_a) arasında herhangi bir ilişki olup olmadığı spearman korelasyon testi ile değerlendirildi. Tablo (3.32-3.33)

Tablo 3.32. Hidrojen peroksit uygulandıktan sonra restoratif materyallerdeki renk değişimi (ΔE) – yüzey pürüzlülüğü (R_a) arasındaki ilişkiyi gösteren spearman korelasyon katsayıları.

		ΔE				
		Spearman korelasyon	Empress 2	e-Max	Vita	Finesse Estenia
R_a	r	1.000**	,144	-,396	-,175	,677*
	p	.	,655	,203	,587	,016

**Orta düzeyde anlamlı pozitif ilişki $p < 0,01$

*Düşük düzeyde anlamlı pozitif ilişki $p \leq 0,05$

Tablo 3.33. Karbomit peroksit uygulandıktan sonra restoratif materyallerdeki renk değişimi – yüzey pürüzlülüğü (R_a) arasındaki ilişkisini gösteren spearman korelasyon katsayıları.

		ΔE				
		Spearman korelasyon	Empress 2	e-Max	Vita	Finesse Estenia
R_a	r	-,074	-,160	,146	,070	,011
	p	,818	,620	,650	,829	,974

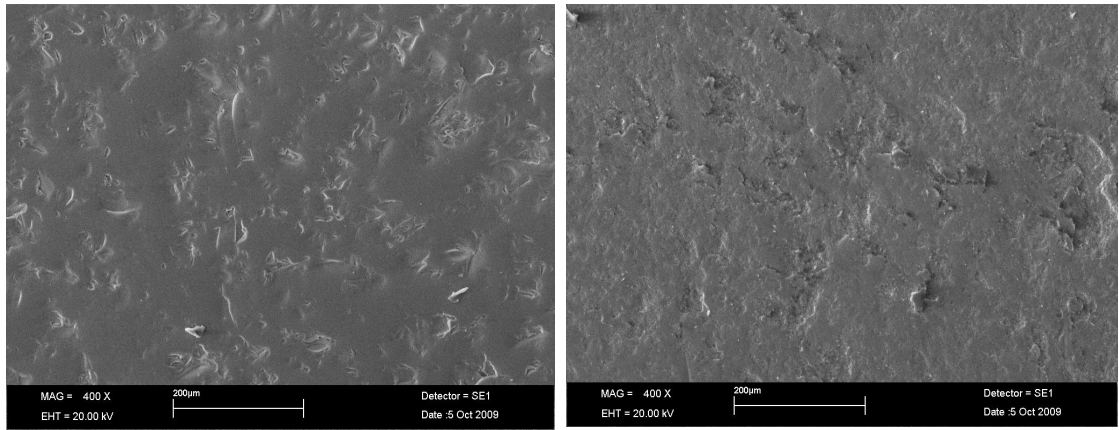
Hidrojen peroksit uygulanmasından sonra, Empress 2 örneklerde $r = 1.00^{**}$ ile renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değişimi (R_a) arasında orta düzeyde ($p < 0,01$), anlamlı pozitif bir ilişki olduğu söylenebilir. Estenia örneklerde $r = ,677^*$ ile renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü arasında düşük ama yine 0,05 düzeyinde anlamlı pozitif bir ilişki vardır. e-max, Vita ve Finesse grublarında ise anlamlı bir ilişki gözlemlenmemiştir.

Karbamit peroksit uygulanan restoratif materyallerde renk değişimi ve yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ($p \geq ,05$).

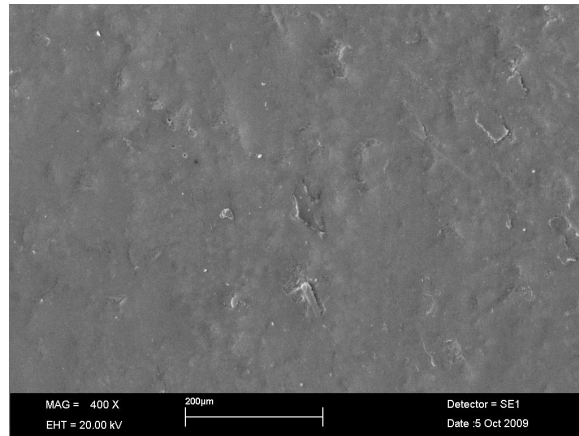
3.4. SEM Sonuçları

Hidrojen peroksit ve karbomit peroksit uygulanan restoratif materyallerin yüzeyinde meydana gelen değişiklikler SEM görüntüleri alınarak x400 büyütmede incelendi.

Hidrojen peroksit ve karbomit peroksit uygulanan e-max örneklerden elde edilen SEM görüntüleri ile ağartma ajanı uygulanmamış bir örnekten alınan SEM görüntüsü Resim 3.1, 3.2 ve 3.3’de verilmiştir.



Resim 3.1. e-Max karbomit peroksit grubu **Resim 3.2.** e-Max hidrojen peroksit grubu

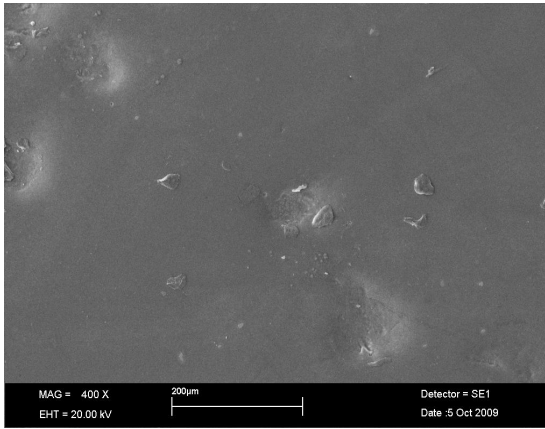


Resim 3.3. e-Max kontrol

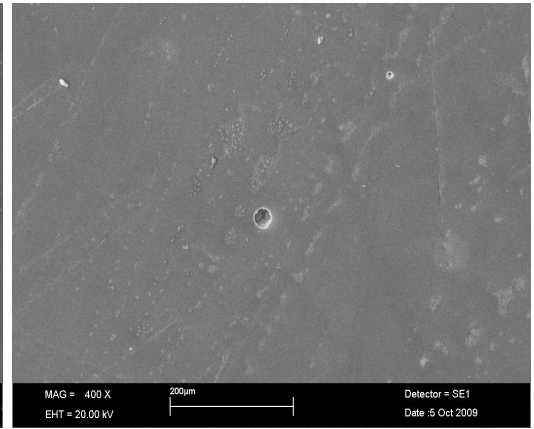
Görüntülerden de anlaşıldığı gibi; polisaja bağlı olarak yüzeyde çukur alanlar dikkat çekmekle birlikte ağartma ajanı uygulanmamış e-Max yüzeyi daha düzgün

görülürken ağartma ajanı uygulanan örneklerde yüzeyin daha çukurluklu bir görünüm aldığı fark edilmektedir. Özellikle karbamid peroksit uygulanan yüzeyin hidrojen peroksit uygulanan yüzeye göre daha pürüzlü olduğu dikkat çekmektedir.

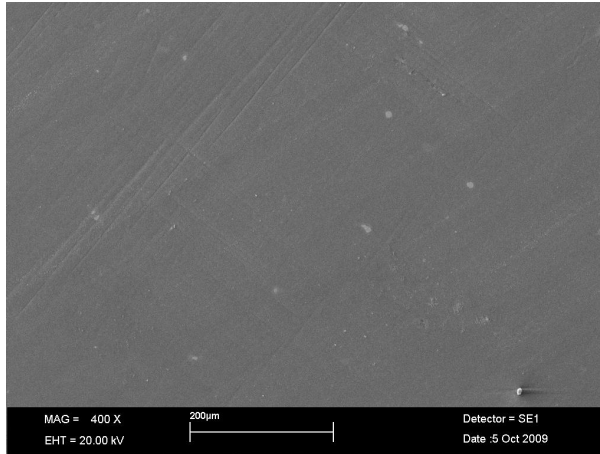
Hidrojen peroksit ve karbamid peroksit uygulanan Empress 2 gruplarından elde edilen SEM görüntüleri ile ağartma ajanı uygulanmamış bir örnekten alınan SEM görüntüleride Resim 3.4, 3.5 ve 3.6’da izlenmektedir.



Resim 3.4. Empress2 karbamid peroksit



Resim 3.5. Empress2 hidrojen peroksit

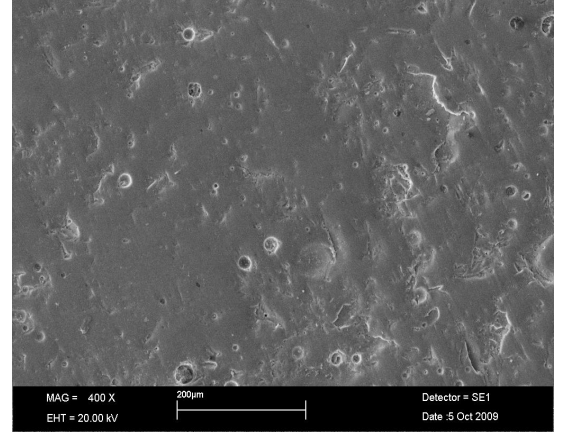
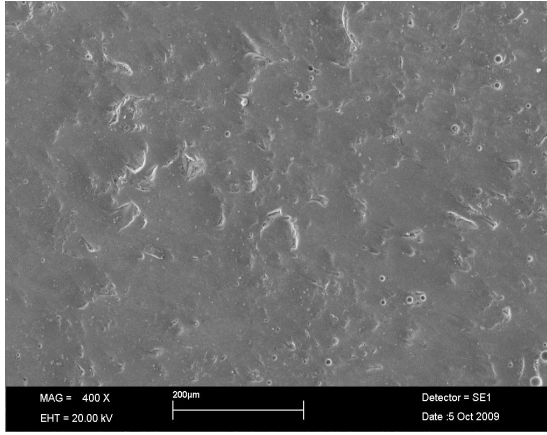


Resim 3.6. Empress2 kontrol

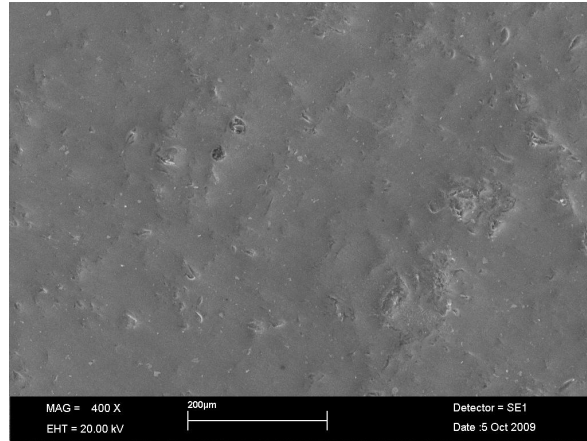
Empress 2 örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde; ağartma ajanı uygulanmasının örnekler üzerinde bir değişikliğe neden olmadığı gözlemlenmiştir. Bu bulgu, Empress 2 materyaline ait yüzey pürüzlülük sonuçlarındaki ağartma

ajanlarının uygulanması ile pürüzlülükteki değişim değerinin (R_a) düşük olması ile paralellik ortaya koymuştur.

Hidrojen peroksit ve karbomit peroksit uygulanan Vita gruplardan elde edilen SEM görüntüleri ile ağartma ajanı uygulanmamış bir Vita örnekten alınan SEM görüntüsü Resim 3.7, 3.8 ve 3.9’da verilmiştir.



Resim 3.7. Vita - karbomit peroksit grubu **Resim 3.8** Vita - hidrojen peroksit grubu

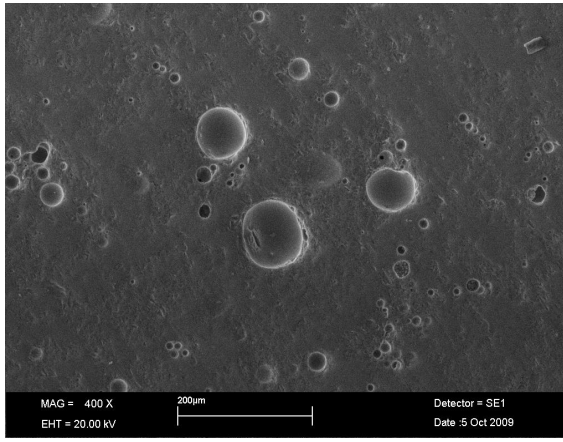


Resim 3.9. Vita kontrol

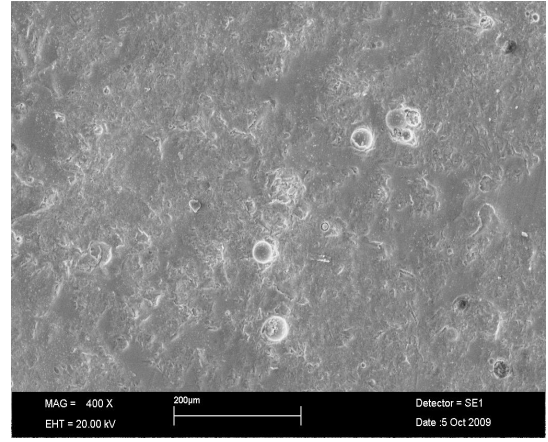
Görüntülerden de anlaşıldığı gibi; hidrojen peroksit ağartma ajanının Vita örneklerin yüzeyinde önemli ölçüde değişikliğe neden olmuştur. Yüzeyde geniş

kraterler ve yaygın düzensiz alanlar görülmektedir. Karbamid peroksit uygulanan Vita örneklerde ise hidrojen peroksit uygulanan yüzeylere oranla nispeten kontrol grubu yüzeyine daha benzer bir görünüm izlenmektedir.

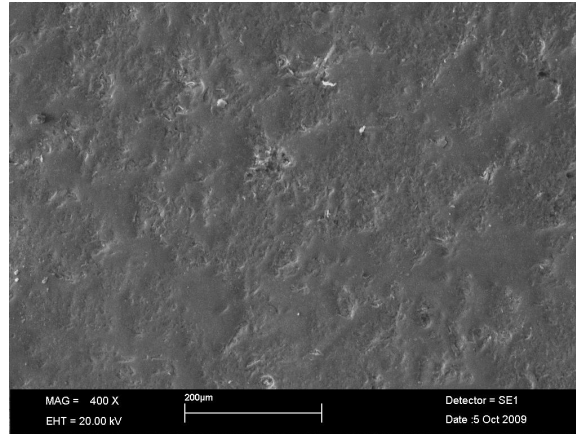
Hidrojen peroksit ve karbamid peroksit uygulanan Finesse gruplarından elde edilen SEM görüntüleri ile ağartma ajanı uygulanmamış bir Finesse örnekten alınan SEM görüntüleri Resim 3.10, 3.11 ve 3.12’de verilmiştir.



Resim 3.10. Finesse karbamid peroksit



Resim 3.11. Finesse hidrojen peroksit

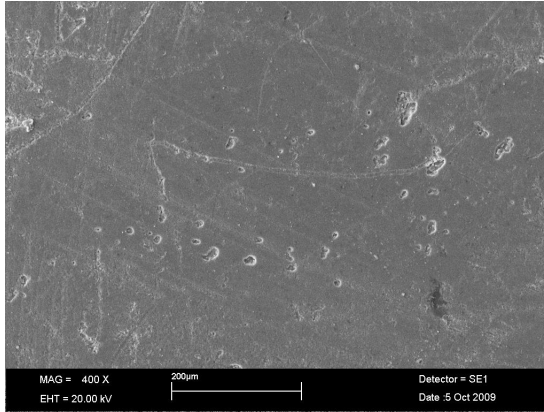


Resim 3.12. Finesse kontrol

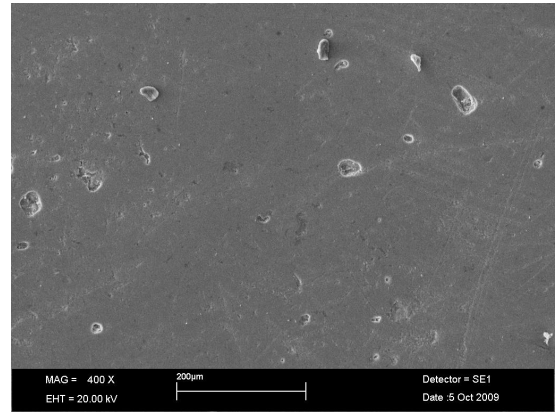
Finesse örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde porselenin yüzeyinde hava boşlukları incelenmektedir, buda porselenin yetersiz kondenzasyonu olduğu bölgeleri düşündürmektedir. Ancak ağartma ajanı uygulanan örneklerde kontrol

grubuna göre yüzeyde daha geniş kraterler, yaygın düzensiz alanlar görülmektedir ve yer yer hava boşlukları daha belirgin şekilde göze çarpmaktadır.

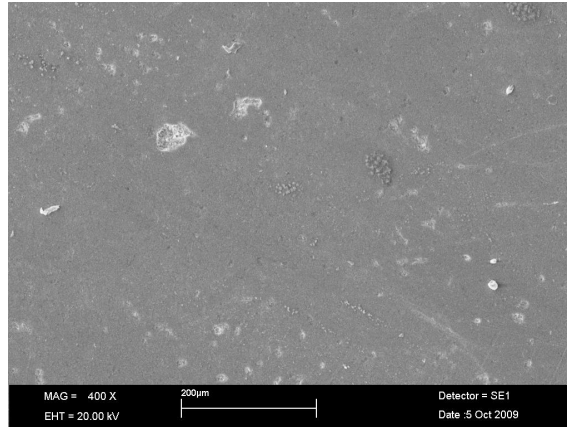
Hidrojen peroksit ve karbomit peroksit uygulanan Estenia gruplarından elde edilen SEM görüntüleri ile ağartma ajanı uygulanmamış bir Estenia örnekten alınan SEM görüntüleride Resim 3.13, 3.14 ve 3.15’de verilmiştir.



Resim 3.13. Estenia karbomit peroksit



Resim 3.14. Estenia hidrojen peroksit



Resim 3.15. Estenia kontrol

Estenia örneklerin yüzeyleri incelendiğinde; kraterler, yer yer hava boşlukları ve polisaj işlemi sırasında yüzeyde meydana gelen çizikler izlenebilmektedir. Ağartma ajanı uygulamasının yüzeyde bir miktar değişikliğe neden olduğu gözlemlenmiştir.

4. TARTIŞMA

Estetik diş hekimliği alanında son yıllarda yapılan çalışmalar; diş renklenmelerinin giderilmesine yönelik materyallerin ve yöntemlerin bulunması üzerine yoğunlaşmıştır (Oktay 2006, Özel ve ark 2007). Bu yöntemler arasında kompozit ve porselen veneerler, kronlar, kompozit rezin restorasyonlar, mekanik abrazyon ve beyazlatma uygulamaları sayılabilir. Özellikle 1990'lı yılların başından beri ağartma ajanlarının hızlı gelişimi sonucunda, ağartma uygulamaları yaygınlaşmıştır (Frysh ve ark 1995, Özel ve ark 2007).

Ağartma işlemi günümüzde giderek popülaritesi artan bir tedavi yöntemi olmasına rağmen oldukça dikkatli olunması, tedavi seçeneği olarak araştırılması ve düşünülmesi gereken işlemler zinciridir. Ağartma ajanlarının hem doğal dişler hem de restoratif materyaller üzerindeki etkilerini tahmin etmek zordur. Özellikle evde yapılan ve hekim kontrolü altında olmayan yöntemlerde sorunlarla karşılaşabilmek olasıdır (Şahin 2003).

Ağartma ajanlarının özellikle diş dokularına ve restoratif materyaller üzerine olan etkileri konusunda çok sayıda çalışma mevcuttur (Frish ve ark 1995, Goldstein ve ark 1995, Attin ve ark 2004) ancak bu ajanların porselenler ve seromerler üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar daha sınırlı sayıda ve bu çalışmalardaki sonuçlarda oldukça çelişkilidir. Bazı çalışmalar beyazlatma ajanlarının feldspatik porselen yüzeyinde bir değişiklik yaratmadığını ortaya koyarken (Türker ve Bişkin 2003, Schermehorn ve ark 2004), bazı çalışmalarda ise porselen yüzeyine uygulanan beyazlatma ajanlarının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı (Moraes ve ark 2006, Zaki ve Fahmy 2009) ve renginde önemli ölçüde değişiklik yaptığını göstermişlerdir (Zaki ve Fahmy 2009). Bu çelişkili sonuçlar çalışmada kullanılan ağartma ajanlarının, porselen tipinin, ekspoz sürelerinin ve incelenen materyalin yüzey özelliklerinin farklı olmasından kaynaklanabilmektedir. Yine yapılan literatür incelemesinde üstün fiziksel özellikleri ve estetik kabiliyetlerinden dolayı günümüzde kullanımı gittikçe artan enjeksiyonla şekillendirilen seramikler üzerine beyazlatma ajanlarının etkileri konusunda fazla bilgi mevcut değildir. Bu çalışmada bir seromer, 2 enjeksiyon ve basınçla şekillendirilen porselen ve 2 feldspatik porselen üzerine evde yapılan beyazlatma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve renklerine olan etkileri incelenmiştir.

Dental araştırmalarda renk analizi için kolorimetre veya spektrofotometreden yararlanılmaktadır. Literatürde gösterilmiştir ki kolorimetre ve spektrofotometre ölçümleri arasında belirgin farklılıklar yoktur (Seghi 1990, Burgt ve ark 1990, Goldstein ve Schmitt 1993). Kolorimetre ve spektrofotometre arasında ki en önemli fark ölçüm yaptıkları dalga boyu aralığı ve kullanılan ışık kaynağı çeşitliliğidir. Klinikte minimal renk değişimlerinin sayısal değerlerini ve farklılıklarını gözle ayırt etmek mümkün değildir. Sonuçlar kişiden kişiye ve aynı kişiler için de zaman içinde değişiklik gösterebilir. İstatistiksel olarak kullanılabilir ve objektif olarak değerlendirilebilen renk sonuçları spektrofotometre gibi renk ölçen cihazlarla elde edilebilir (Kolbeck ve ark. 2006). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda renk değişimlerini hassas bir şekilde tespit edebilmek için spektrofotometre kullanılmıştır.

Parlak, düz ve beyaz bir zemin üzerinde bulunan translusent bir örneğin üzerine ışık geldiğinde bir miktar ışık geri yansıyacaktır. Bununla birlikte mat ve siyah renkli bir zemin üzerinde bulunan bir örnek üzerine gelen ışığın yansıtma derecesi azalacaktır (Lee ve ark. 2002). Bu da renk ölçümü esnasında örneklerin bulunduğu zemin renginin renk ölçümünü etkileyeceğini gösterir. Bu nedenle bu araştırmada zeminin ışığın yansıma derecesini etkilememesi için ölçümler standart beyaz zemin üzerinde yapılmıştır.

Renk ölçüm çalışmalarında örneğin farklı bölgelerinden birden fazla ölçüm yapılmaktadır. Örneğin bir çalışmada 5 (Zaki ve Fahmy 2009), bazı çalışmalarda ise 3 kez (Bailey ve Swift 1992, Canay ve ehreli 2003) renk ölçümü yapılp ortalama değerleri alınmıştır. Bu çalışmada da aynı örneğin farklı bölgelerinden 3 kez renk ölçümü yapılp bulunan değerlerin ortalaması alınmıştır.

Renk ölçümlerinde aynı materyalin farklı kalınlıklarda olmasıda rengin açıklık ya da koyuluğunu etkileyebilir. Yapılan bir çalışmada, kalınlık ve ışık geçirgenliğinin rengi etkilediği bulunmuştur (Arikawa ve ark 1998). Önceki renk çalışmalarında (Doray ve ark 1997, Ikeda ve ark 2005, Sampath ve Ramachandra 2008) örneklerin kalınlığı standart ve 2 mm tutulmuştur. Yine yapılan çalışmalarda araştırıcılar renk ölçümü için örnekleri renk ölçüm cihazının optik ekranına uygun olarak 10 mm (Douglas 2000, Nakamura ve ark 2002) ve 6 mm (Kolbeck ve ark 2006) gibi çaplarda hazırlamışlardır. Çalışmamızda kullanılan spektrofotometrenin

renk ölçümü yapan uç kısmının örnek tarafından tamamen örtülmesi gerektiğinden çalışma örnekleri 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında hazırlandı.

İki adet enjeksiyonla şekillendirilen porselen, bir ultra düşük ısı porseleni, bir düşük ısı porseleni ve bir seromer üzerinde % 10 luk HP ile % 10 luk KP uygulanması sonucunda materyallerdeki renk değişimi incelendiği çalışmamız sonucunda restoratif materyallerde meydana gelen ortalama renk değişimi (ΔE) değerleri şu şekilde olmuştur: hidrojen peroksit uygulaması sonrasında, e-Max = 0.97, Vita = 1.00, Finesse = 1.01, Empress 2 = 1.60, Estenia = 3.99, karbamit peroksit uygulaması sonucunda, Vita = 1.14, Finesse = 1.32, e-Max = 1.48, Empress 2 = 1.66, Estenia = 1.89 dur. ADA (American Dental Association) 'ya göre renk değişimi görsel bir farklılık gösterebilmesi için ΔE değerinin 1'den büyük olması gerekmektedir. NBS (NIST) ünit renk değerlendirmeleri için; 0,5-1,5 değerleri arasında çıkan sonuçlar “az”, 1,5-3 değerleri arasında çıkan sonuçlar “gözle farkedilebilir” ve 3-6 arası olan sonuçlar “kayda değer” renk değişikliklerini ifade etmektedir (Canay ve Cehreli 2003). Sonuçlar doğrultusunda; HP uygulanan e-Max, Vita ve Finesse porselenleri için az, Empress 2 porseleni için gözle farkedilebilir, Estenia örnekler için kayda değer renk değişiklikleri olduğu gözlemlenmiştir. KP uygulanan e-Max, Vita ve Finesse örnekleri için az, Empress 2 ve Estenia örnekler için gözle farkedilebilir değişiklikler olduğu gözlemlenmiştir. Bu sonuçlara göre çalışmanın başında ortaya atılan ağartma ajanlarının, restoratif materyallerin renk değişimine neden olacağı hipotezi kabul edilmiştir. Ağartma ajanları arasında farklılık olup olmadığı incelendiğinde e-Max, Finesse ve Estenia restoratif materyalleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir. Yani e-Max, Finesse ve Estenia restoratif materyalleri üzerine uygulanan HP ve KP ağartma ajanlarının renk değişimine etkileri birbirlerinden farklılık göstermiştir. Ancak genel olarak hidrojen peroksit ve karbamit peroksit ağartma ajanlarının renk değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan benzer etki göstermişlerdir.

Çalışmamız sonucunda Estenia örneklerde her iki ağartma ajanı uygulaması sonrasında diğer örneklerle kıyasla daha fazla renk değişimi gözlemlenmiştir. Sonucun bu şekilde çıkma nedeninin Estenia restoratif materyalinin yüksek cam partikül doldurucu içeriğinin bitim ve polisaj işlemini etkilediği düşünülmektedir.

Genel olarak araştırmacılar, kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğünün azalmasının, kompozitin daha iyi cilalanabilme özelliği sağladığını düşünmektedir. Senawongse ve Pongprueksa (2007) araştırmasında daha büyük doldurucu partikül büyüklüğüne sahip kompozit rezinin, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerini verdiğini bildirmişlerdir. Başka bir çalışmada Saraç ve ark (2006) kullandıkları mikrohibrit ve nanohibrit kompozitten daha büyük doldurucu partikül içeren hibrit kompozitin, daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri verdiğini belirtmişlerdir. Partikül büyüklüğü 10 µm'dan fazla olan rezin materyallerinde bitim işlemleri sırasında yüzeydeki bazı partiküller yerinden çıkabilir ve geriye boşluklar kalabilir, buda yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olur (Dayangaç 2000).

Seromerler, ışıkla polimerize, polimer organik matriks içine gömülmüş silanize mikrohibrit inorganik doldurucu içermektedirler (Cho ve ark 2002). Estenia da hem anterior hemde posteriorda indirekt restorasyonların yapımında kullanılmak üzere üretilmiş yüksek partikül dolduruculu hibrid bir seramikidir. Organik matriks içinde yüksek oranda doldurucu içermektedirler (% 92 oranında çok ince partiküllü lanthanum oksit doldurucular ve cam doldurucular). Monomer içerisinde ise üreten monomer ve diğer metakrilat monomerleri ihtiva etmektedir (Hybrid Ceramics Estenia Scientific Doc. 1999). Seromerler ışıık, ısı, vakum veya nitrojen atmosferi gibi laboratuvar koşullarında üretilerek, geleneksel rezin kompozitlere nazaran çok daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahip hale gelmektedir (Kurt ve ark 2006). Ayrıca kompozit gibi polimer yapıya sahip materyallerin su emme özelliklerinden dolayı mekanik özelliklerinin azaldığı bilinmektedir (Lassila 2002), bu özellikleri yüzünden polimer yapıya sahip materyallerin çeşitli kimyasal ajanlar karşısında renk stabilitelerinin porselenlere göre daha az olduğu düşünülmektedir.

Çalışmanın bir bulgusunda IPS Empress 2 ve IPS e-Max materyallerin her ikisinde enjeksiyonla basınç ve ısı altında şekillendirilen porselen materyali olmasına rağmen ağartma ajanları karşısında farklı oranlarda renk değişimi göstermeleridir. Bunun nedeni iki materyalin kristal yapılarının (kristal büyüklüğü ve oranı) farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapılan bazı çalışmalar sonucunda ağartma ajanı uygulanan glaze'li porselen restorasyon materyallerinin rengine klinik ve istatistiksel olarak bir farklılık olmadığı rapor edilmiştir (Haywood 1992, Türker 1998). Haywood ve

Parker (1999) yaptıkları klinik bir çalışmada % 10 karbamid peroksit içeren “ night guard vital ağartma” metodunun glaze uygulanmış porselen üzerinde herhangi bir etkisi olmadığını, metal desteksiz porselen restorasyonlarda meydana gelen renk değişiminin alttaki diş renginin değişmesine bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan diğer bir çalışmada vital dişlere uygulanan ağartma işleminin porselen restorasyon materyalinin rengine veya diğer fiziksel özelliklerine karşı herhangi bir etkisi olmadığı bildirilmiştir (Swift 1997). Sonuçların bizim çalışmamızla farklı çıkmasının nedeni kullanılan restoratif materyallerin farklı oluşu ve porselen örnek yüzeylerinin glazeli olmayışından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Kao ve arkadaşlarının (1991) yaptığı bir çalışmada, % 10 karbamit peroksit içeren ağartma ajanlarının diş yapıları ve feldspatik porselen (Ceramco) restoratif materyali üzerine etkilerini incelemişlerdir. Porselen üzerindeki renk değişimi, diş yapıları üzerindeki renk değişimine nazaran daha az olmakla beraber ΔE değeri 1,2 olarak tespit edilmiştir. Bu sonuç bizim yapmış olduğumuz çalışmayla paralellik göstermektedir.

Benzer şekilde Şahin (2003), % 10 ve % 16 karbamit peroksit ihtiva eden ağartma ajanları karşısında Ceramco, Vita ve Finesse feldspatik porselen restoratif materyalleri üzerinde belirgin bir renk değişikliği olduğunu tespit etmiştir. Gruplar arası fark değerlendirildiğinde sadece Ceramco porseleninde ağartma ajanı tipi etkili olduğunu gözlemlemiştir. Rembrant ağartma uygulanan Ceramco porseleni üzerinde daha fazla renk değişikliği olduğu bildirilmiştir.

Zaki ve Fahmy (2009) yaptıkları bir çalışmada % 15 karbamit peroksit içeren ağartma ajanının otoglaze uygulanmış feldspatik porselenler (Duraceram) üzerinde sayısal olarak bir miktar beyazlatma etkisi olsada istatistiksel olarak anlamlı bir renk değişimi meydana getirmediğini bildirmişlerdir. Ancak over glaze + polisaj uygulanan feldspatik porselen yüzeylerinde ağartma ajanı uygulanması sonucunda renk değişimi olduğu gözlemlenmiştir. Benzer şekilde Rosentritt ve ark (2005) 'larının yapmış oldukları çalışma bazı restoratif materyaller (kompozit, compomer ve ormocer) üzerinde ağartma ajanının renk değişimi meydana getirdiğini bildirmişlerdir. Bu sonuçlarda bizim yapmış olduğumuz bu çalışmanın sonuçlarını desteklemektedir.

Canay ve Cehreli (2003) de, % 10'luk karbamit peroksit ağartma ajanı uygulanması sonucu poliasit modifiye kompozitlerde hibrit ve makro dolduruculu kompozitlere nazaran daha yüksek renk değişimi olduğunu gözlemlemişlerdir. Renk değişiminin; matriks içeriği, doldurucu miktarı ve kompozit tipi ile ilişkili olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışma sonrasında poliasit modifiye kompozitlerde renk değişiminin hibrit ve makro dolduruculu kompozitlere nazaran daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğü dental materyallerin önemli karakteristik özelliklerinden birisidir. Yüzey pürüzlülüğü; yüzey alanının artmasıyla birlikte dental plak ve bakteri adezyonu artışına neden olmaktadır. Ayrıca bu bölgede mat bir görüntüyle estetik kayıp oluşmasına neden olur. Özellikle anterior segmentteki estetik restoratif materyallerin kullanımı bu materyallerin yüksek cilalanabilme özelliğine sahip olmalarına dayanmaktadır (De A Silva ve ark. 2006).

Çeşitli elmas uçlar, lastikler ve aşındırıcı patlar ile yapılan polisaj işlemi glaze işlemine alternatif olarak kullanılmaktadır (Patterson ve ark. 1992, Al Wahadni ve Martin 1998, Jefferies 1998, Wright ve ark 2004). Brewer ve ark (1990) reglazing için tekrar fırınlanan metal destekli kronlar ile polisaj yapılmış kronlar arasında yüzey düzgünlüğü açısından fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca ikinci fırınlama sonrası restorasyonda meydana gelebilecek mat görünüm olasılığının polisaj yapılmış kronlarda fırınlama işlemi elimine edildiği için ortadan kalktığını belirtmişlerdir. Bu literatürlerin doğrultusunda bu çalışmada final aşındırma sonrası glaze yapmadan sadece polisaj işlemi uygulanarak deney örneklerimizin bitim işlemleri tamamlandı.

Restoratif materyallerde yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla kullanılan birçok alet vardır ve bu aletlerden bir tanesi de profilometre cihazıdır (Jefferies 1998). Profilometre; hazırlanmış örnek yüzeyi üzerinde, sabit doğrusal bir mesafede, boyutları belirli elmas bir uç yardımıyla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanılarak alınan kayıtların yanında yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü (R_a) de hesaplamaktadır (Jefferies 1998, Sarıkaya 2007). R_a parametresi ağartma ajanlarının dental restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkilerini değerlendirmede önemli bir veridir (De A Silva ve ark 2006).

Çalışmada, ağartma ajanı uygulaması öncesi ve sonrasında yüzey pürüzlülüğü ölçümleri daha önceki çalışmalara uygun olarak örneklerin merkezinde olacak şekilde her örnek için 3 kez tekrarlanmıştır. Daha sonra elde edilen değerlerin ortalaması alınarak her bir örneğin ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) kaydedilmiştir (Tholt ve ark. 2006, Moraes ve ark. 2006). Cihaz her bir grup örneğin ölçümünden sonra kalibre edilmiştir.

Bu çalışmada ağartma sonrasında bütün restoratif materyal gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinde artış gözlemlenmiştir. Ortalama Ra değerleri hidrojen peroksit uygulanan örnekler için; Empress 2 = 0.07, Finesse = 0.13, e-Max = 0.15, Vita = 0.26, Estenia = 0.26 iken karbamid peroksit uygulanan örnekler için; Empress 2 = 0.06, Vita = 0.12, Finesse = 0.14, Estenia = 0.18, e-Max = 0.22'dir. Her iki ağartma ajanı da incelenen restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünde artışa yol açmıştır. Vita porseleninde HP, KP 'den önemli ölçüde daha fazla pürüzlülüğe yol açarken, diğer restoratif materyallerin yüzeyinde ise benzer şekilde yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olmuşlardır. Genel olarak hidrojen peroksit ve karbamid peroksit ağartma ajanlarının yüzey pürüzlülüğü üzerine etkileri karşılaştırıldığında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür. Yine bu sonuçlar neticesinde, çalışma başlangıcında ortaya atılan ağartma ajanlarının yüzey pürüzlülüğünü etkileyeceği hipotezi kabul edilmiştir.

Zaky ve Fahmy (2009) otoolaze ve overglaze + polisaj yapılmış Duraceram porseleni üzerine KP ağartma ajanı uyguladıkları çalışmalarında otoolaze yapılmış grupta yüzey pürüzlülüğünün artmadığını ancak over glaze + polisaj yapılmış yüzeylerde ağartma ajanı uygulamasından sonra yüzey pürüzlülüğünün anlamlı derecede arttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızın sonuçlarını desteklemektedir. Çalışmamızda polisajlı porselen yüzeylerinin iki ağartma ajanı uygulaması sonrası yüzey pürüzlülüklerinin arttığı gözlemlenmiştir.

Turker ve Biskin (2003) ise 3 farklı ağartma ajanı (Nite White, Opalescence ve Rembrandt) kullandıkları çalışmalarında Duraceram, Fuji II LC ve Silux Plus restoratif materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü kullanılan ağartma ajanlarının nasıl etkilediğini araştırmışlardır. Günde 8 saat 30 gün süreyle ağartma ajanı uygulanmış ve her hafta değerleri profilometre yardımıyla ölçmüşlerdir. Porselen yüzeylerinde

yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı değişiklik olmadığı tespit edilmiştir. Diğer yandan mikrofill dolduruculu olan kompozit yüzeylerinde az, modifiye cam iyonomer siman üzerinde ise belirgin değişiklikler olduğunu saptamışlardır.

Beyazlatma ajanlarının uygulanması sonucu oluşan pöröziteler ve çatlaklar rezin baz'lı kompozit materyallerin polimer matriks yapısında bozulmalara neden olur. Sonuçta okside eden materyaller rezin matriksin su emilimini artırır ve yüzey sertliğindeki azalma ile yüzeyden doldurucu partikül kopmalarına neden olur (Wattanapayungkul ve Yap 2003). Bizde çalışmamızda Estenia örneklerin polimer matriks yapısındaki bozulmalar yüzünden yüzey pürüzlülüğünde artışın daha fazla olduğunu düşünmekteyiz.

Schemehorn ve ark (2004) altın, amalgam, hibrit kompozit (Herculite) ve feldspatik porselen (Creation) restoratif materyalleri yüzeylerinde % 6'lık hidrojen peroksit uygulamasının yüzey pürüzlülüğüne herhangi bir etkisi olup olmadığını araştırmışlar. Çalışmalarının sonucunda x200 ve x2000 büyütmedeki SEM değerlendirmelerinde restoratif materyallerin yüzeylerinde değişiklik saptamamışlardır. Bu çalışmada x400 büyütmedeki SEM incelemesinde ise Empress 2 grubu dışında ki diğer örnek gruplarında her iki ağartma ajanı uygulamasından sonrada yüzey yapılarında değişiklikler olduğu, ağartma ajanı uygulanmasının yüzeylerde yaygın düzensizliklere sebep olduğu gözlemlenmiştir. Çalışmanın sonuçlarının Schemehorn ve ark.'larının çalışma sonucuyla çelişmesinin nedeni kullanılan ağartma ajanının bu çalışmada kullanılan ağartma ajanlarına göre daha düşük konsantrasyona sahip olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Ceramco, Finesse ve Vita feldspatik porselen yüzeylerine Night White (% 16 KP) ve Rembrant (% 10 KP) ağartma ajanlarının uygulandığı bir çalışmada (Şahin 2003), ağartma ajanlarının bütün poselen gruplarında yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı gözlemlenmiştir. % 10 ve % 35 konsantrasyonlarındaki karbomid peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyaller (feldspatik porselen, mikro dolduruculu kompozit ve mikrohibrit kompozit) üzerinde ki etkilerini inceleyen bir diğer çalışma da (Moraes ve ark. 2006) örnek yüzeylerine 21 gün süreyle ağartma ajanı uygulanmış ve araştırma sonrası hem % 10'luk hem de % 35'lik karbomit peroksit uygulanan bütün restoratif materyallerinin yüzeyinde anlamlı derecede pürüzlülük artışı olduğu

rapor edilmiştir. Daha önceki bu çalışmaların sonuçları bu yapılan çalışmanın sonuçlarına benzerlik göstermektedir.

De A Silva ve ark. (2006) yaptıkları araştırmada, amalgam, cam iyonomer siman, anterior kompozit, posterior kompozit ve porselen diskleri akrilik plak içine yerleştirerek ağız ortamında üzerlerine % 35 hidrojen peroksit uygulayarak yüzey pürüzlülük değişimlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak bütün yüzeylerde bir miktar pürüzlülük artışı olduğu ancak sadece cam iyonomer siman yüzeyindeki pürüzlülük artışının anlamlı olduğu bildirilmişlerdir. Ayrıca sonuçlar AFM (Atomik Kuvvet Mikroskopu) görüntüleriyle de desteklenmiştir. Çalışma sonucunda De A Silva ve ark.'ları ağız ortamında, tükürük ve salyanın ağartma ajanının etkisini minimize ettiğini vurgulamışlardır.

Bu çalışmanın sonuçlarını destekler şekilde Bailey ve Swift (1992) karbmid peroksit ağartma ajanı uygulanmış (Proxigel ve White & Brite) mikro dolduruculu ve hibrit kompozit örneklerin yüzey pürüzlülüğünün bir miktar arttığını tespit etmiş ve SEM görüntüleride bu bulguları desteklemiştir.

Önceki çalışmalar (Moraes ve ark. 2006, Zaki ve Fahmy 2009) göstermiştir ki, glaze tabakası kaldırılıp polisaj uygulanıp ağartma ajanı uygulanan yüzeylerde daha fazla pürüzlülük artışı meydana gelmektedir. Yüzey pürüzlülüğündeki artış, daha fazla plak birikimine, bakteri tutunumuna ve yumuşak doku irritasyonlarına sebep olacaktır. Glaze tabakasının olması, ağartma ajanlarının etkisine karşı koruyucu bir bariyer oluşturduğu düşünülmektedir. Bu sebepten oklüzal uyumlama sonrasında ve konturların ağızda düzenlemesinin ardından ya da zaman içinde glaze tabakasının aşındığı durumlarda bu yüzeyler ağartma öncesinde bir bariyer kullanılarak korunmalıdır.

Çalışmamızda ağartma ajanı uygulaması sonrasında yüzey pürüzlülüğü ve ağartma miktarı arasındaki ilişki Spearman korelasyon testi ile incelenmiş; hidrojen peroksit uygulanmasından sonra, Empress 2 örneklerde renk değişimi (ΔE) ve yüzey pürüzlülüğü değişimi (R_a) arasında orta düzeyde anlamlı pozitif bir ilişki olduğu görülmüştür. Estenia örneklerde renk değişimi (ΔE) ve yüzey pürüzlülüğü (R_a) arasında düşük ama anlamlı pozitif bir ilişki bulunmuştur. E-max, Vita ve Finesse grublarında ise anlamlı bir ilişki gözlemlenmemiştir. Karbamid peroksit uygulanan

restoratif materyallerde ise renk değişimi ve yzey pürüzlülüğü değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmamıştır.

Zaki ve Fahmy (2009) alışmalarında Spearman korelasyon testi uygulayarak yzey pürüzlülüğü ve beyazlama arasındaki ilişkiyi tespit etmişlerdir. Ağartma sonrası otoglaze uygulanmış yzeylerde pürüzlülük ve ağarma miktarı (renk değişimi) arsında kuvvetli doğru orantı olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Bu sonuç daha pürüzsüz bir yzeyde ağarma miktarının çok daha az olacağı fikrini desteklemektedir. Restoratif materyal yzeyi ağartma ajanına maruz kaldığında yzey pürüzlülüğü artacak ve restorasyonun parlaklığı azalacaktır. Hatta ağartma ajanının daha etkili kullanımı sonucunda porselen yzeyinde özölmeler meydana gelip ağarma miktarının artacağı, meydana çıkan görüntünün asitle pürüzlendirilmiş mine yzeyi gibi opaklaşabileceği belirtilmiştir. Öte yandan ağartma sonrası overglaze uygulanmış yzeylerde pürüzlülük ve ağarma arasında zayıf doğru orantı sonucuna ulaşmışlardır.

Pürüzlü veya düzensiz yzey morfolojisi, restorasyonun rengini belirgin hale getiren ışığında düzensiz ve dağınık yansımaya neden olur (Lee ve ark 2002). Kim ve ark (2003) alışmalarında Vita Omega 900 porseleninin yzeylerinin değişik grenli silikon karbit zımparalarla zımparalanması ve glaze uygulanmasını takiben profilometre ile yapılan yzey pürüzlülüğü ve spektrofotometre ile yapılan renk ölçümleri arasında yzey topografisinin özellikle porselen CIE L* renk değerlerinde önemli etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Dancy ve ark (2003) yaptıkları klinik bir çalışmada renk değişimi (ΔE) ve yzey yapısı arasındaki korelasyonu incelemişler ve anlamlı bir ilişki bulamamışlardır. Bu çalışmada da HP uygulanan Empress 2 örnekler ve Estenia örnekler arasında anlamlı pozitif ilişki görölürken diğer gruplarda anlamlı bir ilişki saptanmamıştır. Sarıkaya (2007), feldspatik (VMK 95, Ceramco III), düşük ısı (Matchmaker) porselenlerine ve Vitablocs Mark II feldspatik seramik bloklarına farklı polisaj teknikleri uygulayarak yzey pürüzlülüğünün renk değişimine etkisini değerlendirmek için, iki özellik arasındaki ilişkiyi korelasyon testi ile incelemiş ve yzey pürüzlülüğü ve renk değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkinin bulunmadığını tespit etmiştir.

Ağartma ajanı kullanımı sonrası meydana gelen beyazlık (ağarma), oksidasyon ve reaksiyon sonrası serbest radikallerin ortaya çıkmasıyla meydana gelen kimyasal değişiklikler sonucu yüzey topografisinde oluşan değişikliklerden kaynaklanabilir (White ve ark 2002). Bu çalışmada da ağartma ajanı uygulaması sonrası yüzey pürüzlülüğünde daha fazla artışın olduğu Estenia örneklerde renk değişimi daha fazla izlenmiştir.

Özellikle farklı yüzey bitimleri uygulanmış restoratif materyallerine ağartma ajanı uygulandıktan sonra renk değişim miktarı ve yüzey pürüzlülüğünün nasıl etkileneceğinin inceleneceği ileriki çalışmaların yapılması gerekmektedir. Ayrıca bu çalışmada IPS Empress 2 ve e Max kor materyalleri üzerine vital ağartma ajanlarının etkisi incelenmiştir, ancak klinikte kor yapılar veneering porselenleri ile kaplanmaktadır, ileriki çalışmalarda bu materyallerin üzeri veneer porseleni ile kaplanıp tam kron veya lamina formları verilerek ağız ortamına daha yakın çalışmalarla desteklenebilir.

Pek çok in vitro çalışma gibi bu çalışmada da ağız ortamı tam olarak yansıtılamamıştır. Çalışmada kullanılan ağartma ajanlarının etkilerinin tükrük ve salyaya maruz kaldığında değişip değişmediğini değerlendirebilmek için bu çalışmanın sonuçlarının, klinik bir çalışma veya ağız ortamını daha iyi taklit eden bir çalışma ile desteklenmesinde fayda vardır. Ayrıca sonraki çalışmalar, farklı yoğunluktaki ağartma ajanları kullanması, uygulama sürelerini karşılaştırılması, office tipi ağartma ajanlarının kullanılması, diot lazer uygulamaları ile yapılan ağartma işlemlerinin materyal ve metoda eklenmesi ile düşünülebilir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı iki ağartma ajanının, beş farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülükleri ve renk stabiliteleri üzerine etkisi araştırılmış; çalışmanın yürütüldüğü deneysel koşullar içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Hidrojen peroksit ağartma ajanı uygulanan restoratif materyallerin renk değişiklik değerleri (ΔE) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Karşılaştırılan gruplar arasında en yüksek ΔE değeri klinik olarak kayda değer olarak Estenia gruplarında gözlemlenmiştir.

2. Karbamid peroksit ağartma ajanı uygulanan restoratif materyallerin renk değişiklik değerleri (ΔE) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Karşılaştırılan gruplar arasında en yüksek ΔE değeri klinik olarak gözlemlenebilir olarak Estenia gruplarında gözlemlenmiştir.

3. Hidrojen peroksit ve karbamid peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyaller üzerinde meydana getirdikleri renk değişimleri (ΔE) arasındaki farklılıklar değerlendirildiğinde, e max, Finesse ve Estenia gruplarında istatistiksel açıdan önemli ölçüde farklı olurken diğer gruplarda benzer etkiyi göstermişlerdir.

4. Hem hidrojen peroksit hem de karbamid peroksit uygulanan restoratif materyallerde ağartma işlemi sonrasında yüzey pürüzlülük değerleri (R_a) artmış ve gruplar arası farklılıklar istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur.

5. Hidrojen peroksit ve karbamid peroksit ağartma ajanlarının restoratif materyaller üzerinde meydana getirdikleri yüzey pürüzlülüğü değişimleri (R_a) arasındaki farklılıklar değerlendirildiğinde, Vita grupları arasında istatistiksel açıdan önemli ölçüde farklı olurken diğer gruplar arasında önemli bir fark oluşmamıştır.

6. Ağartma işlemi sonrası meydana gelebilecek renk ve yüzey pürüzlülüğü değişikliklerinden kaçınmak için ağartma işlemi sırasında mevcut restoratif materyaller korunmalıdır.

7. Hastalar, ağartma işlemi sonrasında mevcut restorasyonlarıyla ağartma işlemi uygulanan dişleri arasında renk farklılıkları olabileceği konusunda bilgilendirilmelidir.

6. ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağartma Ajanlarının, Seromer ve Porselenlerin Renk Stabilitesi ve Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi

Haluk Barış Kara

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA 2010

Bu çalışmada iki farklı ağartma ajanı kullanılarak beş farklı restoratif materyalinin renk stabilitelerinin ve yüzey pürüzlülüklerinin in vitro olarak değerlendirilmesi amaçlandı.

Porselen materyali olarak ultra düşük ısı porseleni (Finesse), düşük ısı porseleni (Vita VM9), 2 ısı ve basınçla şekillendirilen porselen (IPS Empress 2 - IPS e-Max Press), bir seromer (Estenia), beyazlatma ajanı olarakta % 10 hidrojen peroksit içeren Opalescence treswhite supreme ağartma jeli ve % 10 karbamid peroksit içeren Opalescence ağartma jeli tercih edilmiştir.

Çalışmada kullanılan örnekler 10 mm çapında, 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Her grup için 12'şer örnek olmak üzere 2 ana grup oluşturulmuştur. Örnekler deneye başlamadan önce 24 saat distile suda bekletilmiş ve başlangıç ölçümleri alınmıştır. Hidrojen peroksit uygulanan örnekler günde 1 saat 10 gün, karbamit peroksit uygulana örnekler günde 8 saat 14 gün beyazlatma ajanı uygulanmıştır. Ölçümler 2 hafta sonrasında tekrarlanmıştır.

Renk ölçümleri için spektrofotometre (Vita Easys shade Compact, Vita Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany), yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için profilometre cihazı (Surftest Analyzer 402, Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Kanagawa, 213-8533 Japan), SEM görüntülerinin elde edilmesinde taramalı elektron mikroskopu (LEO 440, Electron Microscopy Ltd., Cambridge, UK) kullanılmıştır.

İstatistiksel analizler SPSS 15.0 paket programı kullanılarak Windows ortamında gerçekleştirildi. Sonuçlar, tek yönlü varyans analizi, Kruskal-Wallis testi ve t-testi istatistiksel analizleri yapılarak değerlendirildi. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak alındı.

Çalışmanın sonucunda; beyazlatma materyali uygulanan tüm gruplar arasında renk ve yüzey pürüzlülük değeri değişimleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. HP uygulanan gruplarda en fazla renk değişimi kayda değer bir şekilde Estenia örneklerde gözlemlenirken, KP uygulanan gruplarda gözle farkedilebilecek şekilde Estenia ve Empress 2 gruplarında gözlemlenmiştir. Ağartma işlemi sonrası meydana gelebilecek renk ve yüzey pürüzlülüğü değişikliklerinden kaçınmak için ağartma işlemi sırasında mevcut restoratif materyaller (özellikle polimer içerikli olanlar) korunmalıdır.

Anahtar Sözcükler: Ağartma; porselen; renk stabilitesi; yüzey pürüzlülüğü

8. SUMMARY

Effects of Bleaching Agents on Surface Roughness and Colour Stability of Ceromer and Porcelains.

The aim of this In vitro study is evaluate the color changes and surface roughness of five different restorative material after exposing two bleaching agents.

As porcelain material; an ultra low fusing porcelain (Finesse), a low fusing porcelain (Vita VM9), two heat-pressed glass ceramic (IPS Empress 2 - IPS e.max Press), a ceromer (Estenia), and as home bleaching agents % 10 hydrogen peroxide Opalescence treswhite supreme gel and % 10 carbamide peroxide Opalescence gel were choosen.

The speciments were fabricated in a diameter of 10 mm and in a thickness of 2 mm. Two experimental groups having 12 speciments were occured. Before the experiment was started the samples were left in distilled water for 24 haur and than the initial measuraments were taken. The samples which were applied with hydrogen peroxide bleaching gel were exposed to bleaching agents 1 hours daily for 10 days, the samples which were applied with carbamide peroxide bleaching gel were exposed to bleaching agents 8 hours daily for 14 days.

For color measurements; spectrophotometer (Vita Easyshade Compact, Vita Vita Zahnfabrik H Rauter GmbH & Co. KG, Bad Sackigen Germany), for surface roughness measurement a profilometer (Surftest Analyzer 402, Mitutoyo Corporation, Kawasaki, Kanagawa, 213-8533 Japan) and for obtaining SEM micrographies SEM Microscope (LEO 440, Electron Microscopy Ltd., Cambridge, UK) have been used.

The statistical analysis's were performed with using SPSS 15.0 program at the Windows environment. The results were evaluated by OneWay ANOVA, Kruskal-Wallis test and t-test statistical analysis's. The statistical meaningful level was accepted as $p < 0.05$.

In conclusion, it was found statistically significant difference among the surface roughness and color changes of all test groups after exposing bleaching agents. Appreciable change was observed in the Estenia speciments which treated with the HP and noticable change observed in the Estenia and IPS Empress 2 speciments which treated with the CP. Restorations (especially polimer content) should be protected before any bleaching for fear of roughness and color change.

Keywords: Bleaching; porcelain; color stability; surface roughness.

8. KAYNAKLAR

1. Adoro-Vectris Scientific Doc.Ivoclar Vivadent AG Research and Development Scientific Service Bendererstrasse 2 FL - 9494 Schaan Liechtenstein, 2003.
2. Akın E. Diş hekimliğinde porselen, 3. baskı, İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi. 1999; 11-18.
3. Al Mutawa NI, Sato T, ShiozawaI et al A study of the bond strength and color of ultra low fusing porcelain. Int J Prosthodont, 2000; 13: 159-165.
4. Al Wahadni A, Martin D. Glazing and finishing of dental porcelain: a literature review. Can Dent Assoc, 1998; 64: 580-583.
5. Aladağ A. Vitapan classical ve Vitapan 3D-master Renk Anahtarları Kullanılarak Renk Seçimi Yapılmış Metal Destekli Seramik Kronların, Doğal Dişe Göre Renk Uyumlarının Araştırılması. İzmir Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi. 2003.
6. Altıntaş SH. Farklı Rezin Simanların Artık Monomer Salınımının İn Vitro Şartlarda İncelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2007.
7. Altunsoy S. Farklı Post-core Materyalleri ve Siman Renkleri Kullanılarak, İn Ceram ve IPS Empress Tam Seramik Restorasyonlardaki Renk Değişikliğinin İncelenmesi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2001.
8. Anusavice K J. Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis: Saunders, 2003; 13- 21.
9. Arikawa H, Fuji K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light cured composite resins. Dent Mater, 1998; 14: 405-11.
10. Asmussen E. Factor affecting the color stability of restorative resins. Acta Odontol Scand, 1983; 1: 11-18.
11. Attin T, Hannig C, Wiegand AA, Attin R. Effect of bleaching on restorative materials and restorations a systematic review. Dent Mater, 2004; 20: 852-61
12. Bailey SJ, Swift EJ. Effects of home bleaching products on composite resins. Quintessence Int, 1992; 23:489-94.
13. Bancroft JD, Stevens A. Theory and practice of histological techniques, 4th edition, Churchill Livingstone New York. 1996.
14. Barghi N, Goldberg J. () Porcelain shade stability after repeated firing. J Prosthodont, 1997; 37:173-175.
15. Basting RT, Fernandez CF, Ambrosano GMB, Campos ITD. Effects of a %10 carbamide peroxide bleaching agent on roughness and microhardness of packable composites. J Esthet Restor Dent. 2005; 17:256-263.
16. Baydaş S. Kron- Köprü Protezleri. 1. baskı, Ankara, Özyurt Matbaacılık, 2005; 202-205.
17. Bayındır F, Alwin GW. Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fak. Dergisi, 2006; 30(3): 40-46.
18. Berent N. Metal Destekli Kronlarda Glazürün Renk Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi. İzmir, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. Doktora Tezi. 2004.

19. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int., 2002; 33: 415–26.
20. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. Eur. J. Orthod, 1998; 20: 79–92.
21. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA.. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. J. Prosthet. Dent., 1990; 64: 631–5.
22. Burgt TP, Bosch JJ, Borsboom PCF, Kortsmit JPM. A comparison of new and conventional methodsfor quantification of tooth color. Prosthet Dent 1990; 63:155-162
23. Büyükyılmaz Ş, Ruyter IE. Color stability of denture base polymers. Int J Prosthodont, 1994; 7: 372-382.
24. Canay S, Cehreli MC. The effect of current bleaching agents on the color of light-polymerized composites in vitro. J Prosthodont, 2003; 89: 474-478
25. Ceylan Ö. Farklı Kor Seramiklerin Işık Geçirgenliğinin İncelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2008
26. Chapman SK. Working with a scanning electron microscope, Lodegemark Pres Chisle hurst. 1986.
27. Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer / fiber reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. J. Prosthet Dent. (2002) 88(4):388-95.
28. Chu SJ, Devigus A ve Mieleszko A. Fundamentalsof color shade matching and communication in esthetic dentistry, Quintessence Pub Co Inc, İst. 2004.
29. CIE publication. No. 15 (E.1.3.1) 1971; ASTM E805.81. 1981.
30. CIE Publication No. 15.2 Colorimetry. Vienna: Central Bureau of CIE, 1986; 74.
31. Cohen S.C. Human pulpal response to bleaching procedures on vital teeth, J, Endod, 1979; 5(5): 134-138.
32. Craig RG. Restorative Dental Materials. 10th ed. St Louis, Mosby Company, 1997; 467-483.
33. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook DS. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Tokyo, Quintessence Pub Co Inc, 1994; 241-291.
34. Crispin BJ, Hewlett ER, Jo YH, Hobo S, Hornbrook DS. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. Tokyo, Quintessence Pub Co Inc, 1994; 155-297, 241-9.
35. Croll TP, Enamel Microabrasion: The tecnique Quint Int. 1989; 20:395-400.
36. Culpepper WD. A comparative study of shade matching procedures. J Prosthet Dent 1970; 24: 166.173.
37. Çal E, Güneri P, Bıçakçı A. Diş Hekimliğindeki estetik ikilem: Diş rengi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005; 26: 117-125.
38. Çelik Ç. Farklı Materyallerden Yapılmış Lamine Veneer Restorasyonların Marjinal Uyumunun Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. İstanbul, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi. 1999.

39. Çökük N. Çeşitli Fullseramik Sistemlerde Yüzey Pürüzlülüğünün ve Polisaj Metotlarının Bakteri Adezyonuna Etkisinin İncelenmesini. Konya. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2007
40. Dancy WMK, Yaman P, Dennison J B, O'Brien W J, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2003; 15: 114 - 122.
41. Dayangaç GB. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara, Güneş Kitap Evi, 2000; 9-20.
42. De A Silva MF, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholod J, Da Silva Junior JG, Pretty IA, Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ *Dental Materials*, 2006; 22: 919-924
43. De la Pena VA, Cabrita OB. Comparison of the clinical efficacy and safety of carbamide peroxide and hydrogen peroxide in at-home bleaching gels. *Quintessence Int*, 2006; 37: 551-556.
44. Della Bona A, Anusavice KJ, Hood JAA. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement, *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 248-253
45. Dennison JB, Powers JM, Koran A. Color of dental restorative resins. *J Dent Res*, 1978; 57: 557-562.
46. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics, *Int J Prosthodont*, 2001; 13: 131-135.
47. Dietschi D, Magne P, Holz J. Recent Trends in Esthetic Restorations for Posterior Teeth. *Quint Int*. 1994; 25: 659-74.
48. Doray PG, Wang X, Powers JM, Burgess O. Accelerated aging affects color stability of provisional restorative materials. *J Prosthodont*, 1997; 6: 183-188
49. Douglas RD. Color Stability of new generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*, 2000; 83:166-170.
50. Douglas RD. Precision of in vivo colorimetric assessments of teeth. *J Prosthet Dent*, 1997; 77: 464-470.
51. Duke ES. The introduction of a new class of composite resin: ceromers. *Compendium*, 1999; 20: 246-7.
52. Dunitz M. Bleaching discolored teeth. In: *Esthetic dentistry and Ceramic*. 1999.
53. Dykemia RW. Goodacre CJ, Phillips RW. Johnston's Modern practice in fixed Prosthodontics, 4th ed. Pennsylvania: WB Saunders Company restorations. Dunitz, London, 1986; 81-116,.
54. Ergün G. Restoratif Kompozitlerin Farklı Işık Kaynakları Kullanarak Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyaline Bağlantı Dirençlerinin İncelenmesi. Samsun, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, 2005.
55. Fasanara RS. Bleaching teeth: History, chemicals and methods used for common tooth discolorations. *J Esthet Dent*, 1991; 4: 71-78.
56. Feinman RA, Goldstein R, Garber D, Bleaching teeth. *Chicaco Quintessence* 1987.
57. Ferracane JL. *Materials in dentistry*. Second edition. Lippincott, Williams &Wilkins, 2001.

58. Filser F, Koocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. Realibility and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM), *Int J Computerized Dent*, 2001; 4: 89-106.
59. Frysh H, Bowles W, Baker F, Rivera-Hidalgo G, Guillen G. Effect of pH on bleaching efficiency, *J.Dental Research*, 1993; 72: 384.
60. Frysh H, Bowles WH, Baker F, Rivera-Hidalgo F, Guillen G. Effect of pH on hydrogen peroxide bleaching agents. *J Esthet Dent*, 1995; 7: 130-133.
61. Gemalmaz D, Ergin Ş. Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2002; 87: 189-196.
62. Gerlach W, Gibb R, Sagel P. İnitial color change and color retension with a hydrogen peroxide bleaching strip. *Am. J. Dent*. 2002; 15(1):3-7.
63. Giardano RA. Dental ceramic restorative systems. *Compend Contin Edu Dent*. 1996; 17: 779-94.
64. Goldstein RE, Garber DA. *Complete Dental Bleaching* Quintessence Publishing CO. Chicago 1st ed, 1995: 60.
65. Goldstein RE, Schmitt GW. Repeatability of a designed intraoral colorimeter. *J. Prosthet Dent*. 1993; 69: 616-619
66. Gökay O, Müjdecı A.. Ağartma ajanları uygulanmış ve uygulanmamış dişlerde restoratif materyaller ve mine dokusu arayüz ilişkisinin SEM ile değerlendirilmesi. *Ankara, Anakara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 1998; 25(3):229-239.
67. Greenwall L. Bleaching techniques in restorative dentistry, *Martin Dunitz*. 2005; 132-163.
68. Gürel G. Porselen laminat venerler bilim ve sanatı. İstanbul. Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2004
69. Hattab FN, Quideimat MA, Al-Rima HS. Dental Discoloration: An Overwiev *J Esthet Dent*. 1999; 11: 291-310
70. Haywood VB, Leonard RH, Nelson CF. Effectiveness, side effects, and long term status of nightguard vital bleaching. *J Am Dent Assoc*, 1994; 125: 1219-1226.
71. Haywood VB, Parker MH. Nightguard vital bleaching beneath existing porcelain veneers: a case report *Quintessence int*. 1999; 11: 743-7.
72. Haywood VB, History, safety and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. *Quint. Int*. 1992; 23: 471-488
73. Heintze SD. Bridges made of all ceramic material (IPS Empress 2), indication, clinical aspects, prognosis. *Ivoclar-Vivadent-Report*, No: 12. 1998
74. Heydecke G, Zhang F, E.Razzoog M. In vitro color stability of double layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*, 2001; 85: 551-7.
75. Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L. CAD/CAM-Fillings of the future. *Int Dent J*. 1997; 47: 247-258.
76. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000; 53: 297-303.

77. Holand W. Materials science Fundamentals of the IPS Empress 2 glass-ceramic. Ivoclar-Vivadent-Report, No: 12. 1998.
78. Hondrum SO. A review of the strenght properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992; 67: 859-65.
79. Hybrid Ceramics Estenia Scientific Doc. Kuraray, Okayama, Japan. 1999.
80. Ikeda T, Sıdhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Colour and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. Eur J Oral Sci, 2005; 113: 170-17.
81. IPS Empress 2. Scientific Documentation. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent, 1997.
82. IPS Empress System. Scientific documantations. Schaan, Liechtenstein, Ivoclar-Vivadent, 2003.
83. Ivoclar Vivadent, IPS Empress System-the original. Scientific Documentation. 2005.
84. Jefferies, S. R. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. Dent. Clin. North Am, 1998; 42: 613–27.
85. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW. Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics, Saunders, Philadelphia. 1971.
86. Joiner A. Tooth color: a rewiev of the literature. J Dent 2004; 32: 3-12.
87. Josephine F, Esquivel U, Henry Y, Jack J, Mark Y, Kenneth JA, In Vivo Wear of Enamel by a Lithia Disilicate–Based Core Ceramic Used for Posterior Fixed Partial Dentures: First-Year Results. International Journal of Prosthodontics. 2006; 19: 391–96.
88. Kao EC, Peng P, Johnson WM. Color changes of teeth and restorative materials exposed to bleaching. [Abstract]. J Dent Res 1991; 70:2436.
89. Kedici PS. Tam seramikler. Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi, 2002; 71: 78-80.
90. Kihn PW, Barnes DM, Romberg E, Peterson K. A Clinical Evaluation of 10 percent vs. 15 percent carbamide peroxide tooth-whitening agents. J Am Dent Assoc, 2000; 131(10): 1478-84.
91. Kim IJ, Lee YK, Lim BS, et al: Effect of the surface topographyon the color of dental porcelain. J Mater Sci Mater Med, 2003; 14:405-409
92. Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. 1th ed. Quintessence Int, 1991; 22: 525-31.
93. Koishi Y, Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Colour reproducibility of a photo-activated prosthetic composite with different thicknesses. Journal of Oral Rehabilitation, 2001; 28, 799- 804.
94. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Discoloration of facing and restorative composites by UV irradiation and staining food. Dent Mater, 2006; 22: 63–68
95. Lassila LV, Nohrström T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. Biomaterials 2002 May;23(10):2221-9.
96. Ledoux WR, Malloy RB, Hurst RVV. Structural eeffects of bleaching on tetracycline-stained vital rat teeth. J Prosthet Dent. 1985; 54:173-176.
97. Lee YK, Lim BS, Kim CW: Effect of surface conditions on the color of dental resin composites. J Biomed Mater Res. 2002; 63: 657-663

98. Leinfelder FK, Lemmons JE. Porcelain in clinical restorative materials and techniques, Lea and Febiger, 1988; 14: 297-308.
99. Leinfelder, KF. Porcelain esthetics for the 21st century. The Journal of the American Dental Association, 2000; 131: 47- 51.
100. Lutz F, Setcos JC, Phillips RW, Roulet JF. Dental restorative resins. Types and characteristics. Dent Clin North Am. 1983; 27: 697-712.
101. McCabe JF. Applied Dental Materials, Seventh ed., Mass Publishing Co, Egypt. 1994
102. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samso J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. Int. J. Prosthodont, 2003; 16: 74-7.
103. Mc Lean JW. The science and art of dental ceramics, Quintessence Pub Co Inc Chicago, 2nd Edition. 1979; 21-44
104. McEvoy SA. Removing intrinsic stains from vital teeth by microabrasion and bleaching. J Esthet Dent 1995; 7: 104-109.
105. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century, J Prosthet Dent, 2001; 85: 61-66
106. Mehl A, Hickel R Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent, 1999; 2: 9-35.
107. Memikoğlu M. Tam Seramik Posterior Sabit Parsiyel Restorasyonların İn-vitro ve İn-vivo Uygulanabilirliği ve Sınırlamaları Yönünde İncelenmesi. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 1997.
108. Microsoft Excel 2007; Microsoft, Seattle, Wash., USA
109. Moraes RR, Marimon JLM, Schneider LFC, CorrerSobrinho L, Camacho GB, Bueno M. Carbamide peroxide bleaching agents: effects on surface roughness of enamel, composite and porcelain Clin Oral Invest, 2006; 10: 23-28.
110. Müezzinoğlu HR. Kompozit Rezinlerle Renklendirici Çözeltiler ve Ev Tipi Beyazlatma Materyali Uygulanması Sonrasında Su Emilimi, Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Değişimlerinin İncelenmesi. İstanbul, Yeditepe Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2008.
111. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure paramaters of IPS Empress porcelain. Int J Prosthodont. 1994; 7: 549-53.
112. Nakamura T, Saito O, Mizuno M, Tanaka Hideaki. Changes in translucency and color of particulate filler composite resins. Int J Prosthodont 2002; 15: 494-499.
113. Nathan CF. Neutrophil activation on biological surfaces. Massive secretion of hydrogen peroxide in response to products and macrophages and lymphocytes. J Clin Invest 1987; 80: 1550-60.
114. Nergiz I, Schmage P, Hermann W, Mutlu Ö. Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strenght of metal brackets Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; 125:42-50.
115. O'Brien, WJ. Dental Materials and Their Selection, Third ed., Quintessence Publishing Corp, Canada., 2002: 210-225.

116. Oktay EK. Farklı Vital Beyazlatma Sistemlerinin Diş Rengi Üzerine Etkilerinin Klinik Olarak Karşılaştırılması. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2006.
117. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evalution of visual and instrument shade matching. J Prosthet Dent. 1998; 80: 642-8.
118. Oyar P. Farklı Diş Preperasyonlarının Metal Destekli ve Tam Seramik Kronlarda Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, 2002, Ankara
119. Özel Y, Özel E, Attar N, Aksoy G. Diş hekimliğinde Beyazlatma. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2007; 28: 33-40.
120. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. J Dent, 1997; 25: 91-5.
121. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. Dent Mater. 2003; 19: 603-11.
122. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching shade composites. J Esthet Restor Dent, 2004; 6: 117-127.
123. Paravina RD., Powers J M. Esthetic Color Training in Dentistry, First ed., Elsevier- Mosby, China. 2004.
124. Patterson, CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra fine diamond burs. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1992; 68: 402- 406.
125. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain fused to metal crowns: a clinical comparison. Int J Periodont Rest Dent 2004; 24(3): 222-31.
126. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. J Biomaterials, 1999; 20: 1-25.
127. Powers JM, Dennison JB, Koran A. Color stability of restorative resins under accelerated aging. J. Dent Res, 1978; 57: 964-970.
128. Precise Color Communication. Minolta Co. Ltd, Japan. 1994.
129. Pröbster L, Gerstorfer JG, Kirchner E, Kanjantra P. In-vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. Int J of Prosth. 1997; 24: 636-45.
130. Rinke S and Hüls A. Copy-milled aluminous core ceramic crowns: A clinical report, J Prosthet Dent, 1996; 76, 343-346.
131. Rosenblum MR, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997; 128: 297-307.
132. Rosenstiel SF, Porter SS, Johnston WM. Color measurement of all ceramic crown systems, J Oral Rehabil. 1989; 16, 491-501.
133. Rosentritt M, Lang R, Plein T, et al: Discoloration of restorative materials after bleaching application. Quintessence Int, 2005; 36: 33-39
134. Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. In vivo measurement of color changes in natural teeth. J Oral Rehabil, 2000; 27: 786-792.

135. Ruyter IE, Nilner K, Möller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater*, 1987; 3: 246-251.
136. Sampath S, Ramachandra GS. Effects of glass fibers on light transmittence and color of fiber reinforced composites. *Dent Mater*, 2008; 24: 211-215.
137. Saraç D, Saraç YŞ, Külünk Ş, Ural Ç, Külünk T. Farklı inorganik doldurucu içerikli kompozit rezinlerin renk sabitliği üzerine polisaj yöntemlerinin ve yüzey verniği uygulamanın etkisi. *Ankara, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006; 23 (3): 169-175.
138. Saraç D, Saraç YŞ, Kulunk Ş, Ural Ç, Kulunk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent*, 2006; 96: 33-40.
139. Saraç D, Saraç YŞ, Yüzbaşıoğlu E. Farklı kompozitlerle bir renk skalası arasındaki renk farklılıkları, *GÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005; 22(2): 77-82.
140. Sarıdağ S. İnley destekli sabit parsiyel protezlerin kırılma dayanımlarının incelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2007.
141. Sarıkaya IB. Farklı Porselen Materyallerinde Polisaj Tekniklerinin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. Samsun, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2007.
142. Schemehorn B, Gonzalez-Cabezas C, Joiner A. A SEM evaluation of a 6% hydrogen peroxide tooth Whitening gel on dental materials in vitro *Journal of Dentistry*, 2004; 32: 35–39.
143. Scientific Committee on toxicity, ecotoxicity and the environment(CSTEE); Opinion on results of risk assessment of: Hydrogen peroxide human health effects Cas no: 7722-84-1. Eines no: 231-765-0. Report version: Draft of 24 April 2001.
144. Seghi RR. Effects of instrument measuring geometry on colorimetric assesments of dental porcelains. *J Dent Res*, 1990; 69: 1180-1183.
145. Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent*, 2007; 19: 265-275.
146. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago, Illinois. 3th edition, 1997: 455. 8)
147. Silva MF de A, Davies RM, Stewart B, DeVizio W, Tonholo J, Silva Junior JG da, Pretty IA. Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. *Dent Mater* 22(10): 919-924, 2006.
148. SPSS. Statistical Package for the Social Sciences 15.0. 2007. Available from URL: <http://www.spss.com/>
149. Sturdevant CM, Barton RE, Stockwell CL, Strickland WD. The art and science of operative Dentistry. St Louis Mosby, 1985.
150. Sturdevant CM, Robertson TM, Heymann HO, Sturdevent JR. The art and scienee of Operative dentistry. St. Louis, Mosby, 1995; 373-388
151. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*, 2006; 22: 778-84.
152. Swartz RS, Summit JB, Robins JW. Fundamentals of Operative Dentistry. Third edition Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1995: 627-649.

153. Swift EJ Jr. Restorative considerations with vital tooth bleaching. J Am Dent Assoc. Special supplement, 1997; 128: 60-64.
154. Şahin N. Vital ağartma ajanlarının farklı porselenler üzerine etkileri; yüzey sertliği, pürüzlülüğü, renk değişikliği ve oral bakteri tutunumunun in vitro olarak incelenmesi. Ankara, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2003.
155. Tak Ö. İki Farklı Polimerizasyon Mekanizmasına Sahip Rezin Simanların Pulpa Odasına Diffüze Olan HEMA Miktarının İncelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2008.
156. Targis-Vectris Scientific Doc. Ivoclar Vivadent AG, Research and Development Scientific Service Bendererstrasse 2, 9494 Schaan Liechtenstein, 2000.
157. Taşeli T. Geleneksel ve yeni metod ile yapıştırma porselen lamine veneerlerde kenar adaptasyonunun incelenmesi. İstanbul, YTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, 2006; 12
158. Tezel H, Ertas OS, Ozata F, Dalgat H, Korkut ZO. Effect of bleaching agents on calcium loss from the enamel surface. Quintessence Int, 2007; 38: 339-347.
159. Tholt B, Miranda- Junior WG, Prioli R, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. Operative Dentistry, 2006; 31 (4): 442- 449.
160. Tinschert J, Natt G, Maustsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate alumina and zirconia based three unit fixed partial dentures: A laboratory study, Int J Prosthodont, 2001; 13: 420-424.
161. Tunçdemir A. Hızlandırılmış Yaşlandırmadan Sonra Konvansiyonel Kompozit ve Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyallerinin Renk ve Translüsensi Değişikliklerinin İncelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2008.
162. Turker SB, Biskin T. Effect of whitening gels on the surface roughness of restorative materials in situ. Dental Materials, 2003; 22: 919-924.
163. Turker SB, Biskin T. The effect of bleaching agents on the microhardness of dental aesthetic restorative materials. J Oral Rehabil, 2002; 29: 657-61.
164. Türk Dil Kurumu. <http://www.tdk.gov.tr/TR/SozBul>, 12. 04. 2009.
165. Türker ŞB. Farklı Estetik Restoratif Materyallerinde Çeşitli Beyazlatma Ajanlarının Renk ve Yüzey Özelliklerine Etkisinin Araştırılması. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2003.
166. Türkiye Seramik Federasyonu. [http:// www.serfed.com/pages/s_tarih.asp](http://www.serfed.com/pages/s_tarih.asp). 2006; 61-66.
167. Ubassy G. Shape and Color, The key to successful ceramic restorations, 1995; 17-30, 41-50, 109-115.
168. Ural Ç. Beş Farklı Seramik Restorasyon Yapım Yönteminde Marjinal Uyumların in-vitro Olarak Değerlendirilmesi. Samsun, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2006.
169. Üstün Ö. Lamine Veneerlerde Termal Ve Yükleme Kuvvetlerinin Oluşturduğu Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Metodu İle İncelenmesi, Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2008.

170. Vallittu PK. Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 2004; 91: 241-6.
171. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment, *Operative Dentistry*, 2003; 28-5, 647-660.
172. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Dental Ceramics. 2nd ed. St Louis, Mosby Yearbook, 2002; 3- 4.
173. Verran J, Rowe DL, Boyd RD. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy, *Int Biodeterioration & Biodegradation*, 2003; 51: 221-228.
174. Wall JG and Cipra DL. Alternative crown systems; Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice?. *Dental Clin North Amer*, 1992; 36: 765-82.
175. Wattanapayungkul P, Yap AUJ; Effects of in-office bleaching on surface finish of tooth-colored restorations; *Oper Dent*, 2003; 28: 15-19.
176. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 657-66.
177. White DJ, Kozak KM, Zoladz JR, etal: Peroxide interactions with hard tissues: effects on surface hardness and surface/subsurface ultrastructural properties. *Compend Contin Educ Dent*, 2002; 23:42-48.
178. White DJ, Kozak KM, Zoladz JR, Duschner HJ, Gotz H. Effect of crest whitestrips bleaching on surface morphology and fracture susceptibility ofteeth in vitro. *J Clin. Dent*. 2003;14(4): 82-87
179. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J. Oral Rehabil*, 1995; 22: 421-7.
180. Wikipedia.http://en.wikipedia.org/wiki/National_Institute_of_Standards_and_Technology, 12.01.2010
181. Wikipedia. <http://tr.wikipedia.org/wiki/Porselen>, 12. 04. 2009.
182. Wozniak WT, Moser JB. How to improve shade matching in the dental operator. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. *J Am Dent Assoc*, 1981; 102: 209-210.
183. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, et al : Comparison of three systems for the polishing of an ultra low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 2004; 92: 486-490.
184. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Ankara. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005; 22: 49-60.
185. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici S, Kansu G. Protetik Diş Tedavisi terimleri sözlüğü. Ankara. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları, 2003.
186. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color Stability of Gazed and Polished Dental Porcelains *Journal of Prosthodontics*, 2007; 17:20-24.
187. Yöndem İ. Farklı Yüzey Bitirme İşlemlerinin Metal Desteksiz Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlülüğü ve Kırılma Dayanımları Üzerindeki Etkisinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Konya, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, 2006.

188. Yüksel G, Çekiç G, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. Erzurum, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2000; 10: 79-88.
189. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 1993; 17.
190. Zaimoğlu A, Can G. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 2nd ed. Ankara, Ankara Üniversitesi basım evi, 2004.
191. Zaimoğlu A, Can G. Sabit protezler. 2004; 281-96.
192. Zaki AA, Fahmy NZ. The Effect of a Bleaching System on Properties Related to Different Ceramic Surface Textures. Journal of Prosthodontics, 2009;18: 223–229.
193. Zan T. Çeşitli Yüzey Şartlandırma İşlemlerinin Konvansiyonel Dental Porselenlerin Eğilme Dayanıklılığı Üzerine Etkisi. Ankara. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi. 1999.

9. ÖZGEÇMİŞ

01/01/1981’de Konya/Yeniceoba’da doğdu. Orta ve lise eğitimini Konya Selçuklu Anadolu Lisesinde tamamladıktan sonra Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine girdi. 2004 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesini bitirerek Dişhekimliği ünvanını aldı. 2005 yılında Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalına doktora öğrencisi olarak girdi. Halen bu bölümde doktora eğitimine devam etmektedir. Yabancı dili İngilizcedir.