



T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI BİTİRME İŞLEMLERİ UYGULANAN CAD/CAM
SERAMİKLERİN TERMAL YAŞLANDIRMA SONRASI RENK
STABİLİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Funda SOYSAL
UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Nermin DEMİRKOL

Gaziantep
2019



T.C.
GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI BİTİRME İŞLEMLERİ UYGULANAN CAD/CAM
SERAMİKLERİN TERMAL YAŞLANDIRMA SONRASI RENK
STABİLİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Funda SOYSAL
UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Nermin DEMİRKOL

Gaziantep
2019

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

**Farklı Bitirme İşlemleri Uygulanan CAD/CAM Seramiklerin Termal
Yaşlandırma Sonrası Renk Stabilitelerinin Değerlendirilmesi**

Funda SOYSAL
15/04/2019

Diş Hekimliği Fakültesi Onayı


Prof. Dr. Kamile ERCİYAS
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

Bu tez çalışmasının bir "Diş Hekimliğinde Uzmanlık" derecesi için uygun ve yeterli bir çalışma olduğunu onaylıyorum.

Prof. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

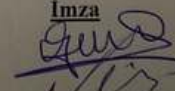
Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir "Diş Hekimliğinde Uzmanlık" tezi olarak kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Nermin DEMİRKÖL
Tez Danışmanı

Bu tez tarafımda okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir "Diş Hekimliğinde Uzmanlık" tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Prof. Dr. Gülfem ERGÜN
Dr. Öğr. Üyesi Nermin DEMİRKÖL
Dr. Öğr. Üyesi Özge PARLAR ÖZ

İmza




BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

NİSAN 2019

Dt. Funda SOYSAL

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca benden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen; bana farklı yönlerden düşünmeyi öğreten; asil duruşu, adil kişiliği, fedakarlığı ile bana örnek olan

sayın hocam, tez danışmanım,

Dr. Öğr. Üyesi Nermin DEMİRKOL'a

Hem klinik hem akademik olarak bana çok şey katan, eğitimim süresince her türlü sorunda desteğini esirgemeyen değerli hocam,

Dr. Öğr. Üyesi Özge PARLAR ÖZ'e

Beni her zaman pozitif düşünmeye yönlendiren, desteklerini hep yanıbaşımnda hissettiğim değerli arkadaşım,

Meral UZUNKAYA'ya

Birlikte çalıştığım, tez çalışmam süresince fedakarlıklarını esirgemeyen sevgili

Asistan arkadaşlarıma

Uzmanlık eğitimimin çok öncesinde hayatıma giren, hayatıma anlam katan, sınırsız sevgi ve hoşgörü ile her zaman yanımda olan hayat arkadaşım, eşim

Ahmet SOYSAL'a

Bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan, karşılıksız sevgi ve desteğini esirgemeyen, akademik hayat için beni her zaman cesaretlendiren değerli ailem

Asiye-İsmail ÖZEN'e

Hayatım boyunca varlıklarıyla bana güç veren ablam ve abim

Mukaddes-Mustafa AYAN'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	i
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	viii
RESİM LİSTESİ	ix
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri	5
2.1.1. Dental CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramikler	7
2.1.1.1. Cam matriks seramikler	7
2.1.1.2. Polikristalin seramikler	11
2.1.1.3. Rezin matriks seramikler	12
2.3. Çalışmada Kullanılan Seramik Bloklar	15
2.3.1. Lava Ultimate	15
2.3.2. IPS emax CAD	15
2.3.3. Vita Suprinity	16
2.4. Dental Yapıştırma Simanları	17
2.4.1. Rezin simanlar	17
2.4.1.1. Akrilik rezin simanlar	18
2.4.1.2. Adeziv rezin simanlar	18
2.4.1.3. Kompozit rezin simanlar	19
2.5. Çalışmada Kullanılacak Rezin Siman	21
2.6. Yüzey Bitirme İşlemleri	21

2.6. Renk Sistemleri.....	22
2.6.1. Munsell renk sistemi.....	22
2.6.1.1. Ton (Hue)	23
2.6.1.2. Parlaklık (Value)	23
2.6.1.3. Yoğunluk (Chroma)	24
2.7. Renk Ölçüm Sistemleri	25
2.7.1. Görsel renk eşleştirmesi	25
2.7.2. Aletli renk analizi	26
2.7.2.1. Spektrofotometre	26
3. MATERYAL METOD.....	28
3.1. Örneklerin Hazırlanması	30
3.2. Örneklerin Renk Ölçümünün Yapılması.....	34
4. BULGULAR	38
4.1. LU grubu	38
4.2. EC grubu	41
4.3. VS grubu	44
5. TARTIŞMA.....	47
6.SONUÇLAR.....	54
7. KAYNAKÇA	55
ÖZGEÇMİŞ	67

KISALTMALAR

CAD	Bilgisayar Destekli Dizayn (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacture)
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
μg	Mikrogram
nm	Nanometre
cm^2	Santimetrekare
LDS	Lityum Disilikat Seramik
ZLS	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik
FSZ	Tam Stabilize Zirkonya (Full Stabilize Zirkonia)
PSZ	Kısmen Stabilize Zirkonya (Partial Stabilize Zirkonia)
TZP	Tetragonal Zirkonya Polikristali
ZTA	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alumina
ATZ	Alumina ile Güçlendirilmiş Zirkonya
LU	Lava Ultimate
EC	IPS emax CAD
VS	Vita Suprinity
UDMA	Üretan Dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
4-META	4-Metiloksi Etil Trimelletik Anhidri
ΔE	Delta E

$\bar{X}_{\Delta E}$	Delta E değerleri ortalaması
HT	Yüksek Translüsensi (High Translucency)
CIELab	Comission Internationale de L'Eclairage
°C	Santigrat derece



TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması

Tablo 2: Araştırmada kullanılan materyaller

Tablo 3: Araştırma kullanılan donanımlar

Tablo 4: Çalışmanın akış şeması

Tablo 5: Çalışma grupları

Tablo 6: IPS emax CAD ve Vita Suprinity için kristalizasyon değerleri

Tablo 7: Uygulanan yüzey bitirme işlemleri

Tablo 8: Kullanılan rezin siman

RESİM LİSTESİ

Resim 1: Munsell renk sistemi

Resim 2: Ton

Resim 3: Parlaklık

Resim 4: Yoğunluk

Resim 5: Kullanılan seramik bloklar

Resim 6: Hassas kesim cihazı ve elde edilen seramik örnek kalınlıklarının ölçülmesi

Resim 7: Zımpara ve polisaj makinesi

Resim 8: Termal siklus cihazı

Resim 9: Renk Ölçümü

ÖZET

FARKLI BİTİRME İŞLEMLERİ UYGULANAN CAD/CAM SERAMİKLERİN TERMAL YAŞLANDIRMA SONRASI RENK STABİLİTELERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Funda SOYSAL

Uzmanlık Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Nermin DEMİRKOL

NİSAN 2019, 79 sayfa

Tek seansta dental restorasyonların tasarımı ve üretiminin sağlandığı CAD/CAM sistemleri günümüz diş hekimliğinde oldukça sık kullanılmaktadır. Tam kronlara estetik ve konservatif bir alternatif sunan laminate veneerler ile doğal dişin optik özelliklerini taklit etmek oldukça önemlidir. Uygulanan restorasyonların uzun yıllar ilk günkü rengini koruması ise hasta ve klinisyenler için son derece önem taşır. Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM sistemlerinde rutin olarak kullanılan 3 farklı tam seramiğe uygulanan farklı yüzey işlemlerinin termal yaşlandırma sonrasında renk üzerine etkilerinin karşılaştırılmasıdır. 0.5 ± 0.05 mm kalınlıkta 14x12 mm ebatlarında A1 HT renginde 3 farklı materyalden (LAVA Ultimate, IPS e.max CAD, VITA Suprinity) 216 seramik örnek elde edildi. Örneklerin renk ölçümü spektrofotometre cihazında, renk parametreleri ve CIE Lab renk sistemi kullanılarak, işlem öncesi, cila sonrası, siman sonrası ve suni yaşlandırma sonrası 4 aşamalı olarak yapıldı. Sonuçlar Varyans analizi ve Fisher LSD testi kullanılarak değerlendirildi. Rezin nano seramikler (LU) termal yaşlandırmadan sonra zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (VS) ve lityum disilikat (EC) seramiklerden daha yüksek renk değişim değerleri göstermiştir. LU ve VS için manuel cila ve glaze benzer renk değişim değeri göstermiştir ($p > 0.05$). EC grubunda glaze işlemi manuel ve kontrol grubundan istatistiksel olarak farklı sonuçlar vermiştir ($p < 0.05$). Seramik grupları içerisinde zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (VS) ve lityum disilikat (EC) örneklerin glaze uygulanmış alt grubunun renk farkı klinik olarak kabul edilebilir seviyenin ($\Delta E < 3.5$) altında bulunmuştur. Tüm aşamalar için en düşük renk değişimine sahip Vita Suprinity olmuştur. Renk stabilitesi açısından EC için glaze, LU ve VS için glaze işlemine alternatif olarak manuel cila önerilebilir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, tam seramikler, yüzey bitirme işlemleri, renk stabilitesi

ABSTRACT

THE EVALUATION OF THE COLOR STABILITY OF CAD / CAM CERAMICS AFTER DIFFERENT FINISHING PROCEDURES AND THERMAL AGING

Funda SOYSAL, DDS
Expertise Thesis, Department of Prosthodontics
Supervisor: Assistant Prof.Dr. Nermin DEMİRKOL

APRIL 2019, 79 pages

CAD / CAM systems, which are designed and manufactured in a single appointment, are used frequently in today's dentistry. It is important to restore the optical properties of natural teeth with laminate veneers, which offers an aesthetic and conservative alternative to full crowns. The preservation of the final color of the restorations is important for patients and clinicians. The aim of this study is to compare the effects on color of different surface treatments applied to 3 different full ceramics after artificial aging. 216 samples were prepared from 3 different ceramic material (LAVA Ultimate-LU, IPS e.max CAD-EC, VITA Suprinity-VS) in A1 HT color with dimensions of 0.5 x 0.05 mm thickness and 14x12 mm in size. Color measurements of the samples were performed in spectrophotometer instrument using CIE Lab color system after 4 stages (initial color, post-polishing, post-cementation and after artificial aging). The results were evaluated by using variance analysis and Fisher LSD test. Resin nano ceramics (LU) showed higher color change values than zirconium-reinforced lithium silicate (VS) and lithium disilicate (EC) ceramics after thermal aging. For LU and VS, manual polish and glaze showed similar color change values ($p>0.05$). In the EC group, glaze treatment was statistically different from the manual and control group ($p<0.05$). Among the ceramic groups, the color change values of zirconium-reinforced lithium silicate (VS) and the glaze-treated subgroup of lithium disilicate (EC) samples were below the clinically acceptable level ($\Delta E<3.5$). VS showed the lowest color change for all stages. In terms of color stability, glaze for EC, manual polish as an alternative to glaze treatment for LU and VS can be proposed.

Key Words: CAD/CAM, full ceramics, surface finishing procedures, color stability

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Tek seansta dental restorasyonların tasarımı ve üretiminin sağlandığı CAD/CAM sistemleri günümüz diş hekimliğinde oldukça sık kullanılmaktadır. Gün geçtikçe daha estetik ve doğal diş rengine daha iyi uyum sağlayan restorasyonlara oluşan ilgi ise artmaktadır. Bu talepler doğrultusunda, üreticiler estetik açıdan daha iyi görünüm sunan, daha iyi optik özelliklere sahip yeni materyaller geliştirmektedir (1,2).

Tam kronlara estetik ve konservatif bir alternatif sunan laminate veneerler ile doğal dişin optik özelliklerini taklit etmek oldukça önemlidir. Elde edilen bu doğal görünümü uzun dönem korumak ise restorasyonun doğru bir yüzey bitirme işlemi sonrasında uygun bir simanla yapıştırılmasına bağlıdır. Tam seramik restorasyonun nihai renginin korunması restorasyon kalınlığından, alttaki yapıştırma materyalinin renginden ve uygulanan yüzey bitirme işleminden önemli ölçüde etkilenir (3,4). Uygulanan restorasyonların uzun yıllar ilk günkü rengini koruması ise hasta ve klinisyenler için son derece önem taşır. Ancak ağız ortamı bunu zorlaştırmaktadır. Her ne kadar renk seçimi optimum düzeyde yapılmış olursa olsun kullanım süresi boyunca, restorasyonun renginde klinik açıdan farkedilebilen değişiklikler oluşmaktadır (5).

Bitirme ve polisaj teknikleri ile, doğal dişlere benzer ışık yansıması özelliklerine sahip pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilebilmelidir. Estetik CAD/CAM restorasyonlara çeşitli yüzey bitirme işlemleri uygulanabilmektedir. Tam seramiklerin simantasyonu öncesi en çok tercih edilen yüzey bitirme işlemi porselen fırında glaze işlemine tabii tutulmasıdır. Bununla birlikte, son çalışmalar, glaze işleminin yanı sıra manuel parlatma kullanılarak da düz ve parlak yüzeylerin elde edilebileceğini göstermiştir (4). Seramiklerin renk stabilizasyonu açısından yapılan çalışmalarda, elle parlatma tekniklerinin fırında glaze işlemlerine benzer sonuçlar sağlayabildiği gösterilmiştir. Bu nedenle, manuel cilalama seramikler için reglaze işlemleri yerine klinik ayarlamalar yapıldıktan sonra rahatlıkla kullanılabilir (6,7).

Biz de çalışmamızda bu amaçla kullandığımız tam seramik materyaller üzerinde farklı cila materyalleri kullanarak seramiklerin termal siklus sonucu oluşan renk değişimlerini karşılaştırdık. Tez çalışmamızda her seramik gurubu için farklı yüzey bitirme kitleri kullanarak bu kitlerin termal yaşlandırma sonrasında renk değişimi üzerindeki etkilerini

inceledik. Bu çalışmanın amacı; CAD/CAM sistemlerinde rutin olarak kullanılan 3 farklı tam seramiğe uygulanan farklı yüzey işlemlerinin termal yaşlandırma sonrasında renk üzerine etkilerinin karşılaştırılmasıdır.

Çalışmanın hipotezleri ise; glaze işlemi uygulanan grupların renk değişiminin manuel cila işlemine tabii tutulan gruplara kıyasla daha az olacağı, bununla birlikte yaşlandırma sonucunda tüm gruplarda anlamlı bir renk değişimi sonucuna varılacağı yönündedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri

Digital teknolojinin hızlı ilerlemesiyle birlikte günümüzde kullanımı oldukça artış gösteren CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) teknolojilerinin ilk çıkışı 1970'lere dayanmaktadır. Bu sistemlerin diş hekimliğinde kullanımına Bruce Altschuler, Francois Duret, Werner Mörmann ile Marco Brandestini öncülük etmişlerdir. İlk ağız içi optik tarama sistemi 1977'de Young ve Altschuler tarafından geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde devamlı kullanıma giren ilk CAD/CAM sistemi ise Mörmann ve Brandestini tarafından sunulan CEREC sistem (Sirona Dental Systems, Bensheim, GERMANY) olmuştur (8,9). CEREC kullanılarak tedavi edilen ilk hasta için Zürih üniversitesinde VITA ® porselenden (Vident, Brea; CA) oluşan blok kullanılmıştır. VITA porselen bloklarla tek ve iki yüzeyli inley endikasyonuyla kullanılan CEREC 1, 1987'de CEREC'in gelişimi ve pazarlama lisansına sahip olan Siemens AG (Münich, Germany) tarafından piyasaya sunulmuştur. Devam eden gelişmeler ışığında 1994 yılında CEREC 2 sistemi tanıtılmıştır. CEREC 2 sistemi, ileri seviye form oluşturabilme tekniği ile kavite içerisinde daha iyi uyum ve anatomik morfoloji elde etme gibi avantajlar sunmuştur. Şubat 2000'de CEREC 2'nin sonraki versiyonu olan CEREC 3 sistemi piyasaya sunulmuştur (10). 2001 Nisan ayında, CEREC 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera veya dijital radyografik donanımlarla geliştirilerek; üç üyeli sabit protez alt yapısı oluşturmak için tasarlanmıştır. Bu sistem protetik çalışmalar için tanı ve tedavinin yanı sıra dökümantasyonun da sağlandığı bir araç olmuştur. Son olarak 2003 yılında CEREC 3D ve 2011 yılında ise önceki versiyonlara kıyasla daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlayan CEREC 4 sistemi kullanıma sunulmuştur (11,12).

Hem dental laboratuvarlarda hem de kliniklerde 30 yılı aşkın süredir kullanılan bu teknoloji bilgisayar destekli ölçü alım yöntemleri ile elde edilen verilerin işlenerek dijital ortamda restorasyonun tasarımını ve üretimini kapsamaktadır. Diş hekimliği alanında, birçok endikasyonun kolay, hızlı ve ekonomik şekilde tedavi edilmesi için yenilikçi çözümler arasında birçok CAD/CAM sistemi bulunmaktadır. Bu teknoloji diş hekimliğinde inley, onley, veneer kron, köprü, implant abutment yapımı, tam ağız restorasyonu, cerrahi kılavuz ve ortodonti alanında uygulanabilmektedir. Gelişen

teknolojiyle beraber klinik ve dental laboratuvar arasında bilgi alışverişi hem daha kolay hem de daha hızlı gerçekleşebilmektedir (9). İntraoral tarayıcılar, günümüzde önemli ölçüde daha iyi, daha hızlı ve daha küçük hale gelmiştir. Bilgisayar destekli frezleme veya 3 boyutlu baskı ile birlikte bu sanal ortam, herhangi bir fiziksel model olmadan çeşitli restorasyonların üretilmesine olanak tanımaktadır. Geleneksel yöntemlere kıyasla dijital yaklaşımların başlıca avantajları, hastaya sağlanabilen konforun yanı sıra sabit protezlerin mükemmel marjinal ve dahili uyumunu sağlayabilmektir (13,14). Ayrıca günümüz teknolojileriyle birlikte materyal üretiminde meydana gelen hatalar en düşük oranlara kadar indirilebilmiştir (15). CAD/CAM sistemlerinin temel amaçları ise; rutin ölçü yöntemlerinden uzaklaşarak hasta konforunu arttırmak, restorasyonu doğal diş formunda ve fonksiyonunda hazırlamak, subjektif hataları en aza indirgeyip masa başında restorasyonu en kısa sürede üreterek zaman kazancı sağlamak, restorasyonun mekanik ve estetik özelliklerini geliştirmektir (16).

CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 kategoriye ayrılır (17,18):

Direkt klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri

Öncelikli olarak klinikte ve diş hekiminin kullanması için tasarlanmış olup, restorasyonun tasarımı ve üretimini yapmaktadır. CEREC 3D ve CEREC 4 (Sirona Dental System) bu kategorinin öncüsüdür.

Laboratuvarında kullanılan CAD/CAM sistemleri

- Everest® (Kavo Dental, Lake Zürich, IL)
- Precident System (DCS Dental, Allschwil, Germany)
- CERCON® Smart Ceramic System (Dentsply Ceramco, York, PA)
- Hint-ELs® Denta CAD System (Hint-ELS, Griesheim, Germany)
- DenzirTM (Decim AB, Skellefteå, Sweden)
- CEREC® in Lab (Sirona Dental System)

Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri

- Procera® (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA)
- LavaTM (3m ESPE, St. Paul, MN)

2.1.1. Dental CAD/CAM sistemlerinde kullanılan tam seramikler

Gracis ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmaya göre tam seramikler ve seramik benzeri materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir (19):

Cam matriks seramikler (camsı faz içeren metalik olmayan inorganik seramikler)

- Feldspatik
- Sentetik
 - Lössit esaslı
 - Lityum disilikat ve benzeri
 - Florapatit esaslı
- Cam infiltre
 - Alümina
 - Alümina ve magnezyum
 - Alümina ve zirkonya

Polikristalin seramikler (herhangi bir cam faz içermeyen metalik olmayan inorganik seramikler)

- Alümina
- Stabilize zirkonya
- Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
- Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya

Rezin matriks seramikler (porselen, cam, seramik ve cam-seramik içerebilen baskın olarak inorganik refrakter bileşikleri içeren polimer matrisler)

- Rezin nanoseramikler
- Rezin matriksi içerisinde cam seramikler
- Rezin matriksi içerisinde zirkonya silika seramikler

2.1.1.1. Cam matriks seramikler

Mine ve dentin dokusunun optik özelliklerini en iyi yansıtan cam seramikler Gracis ve arkadaşlarına göre 3 alt gruba ayrılabilir;

Feldspatik: Bu geleneksel seramik grubu, feldspar (KAlSi_3O_8), quartz (SiO_2) ve kaolin ($\text{Al}_2\text{Si}_2\text{O}_5(\text{OH})_4$) minerallerinin karışımı ile oluşan üçlü bir malzeme sistemine dayanmaktadır. Feldspatik materyaller yüksek estetik özelliklere sahiptir. Tamamen sinterlenmiş halleriyle kullanılan feldspatik cam seramik bloklar geleneksel feldspatik seramikler ile benzer içeriklere sahiptirler. İlk CAD/CAM ince yapıli feldspatik

seramikler (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik, Bad Saeckingen, ALMANYA) geleneksel feldspatik seramiklerden geliştirilmiştir ve hala klinik uygulamalarda kullanılmaktadır. Bu feldspatik CAD/CAM seramiğin mikroyapısal karakterizasyonu, sodyum potasyum alüminyum silikat ve potasyum sodyum alüminyum silikat ile 2 kristalizasyon paterni içermektedir (21). Blokların üretimi sırasında yumuşak kıvama getirilmiş olan seramik karışım basınç altında şekillendirildikten sonra kurutulur ve fırınlanarak CAM cihazlarında işlenecek hale getirilir. İçeriğinde ağırlığına oranla %56-64 SiO₂, %20-23 Al₂O₃, %6-9 Na₂O, %6-8 K₂O, %0,3-0,6 CaO, %0,0-0,1 TiO₂ ve bazı renklendirici maddeler bulunmaktadır. Bu seramikler laminate veneer, anterior-posterior tek kron ve inley/onley restorasyonların yapımı için kullanılabilmektedirler (22–24). Ayrıca posterior bölgedeki okluzal kuvvetler karşısında yetersiz kalacağı, premolar bölgelerde ise doğal dişlere yakın kırılma dayanım değerleri sergilediği rapor edilmiştir (25–27). VitaBlocs (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, ALMANYA); Cerec Blocs PC/C (Sirona Dental Systems, Bensheim, ALMANYA) bu materyaller arasındadır.

Sentetik: Seramik endüstrisi hammaddelerin doğal yapılarına daha az bağımlı kalmak için, sentetik malzemeler kullanmaya başlamıştır. Üretilen sentetik seramik bileşenler, üreticiler arasında farklılık göstermektedir, ancak genellikle SiO₂, K₂O, Na₂O ve Al₂O₃ içermektedir. Camsı fazlar, lösitle ek olarak, metallerle termal genleşme katsayısında uyumluluğu ve dayanıklılığı arttırmak için apatit kristalleri ile birleştirilebilmektedir (19).

➤ Lösit esaslı sentetik: (IPS d.Sign, IPS Empress Estetik, IPS Empress CAD Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vita-Zahnfabrik; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake)

Lösitin %17-25 oranında eklenmesiyle oluşturulan lösit bazlı cam seramikler, feldspatik camlara göre daha yüksek termal genleşme ve büzülme oranına sahiptir (28). Feldspatik CAD/CAM sistemleriyle kıyaslandığında daha iyi renk uyumu sağlanabilmektedir (29,30). 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmiş lösitle güçlendirilmiş seramik restorasyonlar IPS Empress sistemi adı altında 1990 yılında piyasaya sunulmuştur. Yüksek optik özellikleri sayesinde kron yapımında kullanılabilmektedir. Lösit kristalleri materyalin ışık geçirgenliği özelliğini geliştirdiği gibi eğilme dayanımını arttırmaktadır (20,31). Bu sistemin temel faydası, materyal içerisinde eşit olarak dağılan lösit kristallerinin, mikroçatlakların oluşmasına sebebiyet veren gerilme stresine karşı koyan

bir engel sağlamasıdır (32). Günümüze dek daha da geliştirilen Empress sistemi 2004 yılında IPS Empress Esthetic ve 2006 yılında IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN) olarak tanıtılmıştır. Empress CAD %40 a kadar lōsit kristalleri içeren CAD/CAM feldspatik cam seramik bloklardan geliştirilen seramiklerdendir (33). Bu materyal düşük karakteristik kuvvete sahip olmakla birlikte yüksek Weibull modulusü göstermektedir (34). İnley, onley, laminate veneer ve tek kron yapımına uygun olan empess materyallerin blok içerikleri tamamen aynıdır ve bükölme direnci 160 mPA, sertlik 6200 Mpa, elastikiyet katsayısı 62 GPa, çözünölrlük ise 25 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ dir. (R&D Ivoclar Vivadent AG, Schaan).

➤ Lityum disilikat ve türevleri içeren sentetik: (3G HS, Pentron Ceramics; IPS e.max CAD, IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent; Obsidian, Glidewell Laboratories; Vita Suprinity, Vita-Zahnfabrik; Celtra Duo, Dentsply)

Çok yönlü olarak dağılmış ve birbiriyle bağlanmış halde bulunan çok küçük kristallerden oluşan lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) alt yapıyı güçlendirmek için kullanılan dolduruculardandır. Bu yapı, materyal içinde çatlakların büyümesini engelleyerek dayanıklılığı artırmaktadır (35). Lityum disilikat kristalleri kullanılarak elde edilen cam seramik ile önemli ölçüde daha yüksek bir dayanım elde edilmiştir (36). Kimyasal kompozisyonunda; artırılmış olarak %57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 alüminyum oksit bulunur. Bu kristallerin eklenmesiyle bükölme dayanıklılığı 320-450 MPa'a kadar çıkmaktadır (37). Elastisite modölü ise 90-95 GPa aralığındadır (38). Fiziksel özellikleri geliştirilen ve translusensisi arttırılan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN) camsı matriks içerisine gömölümüş, 3-6 μm uzunluğunda %70 oranında lityum disilikat kristalleri içermektedir. Bükölme dayanıklılığı ise 400 MPa olarak bildirilmiştir (39). IPS Empress 2 ve IPS e.max Press blokların üretilmesinin ardından CAD/CAM teknolojisi için lityum disilikat cam seramik IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN) tasarlanmıştır. Freze edilen CAD/CAM LDS'ler 2 aşamalı kristalizasyon gerektirmektedir. Sinterizasyon sonrası eğilme dayanımı 530 MPa 'a kadar ulaşmaktadır. Wendler ve arkadaşlarına göre lityum disilikat seramikler diğer cam seramiklere kıyasla 3 ila 4 kat daha yüksek dayanıma sahiptir ve bu da LDS'leri en yüksek dayanıma sahip cam seramikler yapmaktadır (34). Güçlü mekanik özellikler gösteren lityum disilikat bazlı seramikler inley, onley, kron ve premolar bölgede sınırlı 3 üyeli sabit köprülerde

kullanılabilmektedir (40). Uygun translüsensi ve renk çeşitliliği nedeniyle, monolitik restorasyon şeklinde uygulanabildiği gibi apatit içeren kaplama seramikleri için kor materyali olarak da kullanılabilir (41). 2013 yılında zirkonya ile desteklendirilmiş lityum silikat cam seramik olarak adlandırılan Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Saeckingen, ALMANYA) ve Celtra, Celtra Duo (Dentsply-Sirona, ABD) piyasaya sunulmuştur. Yarı kristalize formda üretilen Vita Suprinity bloklar üretim aşamasından sonra ikinci bir sinterizasyona ihtiyaç duymaktadır. Celtra bloklar ise hem prekristalize (Celtra CAD) hem de tam kristalize (Celtra DUO) formda üretilmektedir. Bu materyaller inley, onley, veneer ve kron olarak kullanılabilmektedir (15).

➤ Florapatit esaslı sentetik: (IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent)

IPS emax sisteminden gelen bu seramikler IPS lityum disilikat cam seramiklerin ve zirkonyum oksit seramiklerde (IPS emax ZirCAD) üst yapı restorasyonu olarak kullanılabilmektedir. Estetik restorasyon üretiminde önemli rol oynayan bu seramikler ile istenilen renk, translüsensi, form ve parlaklık elde edilebilmektedir. Bu seramikler full kron üretiminde, cut-back tekniğinde ve veneerlerde üst yapı seramiği olarak kullanılabilmektedir (42).

Cam İnfiltr: Alüminyum oksit alt yapı seramiği kullanılan bu seramiklerde hazırlanan alt yapının kimyasal içeriğine göre üç çeşidi bulunur.

➤ Alumina (In-Ceram Alumina, Vita)

➤ Alumina ve magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita)

➤ Alumina ve zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita)

Bu seramikler %45-85 oranında alüminyum ve %15 oranında silika içermektedir. Kırılmaya karşı oldukça dayanıklı yapılardır (37). Alüminyum oksit seramikler kron yapımında ve metal alt yapıların üzerinde faset olarak kullanılabilmektedir. In-Ceram, Dr. Mickael Sadoun tarafından 1985 yılında bulunmuştur. İlk cam infiltr seramiği olan In-Ceram Alumina 1989 yılında slip-cast tekniği kullanılarak üretilmiştir (25,37). In-Ceram yapısında Al_2O_3 , La_2O_3 , SiO_2 , CaO ve diğer oksitler bulunmaktadır. 446 MPa yatay bükülme direncine sahip In-ceram Alumina opak yapıda olduğundan üst yapı porseleni gerektirmektedir (19). Magnezyum ($MgAl_2O_4$) içeren In-Ceram Spinell ile

restorasyonun şeffaflığı ve estetiği artmış ancak direnci düşmüştür (350 MPa). In-Ceram Zirkonya'da ise alüminaya %33'lük zirkonya ilavesi ile daha yüksek bükülme direnci (700 MPa) elde edilmiştir (11).

2.1.1.2. Polikristalin seramikler

Polikristalin seramikler kırılma dayanıklılığı yüksek ancak sınırlı translüsense sahip olma eğiliminde olan ince taneli kristal yapıdadır. Buna ek olarak, cam fazın yokluğu, polikristalin seramiklerin hidroflorik asitle aşındırılmasını zorlaştırır, uzun asitleme süreleri veya daha yüksek fırınlama sıcaklıkları gerektirir (43).

Alümina: (Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL)

Bu materyal yüksek oranda Al_2O_3 (99.5%) içermektedir. CAD/CAM sistemlerinde kor materyali olarak kullanılmak üzere 1990'ların ortalarında Nobel Biocare tarafından piyasaya sunulmuştur. Yüksek sertlik (17-20 GPa) ve dayanıklılık özellikleri mevcuttur. Elastik modülü tüm dental seramikler içerisinde en yüksek orana sahiptir ve bu özellik parça şeklinde kırılmalara sebebiyet vermektedir (44,45). Bu nedenle özellikle günümüzde stabilize zirkonya gibi yeni materyallerin sunulmasıyla birlikte alümina kullanımı oldukça azalmıştır.

Stabilize zirkonya: (NobelProcera Zirconia, Nobel Biocare; Lava/Lava Plus, 3M ESPE; In-Ceram YZ, Vita; Zirkon, DCS; Katana Zirconia ML, Noritake; Cercon ht, Dentsply; Prettau Zirconia, Zirkonzahn; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent; Zenostar, Wieland)

Saf zirkonya üç allotropik formda bulunur. Monoklinik, 1,170 ° C'ye kadar stabildir, burada tetragonal faza dönüşür ve daha sonra sıcaklık 2,370 ° C'yi aştığında kübik forma ulaşır (19,46,47). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme büyük bir (%4) hacim artışı eşlik eder. Bu hacim artışı, çatlakları kapatabilir ve malzemenin kırılma dayanıklılığında büyük bir artış sağlayabilir. Pratikte bu dönüşümün, tetragonal veya kübik fazların, oda sıcaklığında, saf zirkonyayı, itriyum, magnezyum, kalsiyum ve seryum gibi oksitlerle alaşım haline getirerek dengelenmesi ve stabilizasyonunun sağlanması gerekmektedir (48). Zirkonya seramikler mikroyapıları göre tamamen stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak kategorize edilmişlerdir (49). FSZ'de zirkonya kübik formdadır ve %8 mol.'den fazla itriyum oksit (Y_2O_3) içerir. PSZ, kübik matriks içerisinde

nano boyutta tetragonal veya monoklinik parçacıklar tarafından oluşturulur. TZP'ler, çoğunlukla, yttria veya seryum ile en çok stabilize edilen tetragonal fazdan oluşan monolitik malzemelerdir (48). Dental zirkonyumlar TZP tipidir. En yaygın kullanılan Y-TZP'dir. Çünkü bu form üretim ve sinterleme sonrası en yüksek dayanım ve kırılma dayanıklılığına sahiptir. Zirkonya seramikleri başlangıçta alt yapı seramiği olarak üretilmiştir ancak monolitik restorasyon olarak da günümüzde kullanılabilir. Gerektiğinde, infiltrasyon ile renklendirilebilen monokromatik üniform şeklinde mevcuttur. Ayrıca dentinden mineye renk değişimlerini taklit edebilen polikromatik CAD /CAM bloklar (Katana Zirconia ML, Kuraray) ve uygun translüsensiye sahip materyaller (Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia; Zirlux FC2) üretilmektedir (19).

Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya: Zirkonya genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize olduğundan ve alümina ortalama bir sertlik sergilediğinden, alumina-zirkonya (zirkonya ile desteklenmiş alümina [ZTA]) ve zirkonya-alümina (alümina ile desteklenmiş zirkonya [ATZ]) kompozisyonları geliştirilmiştir (50,51). 1976'da, Claussen, alüminaya stabil olmayan zirkonya ilavesinin, çatlak bölgesi ile ikinci faz arasındaki etkileşime bağlı olarak alüminanın kırılma dayanıklılığını arttırdığını, zirkonun tetragonal ve monoklinik dönüşümü sırasında oluşan çatlak bölgesi ile önceden var olan mikro çatlaklar arasındaki etkileşimleri birleştirdiğini açıklamıştır (52,53). Kullanılan zirkonya ve alümina yüzdeleri üretici firma doğrultusunda değişmektedir. Sınıflandırma açısından önerilen yüzdeler ise ZTA ağırlıkça alüminanın %50'sinden fazla olmalı ve ATZ ise zirkonyanın ağırlıkça %50'sinden fazla olmalıdır. Gelişen teknolojilerle birlikte zirkonya nanopartikülleri, sinterizasyon öncesi alümina mikropartikülleri içerisine yerleştirilebilmektedir (54,55)

2.1.1.3. Rezin matriks seramikler

Bu kategori, seramik parçacıkları ile yüksek oranda doldurulmuş organik bir matrikse sahip materyalleri içerir. Seramiklerin geleneksel tanımı (Yüksek derecelerde fırınlanarak elde edilen metalik olmayan materyaller (56).) göz önüne alındığında bu sınıflama geçersiz olabilmektedir. Bununla birlikte rezin-matriks seramikler 2013 ADA Dental Prosedürlerde Kodlar ve Terminoloji toplantısında porselen veya seramikler 'preslenerek, ısıtılarak ya da frezelenerek üretilmiş ve cilalanmış porselen, cam, seramik ve cam-

seramik ile beraber çoğunluğu inorganik içeriklere sahip materyaller' şeklinde tanımlandığından bu sınıflandırmaya girebilmektedir (19,57). Ayrıca bu gruptaki materyaller %50 oranından fazla inorganik bileşime sahip olduğundan yine bu sınıflamaya dahil olabilmektedir. Rezin matriks seramiklerin üretilme esası geleneksel seramiklere kıyasla dentin elastik modülünü daha yakın bir şekilde taklit edilebilmesi, frezleme ve uyumlama işlemlerini cam-matriksten veya polikristalin seramik materyallerinden daha kolay şekilde yapılabilmesi (örneğin, lityum disilikat ailesinin sentetik seramikleri) kompozit rezin ile onarım veya modifikasyonun kolaylaştırılabilmesine dayanmaktadır. Rezin matriks seramiklerin içerikleri çeşitlilik gösterebilmektedir ancak çoğu CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiştir. İnorganik içeriklerine göre 3 ayrılır (19);

➤ Rezin nanoseramikler (Lava Ultimate, 3M ESPE, Seefeld, ALMANYA)

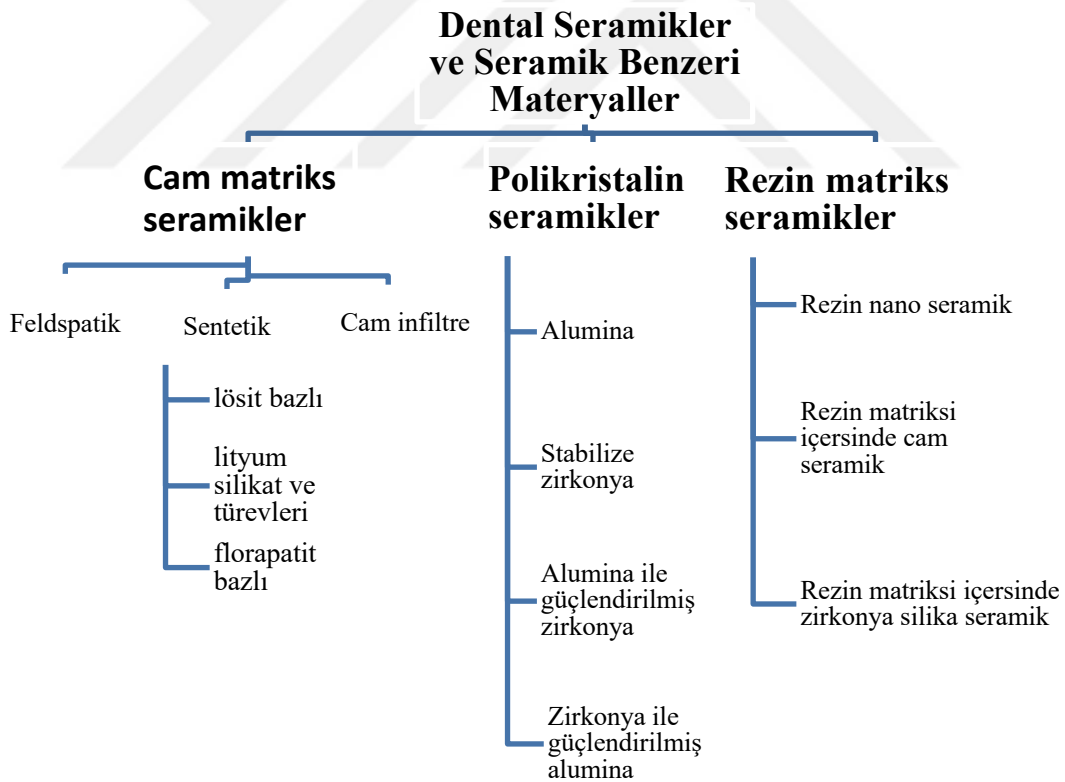
CAD/CAM sistemi ile frezelenen Lava Ultimate 2011 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sürülmüştür. Polimerize edilebilir kompozit rezin (Filtek Supreme Ultra, 3M) esasına dayanır. Dimetakrilat rezin içerisine gömülü ağırlıkça %80 oranda silika nanopartikülleri, zirkonya nanopartikülleri bulunmaktadır (15). Bükülme dayanımı 200 MPa ve elastik modülü 12 GPa' dır (58). Rezin nanoseramikler veneer, inley, onlay ve tek kronlarda kullanılabilir. Rezin yapıştırma simanları ile beraber kullanımlarında air abrazyon ile pürüzlendirildikten sonra yapıştırılmalıdır (30).

➤ Rezin matriksi içerisinde cam seramikler (Vita Enamic, Vita-Zahnfabrik)

Ağırlıkça %86 feldspatik seramik ve %14 polimer ağından oluşmaktadır. Seramik kısım ise 58%-63% SiO₂, 20%-23% Al₂O₃, 9%-11% Na₂O, 4%-6% K₂O, 0.5%-2% B₂O₃, 1% den az Zr₂O ve CaO içerir. Polimer kısım ise üretilen dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşmaktadır (59). Seramik ve kompozitlerin avantajlı özelliklerini içeren bu materyallerin elastik modülü yaklaşık 30 GPa'dır (60). Bükülme dayanımı ise 160 MPa'dır. Vita enamic tüm tek diş restorasyonların ve implant üstü restorasyonlarda kullanılabilir (59). Yapılan invitro çalışmalara göre Vita Enamic' in 2-body wear, parlaklık ve sertliği mineye yakın dereceleri göstermektedir (61). Hidroflorik asit ve silan uygulaması bu materyallerin simantasyon protokolünde önerilmektedir (30).

➤ Rezin matriks içerisinde zirkonya silika içeren seramikler

Seramik ağırlık yüzdesine göre farklı organik matrikslerle (silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, silika, pigmentler) oluşturulan materyallerden olan Shofu Block HC (Shofu) inorganik içeriği ağırlıkça %60'ndan fazlasını oluşturmaktadır (19). Üretici firmaya göre bükülme dayanımı 191 MPa, aşınma derinliği: 25.8µm, yüzey sertliği: 0.18µm, Vickers sertlik derecesi: 66Hv0.2, cilalama sonrası parlaklık: 75%, renklenmeye karşı direnç (rhodamin 1 gün) ΔE: 8.1' dir ve ayrıca floresans özelliği bulunmaktadır (Shofu Dental Corporation). Başka bir örnek ise MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, ALMANYA) 'dir. Kompozit materyali olan bu bloklar bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) içerir. Polimer matriksi güçlendiren % 85 oranda ultra ince zirkonya-silika seramik parçacıklarından meydana gelmiştir (19).



Tablo 1: Dental seramikler ve seramik benzeri materyallerin sınıflandırılması (19).

2.3. Çalışmada Kullanılan Seramik Bloklar

2.3.1. Lava Ultimate

Nanoseramik rezin blok olan Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, ALMANYA) bloklar rezin ve seramik materyallerin estetik ve mekanik özelliklerini birarada bulundurur. 20 nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerlerden oluşmaktadır. Blokların üretimi esnasında silan ile birlikte rezin matriks ve nanomer yapı kimyasal olarak bağlantı sağlanmaktadır. Resin matriks içerisindeki bu seramik nanopartikül yapı materyale kırılma ve aşınma dayanıklılığı vermektedir. Blokların içerisindeki nanomer ve nanopartikül seramik demetleri hacimce %80 oranındadır. Üretim aşamasında bloklar uzun süren termal işleme tabii tutulmaktadır. Yarı sinterize seramik blokların aksine tam sinterize nanoseramik bloklar fazladan termal işlem gerektirmemektedirler (62).

Lava Ultimate blokların avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- 1- Isıl işlemler üretim aşamasında tamamlanır ve restorasyon üretilirken ekstra işlem uygulanmaz.
- 2- Nanomer yapıda olduklarından yüksek aşınma ve kırılma dayanıklılığına sahiptirler.
- 3- Nanomer içeriği materyalin kolay mekanik cilasına olanak verir ve polisajın stabilizasyonu cam seramiklerle benzerlik gösterir ve bu özellik kompozit materyallere göre daha yüksektir.
- 4- Yüksek direnç özelliği ve dentine benzerlik gösteren elastisite modülü ile birlikte çiğneme sırasında dişe iletilen kuvvetleri dişe beraber tolere edebilir.
- 5- Işıklı polimerize olan kompozitler ile tamir işlemi yapılabilmektedir.
- 6- Dişe benzer floresans özelliği sayesinde estetiğin önemli olduğu alanlarda rahatlıkla tercih edilebilirler.

2.3.2. IPS emax CAD

Lityum disilikat cam seramik olan IPS e.max, geleneksel olarak preslenebilmekte (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN) ya da CAD/CAM teknolojisi (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LIECHTENSTEIN) ile üretilmektedir. Dayanıklı bir materyal olmasından dolayı kronlar ve üç üyeli köprüler, inleyler, onleyler, veneerler, implant restorasyonlarında endikedir. Boyama veya cut-back tekniği kullanılarak karakterizasyon sağlanabilir. IPS e.max CAD bloklar, kuartz, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve diğer bileşenlerden

meydana gelmektedir. IPS e.max CAD “mavi blok” kristalizasyonu iki basamakta tamamlanmaktadır. İlk basamakta lityum meta-silikat kristalleri çökeler. Elde edilen cam seramik bu safhada "yumuşak" şekilde kazınır ve içeriğindeki renklendiriciler nedeniyle mavi renklidir. Hızlı kristalizasyon uygulaması sonunda meta-silikat faz tamamen çözünür ve IPS e.max CAD 360 MPa'lık gücüne, diş rengi, şeffaflık ve parlaklık gibi estetik özelliklerine ulaşır. Porselen fırınında 840-850°C’de gerçekleştirilen bu işlem sonunda cam matriks içinde hacimce %70 kristal faz içeren ince grenli cam seramik restorasyonlar elde edilir (63).

2.3.3. Vita Suprinity

Güncel bir cam seramik materyalidir. Yenilikçi bir üretim işlemi ile cam seramiğe %10 zirkonyum eklenmesi ile güçlendirilmiştir. Böylece ilk zirkonyum destekli lityum silikat seramik (ZLS) üretilmiştir. 2005 yılında tanıtılan IPS e.max, lityum disilikat kaynaklı cam seramik olarak piyasada önemli bir yer elde etmiştir. Bu ve benzer cam seramik ürünlerin fiziksel olarak yüksek dayanımı sayesinde güvenilir olduğu kanıtlanmış ve yüksek estetik özellikleri sayesinde sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir. Vita Suprinity, bu alandaki sistemik gelişmenin devamı niteliğindedir. Bu ZLS cam seramik Degudent GmbH ve Fraunhofer Enstitüsü tarafından bulunmuştur. Materyal cam seramik ve zirkonyanın pozitif özelliklerini kombine etmiştir. Kristalizasyon sonrası içeriğindeki %10 zirkonya sayesinde yüksek mekanik özellikler ve estetik olarak memnun edici sonuçlara ulaşılmıştır. ZLS bloklar üç aşamada üretilir. İlk aşamada bileşenleri yüksek ısıda eritilir. Daha sonra cam fazdayken kalıba alınır ve beklenir. Bu aşamada materyal kırılıgandır ve frezelemeye uygun değildir. Bu yüzden termal bir ön ısıtma gerekir. Termal ön ısıtma ile nükleasyon reaksiyonu başlar, kristaller şekillenmeye ve büyümeye başlar. Bu cam, seramiğe yakın özellikler gösterir ve frezelemeye uygundur. Asıl fiziksel özelliklerine ve estetik görünümüne son kristalizasyon fırınlaması sonrası ulaşır. Mikro yapısı; IPS e.max’ e göre daha ince partiküllü yapıda olan ZLS cam seramik, bu özelliğini içindeki zirkonyaya borçludur. Homojen yapısı iyi frezelenmesini ve parlatılabilmesini sağlar. Renk açısından birçok seçeneği varken (0M1, A1, A2, A3, A3.5, B2, C2, D2); iki farklı translüsensi derecesi (T ve HT) bulunmaktadır. Suprinity için özel üretilmiş olan VM 11 adlı düşük ısı porseleni ile restorasyonun karakterizasyonu yapılabilir. Suprinity’nin kendine özgü termal genleşme katsayısına sahip olması sebebiyle özel bir

kaplama materyali geliştirilmiştir. Suprinity; Cerec (Sirona), Ceramill Motion 2 (Amann Girbach), Arctica Engine (KaVo) frezeleme üniteleri ile kullanılabilir (64).

2.4. Dental Yapıştırma Simanları

Dental simanların içerik, kullanım alanı ve matriks tipi gibi çeşitli alanlara göre sınıflamaları mevcuttur. O'Brien matriks tipine göre aşağıdaki şekilde sınıflama yapmıştır (65):

A. Fosfat simanlar

Çinko fosfat simanlar

Silikat simanlar

Çinko silika fosfat simanlar

B. Fenolat simanlar

Çinko-oksit-öjenol (ZOE)

- Polimer

- EBA

- Alumina

Kalsiyum hidroksit salisilat

C. Polikarboksilat simanlar

Çinko-polikarboksilat

Cam iyonomer

D. Rezin simanlar

Akrilik rezin simanlar

Adeziv rezin simanlar

Kompozit simanlar

2.4.1. Rezin simanlar

Son yirmi yılda, diş hekimliğinde estetiğe olan artan talep, metal altyapısız restorasyonların üretilmesinde önemli gelişmeler sağlamıştır. Bununla birlikte, bu estetik restoratif materyallerin klinik performansı büyük ölçüde yapıştırma prosedürüne dayanmaktadır. Tam seramik restorasyonlar için yapıştırıcı malzemenin arzu edilen özellikleri arasında, doğal dişe benzer optik özellikler, restorasyonu güçlendirmek için geliştirilmiş mekanik özellikler ve çoklu yapılarla bağlanma yeteneği bulunmaktadır. Çinko fosfat ve cam-iyonomer gibi geleneksel simanlar bu beklentileri karşılamaması

sonucu 1950’li yılların başlarında rezin simanlar piyasaya sürülmüştür (35,66,67). Polimerizasyon sertleşmesi gösteren rezin simanlar tam seramiklerin, veneerlerin, retansiyon probleminin olduğu metal alt yapılı restorasyonların, endodontik tedavi sonrası uygulanan postların simantasyonunda kullanılmaktadır (68). Günümüzde rezin simanlar yüksek basınç ve çekme dayanımları, düşük çözünürlük ve estetik özelliklerinden dolayı tam seramiklerin simantasyonunda popüler bir seçimdir. Ancak teknik hassasiyet gerektirmesi ve yüksek maliyet gibi dezavantajları da bulunmaktadır (69). Resin simanlar 3 bileşenden oluşmaktadır; polimer matriks, inorganik faz, ara faz (polimer matriks ve inorganik fazları birleştiren silan) (70). Resin simanlar içeriklerine göre üç başlık altında değerlendirilebilir.

2.4.1.1. Akrilik rezin simanlar

Kron, inley, geçici restorasyon ve apareylerin yapıştırılmasında kullanılabilen bu simanlar 1952 yılında piyasaya sürülmüştür. Toz ve likit karışımı bulunan simanın toz içeriğinde metil metakrilat polimerleri ve reaksiyon başlatıcı olarak görev yapan benzoil peroksit içeren kopolimerler, mineral doldurucular ve pigmentler mevcuttur. Likitinde ise, amin esaslı hızlandırıcılar içeren metil metakrilat monomerleri bulunmaktadır. Monomerlerin çözünmesi, polimer partiküllerini yumuşatarak, peroksit ile amin etkileşiminden meydana gelen serbest radikallerin hareketleri ile eş zamanlı olarak polimerizasyonu meydana getirmektedir. Polimerizasyon sertleşmesi olan siman, çözünmemiş ancak şişmiş orijinal polimer granüllerinin yeni polimer matriks ile birleşiminden oluşmaktadır. Geleneksel simanlarla karşılaştırıldıklarında, ağız sıvılarındaki çözünmelerinin az olması, daha yüksek sertlik ve dayanım göstermeleri gibi avantajları ile birlikte, kısa çalışma süresi, pulpa dokusunda hassasiyete sebep vermeleri ve fazla simanın restorasyon kenarından zor temizlenmesi gibi dezavantajları da mevcuttur (35).

2.4.1.2. Adeziv rezin simanlar

Akrilik rezin simanların modifiye edilmesiyle geliştirilen adeziv rezin simanların bileşiminde; metil metakrilat monomerine eklenen düzenleyici bir madde olan 4-metiloksi etil trimellitik anhidrid (4-META), ek polimerizasyon başlatıcısı ve dentine kimyasal bağlanmayı sağlayan tribütil boron maddeleri bulunmaktadır. Amalgam ve soy

olmayan metal alt yapı kullanılan restorasyonların simantasyonu için geliştirilmiştir. %10'dan az doldurucu içerir ve bu fiziksel özellikleri akrilik rezinlere benzerlik göstermektedir. Teknik hassasiyeti oldukça fazla ve orta derecede kuvvetli olan bu simanlar basınç altında, ileri düzeyde deformasyona uğrarlar (35).

2.4.1.3. Kompozit rezin simanlar

Bis-GMA (bisfenol A glisidil metakrilat) 'nın ana maddesini oluşturduğu kompozit rezin simanlar özellikle porselen sistemler, inleyler, venerler ve indirekt rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır. Aromatik dimetakrilatların, farklı seramik doldurucular içeren monomerler ile biraraya gelmesinden oluşurlar. Temel olarak restoratif kompozit materyaller ile yakın özelliklere sahiptirler. Toz-likit ya da iki pat şeklinde üretilmişlerdir. Toz-likit şeklindeki formunda, toz genellikle borosilikat ya da silika cam karışımının bir polimer tozu ve bir organik peroksit başlatıcı ile birleşiminden meydana gelir. Likidi ise, bis-GMA ve/veya diğer dimetakrilat monomerleri ile polimerizasyonu başlatıcı görevi gören bir amin türevinden oluşmaktadır. Monomerlerinde, fosfat veya karboksil gibi potansiyel adeziv gruplar içeren bazı materyaller, dentin bonding sistemlerine benzer yapıdadırlar. İki patlı sistemler ise, bileşim olarak toz-likit sistemleriyle benzer özellikler göstermelerine karşın, monomer ve doldurucular her iki farklı pat içinde de bulunmaktadır. Bis-GMA rezin ve kuartz doldurucu içeren iki patlı sistemler fosfonat simanlardır. Fosfonat oksijene çok duyarlı olduğundan, polimerizasyon işlemi sonlanana kadar restorasyon kenarları propilen glikol gibi bir jel ile izole edilerek, oksidasyonuna engel olunması gerekmektedir (35). Resin siman ile diş dokusu arasındaki bağlantı ya adeziv sistem uygulaması ya da self-adeziv resin siman uygulaması ile elde edilir. Adeziv sistem ise self-etch ya da etch-and-rinse sistem olabilir (71).

Kompozit resin simanlar polimerizasyon tiplerine göre üç grupta toplanırlar;

➤ Kimyasal olarak polimerize olan kompozit resin simanlar

Baz ve katalizör olmak üzere çift sistemden oluşurlar. Kimyasal polimerizasyon, katalizör olan benzoil peroksitin, baz olan tersiyer aminle reaksiyona girmesi sonucu meydana çıkan serbest radikaller ile başlar (72). Kalınlığı 2.5 mm'yi geçen, ışık iletimini engelleyen restorasyonlarda ve postların simantasyonunda endikedir. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize ve sadece kimyasal polimerize resin siman sistemlerinde, amin hızlandırıcılar ve inhibitörlerde reaktif grupların oksidasyonu renk değişimine sebep

olabilmektedir. Renk stabiliteleri çok iyi olmayan bu simanlar tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonlarında kullanımı riskli olabilmektedir (73–75).

➤ Işıkla polimerize olan kompozit rezin simanlar

Bu simanlar; tek pat şeklinde üretilmekte ve 400-500 µm dalga boyuna sahip ışıkla polimerize olmaktadır. Reaksiyon başlatıcı olarak kamforkinon, reaksiyon hızlandırıcı olarak ise alifatik amin içermektedirler (76). Işık ile polimerize olan kompozit rezin yapıştırma simanları, görünür ışığın geçişine izin veren, yarı geçirgen yapıya sahip tam seramik restorasyonların daimi simantasyonunda kullanılmaktadır (77). Işık ile polimerize olan kompozit rezin simanların polimerizasyon miktarı; ışık yoğunluğu, ışık kaynağının türü ve ışık kaynağının rezin simana uzaklığı, restorasyon materyalinin özellikleri (rengi, yapısı ve kalınlığı) ve rezin materyalinin özellikleri (yapısı ve optik özellikleri) gibi birçok faktöre bağlıdır (78). Bu simanların avantajları; çalışma zamanının hekim tarafından kontrol edilebilmesi ve daha kısa sürede sertleşmeleri, artık simanların temizlenmesi işlemlerinin daha kolay olmasıdır (35,79). Ayrıca peroksit başlatıcılar ve aromatik tersiyer aminler içermediğinden renk stabilitesi kimyasal sertleşen rezin simanlara göre çok daha iyidir (75,80). Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN) bu rezin simanlardandır.

➤ Dual polimerize olan kompozit rezin simanlar

Bu simanlarda; hem kimyasal hem de ışıkla sertleşen rezin simanların avantajları biraraya gelmiştir. Çift pat formunda bulunurlar. Kimyasal olarak polimerize olan simanlardaki amin/peroksit ve ışıkla sertleşen simanlardaki kamforkinon içermektedir. Polimerizasyon ışık ile başlar ve kimyasal olarak devam eder. Işık uygulaması; polimerizasyonun başlaması için yeterli olabilir, ancak kendiliğinden polimerize olabilen katalizör tam sertleşme için gereklidir (79). Bu simanlar; translusent yapıdaki restorasyonun bir miktar ışık penetrasyonuna izin veren ve sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki restorasyonların simantasyonunda kullanılır (65). Variolink N (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN), RelyX U200 (3M ESPE, Seefeld, ALMANYA) ve RelyX (ARC) bu rezin simanlardandır.

2.5. Çalışmada Kullanılacak Rezin Siman

Çalışmada kullanılan Variolink N, Ivoclar firmasının Variolink II simanın özelliklerinin iyileştirilmesinin ardından üretilmeye başlanmıştır. Variolink II'den farklı olarak daha iyi estetik özellikleri bulunmaktadır. İçeriğinde, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, inorganik doldurucular, katalizör, stabilizatör ve pigmentler bulunmaktadır. İnleyler, onleyler, venerler, fiberle güçlendirilmiş kanal postları ve kronların simantasyonu için endikedirler. Lityum disilikat, cam seramik ve kompozit rezin restorasyonların simantasyonunda kullanılabilen dual-cure, radyopak çift pat sistemli rezin simandır. Sertlik değeri 450 MPa, bükülme dayanıklılığı 85-115 MPa ve sıkışma dayanıklılığı 240-400 MPa değerleri arasındadır. Suda çözünürlüğü sıfıra yakın değerlerdedir (81).

2.6. Yüzey Bitirme İşlemleri

CAD/CAM ile üretilen restorasyonlar, hekim tarafından tek bir seansta tasarlanıp freze edilebilmektedir. Ancak üretim işlemi sonucu tam anlamıyla simantasyona hazır pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilememektedir (6). Hazırlanan restorasyonun frezelemesinden sonra dış hatlarının düzeltilip parlatılması gerekmektedir. Hastaya teslim sırasında restorasyonda yapılan uyumlama işlemleri sonucunda ise; pürüzlü bir yüzey oluşmaktadır. Bu da üretilen restorasyonun ağız içinde bitirme ve parlatma işlemlerini gerekli kılmaktadır (82). Bitirme ve parlatma işlemleri sonucu pürüzsüz bir yüzey oluşturularak restorasyonun bükülme dayanımı en üst seviyeye çıkarılması, kırılma ve çatlak riskinin azaltılması, restorasyonun aşındırma özelliğinin azaltılarak karşıt dişlerin aşınmasının en aza indirilmesi ve bakterilerin restorasyon yüzeyine tutunmasını engellenerek hijyenin sağlanması amaçlanmaktadır (83).

Restorasyonun yüzey özellikleri, cilalama ve parlatma işlemleri ile iyileştirilebilir (84). Uygulanan bitirme işlemleri restorasyon üzerindeki oksijen inhibisyon tabakasını ortadan kaldırarak renk stabilitesini arttırmaktadır. Pürüzsüz bir seramik yüzeye ulaşmak estetik, hasta konforu ve biyolojik yönler gibi çeşitli nedenlerle önemlidir. Estetik restorasyonların optik özellikleri, restorasyonun doğal diş ile uyumu açısından önem arz etmektedir (85). Yüzey bitirme işlemleri optimal düzeyde yapılan restorasyonlarda teknik ve estetik problemler daha az görülmektedir. Yapılan çalışmalarda uygulanan bitim işleminin restorasyonun renk stabilitesini arttırdığı gösterilmiştir (86,87). Tam seramikler çeşitli patlı veya patsız cila kitleriyle ya da glaze materyalleriyle bitim işlemine tabii

tututabilirler. Manuel cila ve glaze materyalleri yüzey özelliklerine farklı oranda ve şekilde etki ettiğinden günümüzde oldukça fazla çeşitte bitim prosedürleri uygulanabilmektedir (6,88).

Çalışmada kullanılacak yüzey bitirme materyalleri;

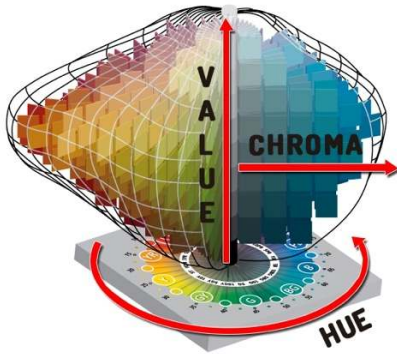
- IPS Ivocolor Glaze
- Vita Akzent Plus Glaze Paste
- Optiglaze
- OptraFine
- Vita Suprinity Cila Seti
- Sof-Lex Cila Seti

2.6. Renk Sistemleri

Dış hekimliğinde Munsell ve CIE olmak üzere iki farklı renk sistemi kullanılmaktadır (89).

2.6.1. Munsell renk sistemi

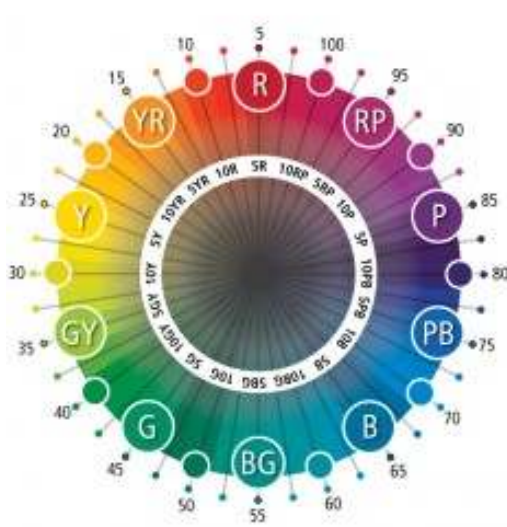
Munsell renk sistemi Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında tanımlanmıştır. Görsel renk eşleştirilmesinde kullanılan bu sistem rengin üç aşaması olan ton (hue), parlaklık (value) ve yoğunluğu (chroma) içermektedir. Parlaklık değeri, silindirin ortasından geçen dikey bir eksen üzerinde belirtilmektedir. Bu dikey eksenin en üstünde saf beyaz, en altında ise siyah renk yer almaktadır. Rengin tonları bu dikey eksenin etrafında bulunmaktadır. Silindirin en dış kısmında en saf renk tonları bulunmaktadır. Her renk tonu ise kendi içinde yoğunluğuna göre yatay yönde ve periferden merkeze doğru azalacak şekilde sıralanmaktadır. Merkeze doğru gidildikçe renkler grileşmektedir. Silindirin üst tarafında açık renkler, alt tarafında ise koyu renkler bulunmaktadır (90,91).



Resim 1: Munsell renk sistemi (92)

2.6.1.1. Ton (Hue)

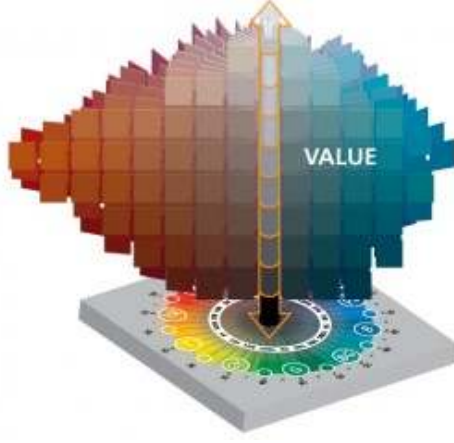
Rengin tonu olan ‘hue’ kırmızı, yeşil gibi rengin ana adıdır. Bu şekilde renk diğer renklerden ayrılır ve ana renk belirtilmiş olur. Bu özellik yansıyan veya emilen ışığın, görünür ışık spektrumunda baskın olduğu dalga boyu ile belirlenmektedir. Mor renkte ışığın dalga boyu kısa (400 μm), kırmızıda ise uzundur (700 μm). Mavi, yeşil, sarı ve turuncu renkler bu iki dalga boyu arasında bulunmaktadır. Dalga boyu kısaldıkça rengin tonu spektrumun mor kısmına doğru, dalga boyu uzadıkça rengin tonu spektrumun kırmızı kısmına doğru yaklaşmaktadır. Munsell renk sisteminde 10 adet renk tonu bulunmaktadır. Bunlar; kırmızı, sarı-kırmızı, sarı, yeşil-sarı, yeşil, mavi-yeşil, mavi, mor-mavi, mor ve kırmızı mordur (93,94).



Resim 2: Hue (ton) (95)

2.6.1.2. Parlaklık (Value)

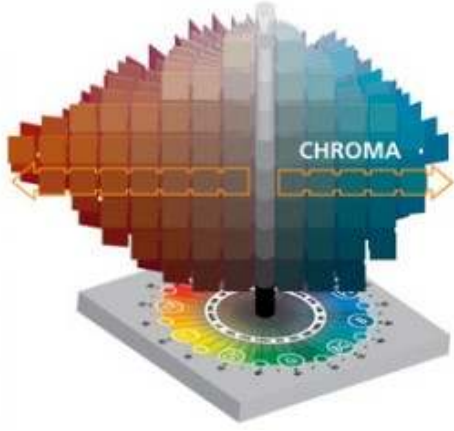
Rengin parlaklık değeri, bir cisimden geri yansıyan ışık miktarıdır. Bir rengin açıklık-koyuluk derecesini veya bir cismin parlaklık miktarını gösterir. Bir cisimden yansıyan ışın miktarı arttıkça, cismin parlaklık değeri de artar. Munsell renk sisteminde parlaklık değeri beyaz-siyah bir skala ile gösterilmiştir ve 0’dan (siyah) 10’a (beyaz) doğru sıralanır. Siyahtan beyaza doğru kademeli olarak gri tonları oluşmaktadır. Parlak cisimler daha az miktarda gri içerir ve daha açık/aydınlık görünürler (96).



Resim 3: Parlaklık (value) (97)

2.6.1.3. Yoğunluk (Chroma)

Bir rengin yoğunluğunun veya doygunluğunun ölçüsünü göstermektedir. Aydınlık ve renk yoğunluğu arasında ters orantı vardır ve renk yoğunluğu arttıkça aydınlık azalır. Bir rengin içine gri eklenirse kroma azalır fakat rengin tonu değişmez. Orijinal rengin aydınlığının artması için, eklenen grinin aydınlığının, orijinal rengin aydınlığından yüksek olması gerekmektedir (90,98).



Resim 4: Yoğunluk (chroma) (99)

2.6.2. CIE L*a*b* renk sistemi

Açılımı Commission Internationale de L'Eclairage (Uluslararası Aydınlanma Komisyonu) 'nun baş harflerinden oluşan CIE sistemi 1931 yılında tanıtılmış ve 1976 yılında CIE L*a*b* sistemi geliştirilmiştir. Renk tanımlanırken, L*, a*, b* olmak üzere 3 farklı değişken kullanılmaktadır. Böylece bir restorasyon veya doğal dişteki renk değişikliklerinin sayısal olarak ifadesi (ΔE) yapılabilmektedir. L* değeri, Munsell renk sistemindeki 'parlaklık' değerine benzer olarak açıklık-koyuluk, aydınlık veya ışığı yansıtma oranı ile ilgilidir. Saf siyah 0, saf beyaz ise 100 L* değerini göstermektedir. Açık renkteki cisimler daha yüksek L* değerine sahipken, koyu renkteki cisimler daha düşük L* değerini göstermektedir. a* değeri, rengin kırmızılık-yeşillik oranını göstermektedir. a*'nın pozitif değeri objenin kırmızı, negatif değeri ise objenin yeşil miktarını tanımlamaktadır. b* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir. b* nin pozitif değeri objenin sarı, negatif değeri ise mavi miktarını bildirmektedir (65).

CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişikliğinin hesaplanabilmesidir. Renk değişim büyüklüğü ΔE olarak ifade edilir ve şu şekilde hesaplanır;

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

Bu formüldeki ΔL^* , Δa^* ve Δb^* , iki örneğin CIE L*a*b* renk değişkenleri arasındaki farktır. ΔE değerlerinin yorumlanabilmesi için birçok araştırma yapılmış ve kabul edilebilir ΔE değerleri sınıflanarak, renk farklarının klinik olarak yorumlanabilmesi sağlanmıştır (65,100).

2.7. Renk Ölçüm Sistemleri

Dental restorasyonların renk analizi için iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlar görsel ve aletli renk analizleridir (101).

2.7.1. Görsel renk eşleştirmesi

Görsel renk seçiminde tedavisi yapılan dişin rengi skalalardaki renkler ile belirlenerek restorasyon üretilir. Renk algısı, kişiden kişiye değişen subjektif ve psikofizyolojik bir durumdur. Diş hekimleri arasında doğal diş renklerinin belirlenmesinde ve kendi

seçimlerinin tekrarlanmasında tutarsızlıklar olduğu bildirilmiştir (102). Yapılan araştırmalar yaşlanma, yorgunluk, seçilen renk örneğinin göze olan uzaklığı ve gözün aynı rengi sürekli incelemesi gibi faktörlerin renk algısında farklılıklar ortaya çıkarılabileceğini göstermektedir (98).

Görsel lm için farklı metotlar kullanılmaktadır. Munsell renk sistemi bunlardan biridir. Sisteme göre; Value değeri; beyaz=10 / siyah=0 arasında, Kroma veya Saturasyon değeri; akromatik veya gri=0 / yüksek oranda doymuş renk=18 arasında, Hue değeri ise; standart skala yardımı ile temel 10 farklı renk (kırmızı (R), sarı-kırmızı (YR), sarı (Y), yeşil (G), yeşil-sarı (GY), mavi (B), mavi-yeşil (BG), mor mavi (PB), mor (P) ve kırmızı-mor (RP)) içinde seçilerek ölçümler yapılır. Örneğin sağlıklı bir hastada, yapışık dişetinin rengi 5R 6/4 olarak ölçülmüştür. 5R temel rengi (hue), 6 value değerini 4 ise kroma değerini belirtmektedir (93,101,103). Dental restoratif materyallerin renk seçimi, rutin olarak renk skalaları kullanılarak yapılmaktadır. Ancak bazı yazarlar renk skalalarının kullanımının yetersiz sonuçlar doğurduğunu söylemektedir. Renk skalası kullanılarak rezin kompozitlerin renk değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, kompozitlerdeki beyaz ve translusent renkler için skalaların yetersiz sonuçlar verdiği bildirilmiştir (102,104).

2.7.2. Aletli renk analizi

Dental restorasyonların görsel olarak renginin ölçümünün yeterli olamdı durumlarda, rengin daha detaylı olarak tespit edilebilmesi amacı ile çeşitli cihazlar kullanılmaktadır. Renk llmesi için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; kolorimetreler, spektrofotometreler, spektrodadyometreler ve dijital fotoğraf makineleridir.

2.7.2.1. Spektrofotometre

Görünebilir radyant enerji miktarını ölçen cihazlardan olan spektrofotometrelerin içerisinde monokromatör, detektör ve ışık kaynağı mevcuttur. Çoklu sensör prensibiyle çalışan spektrofotometreler, çoklu dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle ilişkilendirilmişlerdir. İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkler bu sensörler sayesinde algılanabilmektedir. Çalışma prensipleri, örnekten yansayan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansayan ışığa oranının ölçülmesidir. Metamerizmi ayırt edebilmeleri, kolorimetrelerden daha çok tercih edilmelerini sağlar. Güneş ışığı, ampul ışığı ve florasana ışıkta farklı ölçüm

değerleri verebilmektedir. Bu nedenle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolü ve renk tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar (103,105,106). 2002 yılında CIE L*a*b değerlerini veren ağız içi dental Vita Easyshade spektrofotometre kullanıma girmiştir. Cihaz, ana üniteye bağlı bir el aparatından oluşur ve cihazın dış yüzeyi ile temasta olan probu yaklaşık 5 mm çapındadır. Prob 19 adet 1 mm çapında fiberoptik demet içermektedir. Ölçüm işlemi sırasında dış, probun etrafında bulunan halojen lamba tarafından dairesel bir geometri ile aydınlatılmaktadır. Cihaz renk ölçüm sonucunu 3D-Master ve Vitapan Classical skalalarına göre vermektedir (93,96). 2009 senesinde ise VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Germany) cihazı piyasaya sunulmuştur. VITA Easyshade'in ikinci jenerasyonu olan kontakt tipi bir spektrofotometredir. Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre renk ölçümü vermektedir. Son 25 ölçümü kendi hafızasında saklayabilmektedir ve ölçümler bluetooth aracılığıyla bilgisayara aktarılabilir (107).

3. MATERYAL METOD

Bu çalışmada farklı yüzey bitim işlemleri uygulanan 3 farklı CAD/CAM seramik materyalinin yaşlandırma sonrası renk değişimleri incelendi. Kullanılan materyal ve cihazlar tablo 2 ve tablo 3’ de, çalışmanın akış şeması tablo 4’ de gösterildi.

Tablo 2: Araştırmada Kullanılan Materyaller

Ürün Adı	Üretici Firma
IPS e.max CAD A1, HT	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
Vita Suprinity PC A1, HT	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Saeckingen, ALMANYA
Lava Ultimate Restorative A1, HT	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Variolink N Profesyonel Set (Tranlüsant baz ve katalizör)	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
OptraFine (F/P/HP)	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
Vita Suprinity Polishing Set (clinical)	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Saeckingen, ALMANYA
Sof-Lex™ Spiral Finishing and Polishing Wheels	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
IPS Ivocolor Glaze Paste Fluo	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
Vita Akzent Plus	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Saeckingen, ALMANYA

Optiglaze	GC America
Ultradent Porcelain Etch (Hidroflorik asit)	Ultradent Products, Inc, USA
600, 800 ve 1000 grit silisyum karbür kağıtları	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD

Tablo 3: Araştırmada Kullanılan Donanımlar

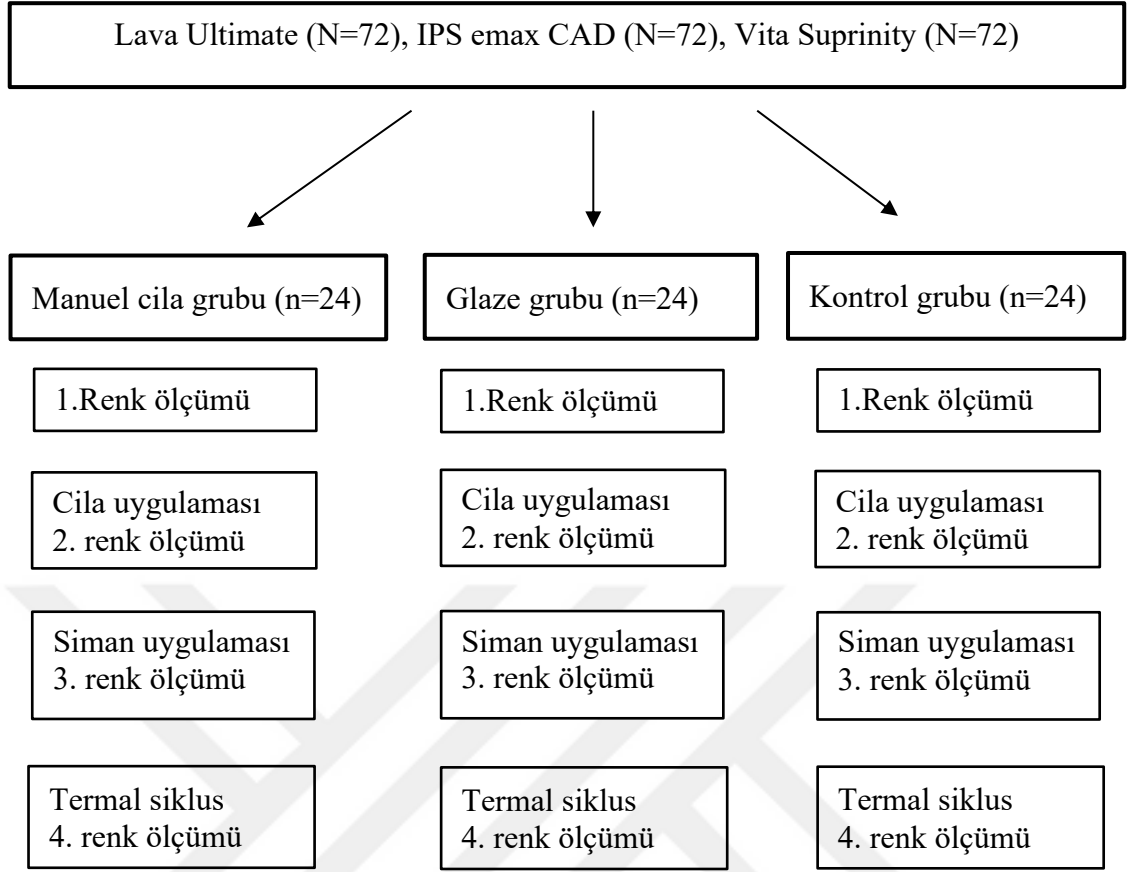
Ürün Adı	Üretici Firma
Isomet 1000	Buehler LTD. Lake Bluff, IL, ABD
Programat P300	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
Easyclean (ultrasonik temizleme cihazı)	Renfert, ABD
Minitach 233 Presi (digital mikrometre)	Minitach 233 Presi, Grenoble, FRANSA
Vita Easysshade (digital renk ölçüm cihazı)	VITA-zahnfabrik, Bad Säckingen, ALMANYA
Termal yaşlandırma cihazı	SD Mechatronik Thermocycler, ALMANYA
Air abrazyon cihazı	Renfert, ABD

Tablo 4: Çalışmanın Akış Şeması

IPS emax CAD N:72, VITA Suprinity N:72, LAVA Ultimate N:72	
1. Örnekler kesildi (14x12x0.5 mm)	7. İkinci renk ölçümleri yapıldı
2. Silikon karbit kağıtlarla yüzeyleri düzeltildi	8. Variolink N rezin siman uygulandı
3. Ultrasonik temizleyiciye konuldu, kurutuldu	9. Üçüncü renk ölçümleri yapıldı
4. Birinci renk ölçümleri yapıldı	11. Termal siklusa sokuldu (5.000 siklus)
5. Materyale uygun manuel parlatma ve glaze işlemleri uygulandı	12. Dördüncü renk ölçümleri yapıldı
6. Ultrasonik temizleyiciye konuldu, kurutuldu	13. ΔE değerleri hesaplandı

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Bu araştırmada kullanılan materyaller T.C. Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bilimsel araştırma laboratuvarı kullanılarak test edildi. DHF.UT.18.06 nolu araştırma projesi Gaziantep Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Başkanlığı'nın desteği ile yürütüldü. 3 farklı CAD/CAM materyalinin farklı bitirme işlemlerini takiben termal yaşlandırma sonrası renk değişimlerini değerlendirmek için yaptığımız bu çalışmada, üç farklı yapıda seramik materyaline uygun iki farklı bitirme işleminin ardından tüm örnekler rezin siman uygulandı. Ardından termal yaşlandırmaya tabii tutuldu. n=24 olmak koşulu ile 216 adet örnek hazırlandı (tablo 5).



Tablo 5: Çalışma grupları

Çalışmamızda, 14x12x18 mm ebatlarındaki A1 HT renginde IPS e.max CAD (EC), A1 HT renginde VITA Suprinity (VS) ve A1 HT renginde LAVA Ultimate (LU) seramik bloklar, 0.5 ± 0.05 mm kalınlıkta olacak şekilde Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda hassas kesim cihazıyla (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) hazırlandı. Örnekler, kullanılan elmas kesme diskinin (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kalınlığı (0,3 mm) da hesaplanarak 0,8 mm olarak, su soğutması ile birlikte düşük hızda kesildi. Örnek kalınlıkları 0,01 mm doğruluk ve tekrarlanabilirliğe sahip dijital mikrometre (Minitch 233 Presi, Grenoble, FRANSA) ile ölçüldü.



Resim 5: Kullanılan seramik bloklar



Resim 6: Hassas kesim cihazı ve elde edilen örnek kalınlıklarının ölçülmesi

Yüzeylerinin pürüzsüz ve standart olabilmesi için sırasıyla her grup için numuneler, 15 saniye boyunca akan su altında 400, 600 ve 800 grit silisyum karbür kağıtları (3M ESPE, St. Paul, mn, ABD) ile düzeltildi. Hazırlanan örneklerden IPS e.max CAD ve Vita Suprinity grupları kristalizasyonun tamamlanması için üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat P300 fırında (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN), tablo 6’ da gösterilen değerler ile kristalize edildi. Böylece 14x12x0.5 mm ebatlarında, 3 farklı yapıda 216 adet seramik örnek elde edildi. Örnekler renk ölçümü öncesinde

ultrasonik temizleyicide (Easyclean, RENFERT, ABD) distile su içerisinde 10 dk. bekletildi ve kurutuldu. Spektrofotometrik ölçümden önce tüm örnekler oda sıcaklığında, ışık almayan, kuru ortamda muhafaza edildi.



Resim 7: Zımpara ve polisaj makinesi

Tablo 6: IPS e-max CAD (EC) ve VITA Suprinity (VS) Seramik Blokların Kristalizasyon Değerleri

	EC	VS
Başlangıç sıcaklığı (°C)	403	400
Başlangıç sıcaklığında bekleme zamanı (dk.)	6:00	8:00
Sıcaklık artış oranı (°C/dk)	90	55
Kristalizasyon sıcaklığı (°C)	820	840
Bekleme zamanı (dk.)	7:00	8:00
Bitim sıcaklığı (°C)	700	680
EC: IPS emax CAD VS: Vita Suprinity		



Resim 8: Termal siklus cihazı

3.2. Örneklerin Renk Ölçümünün Yapılması

Tüm örneklerin renk ölçümü spektrofotometre ile (Vita Easyshade, VITA-zahnfabrik, Bad Säckingen, ALMANYA) Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bilimsel araştırma laboratuvarında yapıldı. Ölçümler; D65 gün ışığı kullanılarak, CIE Lab renk sistemine göre doğal gri bir arka zeminde gerçekleştirildi. Ölçüm sonucunda seramik örneklerin CIE Lab sisteminde L (parlaklık), a ve b (kromatik değerler) değerleri elde edildi. Üretici firmanın belirttiği aralıklarla standart beyaz bir disk ölçülerek cihazın kalibrasyonu yapıldı.



Resim 9: Renk ölçümü (Vita Easyshade)

İlk renk ölçümleri yapıldıktan sonra her seramik grubu için, örnekler basit randomizasyon ile 3 alt gruba ayrıldı; birinci gruba manuel parlatma, ikinci gruba glaze işlemi uygulandı ve 3. grup kontrol grubu olarak belirlendi. Her grup için uygulanan cila yöntemi tablo 7’de gösterildi. Manuel parlatma işlemi her örnek için tek yüzeyde 10,000 rpm hızda 30 dk boyunca tekrarlandı. Her 5 örnekte bir kullanılan manuel parlatma diskleri değiştirildi. Manuel parlatma sonrası örnekler ultrasonik temizleyicide 10 sn. boyunca bekletilip sonrasında kurutuldu. Glaze işleminde ise her örneğe 1 kat uygun cila materyali üretici firma talimatları doğrultusunda uygulandı. Cila işlemlerinin ardından manuel cila grubu, glaze grubu ve kontrol grubunun 2. renk ölçümleri aynı standartlarda gerçekleştirildi.

LU grubu için air abrazyon ile pürüzlendirme yapılırken, EC ve VS grubu için 20 sn. hidroflorik asit uygulandı. Rezin siman uygulanabilmesi için $0.1 \text{ mm} \pm 0.05 \text{ mm}$ kalınlıkta indeks hazırlandı. Pürüzlendirme işlemlerinin ardından seramik örneklere $0.1 \text{ mm} \pm 0.05 \text{ mm}$ kalınlıkta Variolink N (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN) translüsent rezin siman üretici firma talimatları doğrultusunda uygulandı. Polimerizasyonun tamamlanmasından sonra CIELab renk sistemine göre daha önce hazırlanan aynı standartlarda 3. renk ölçümleri yapıldı. Çalışma sırasında tüm renk ölçümlerinde her örnek için 3 defa ölçüm yapıldıktan sonra alınan değerlerin ortalaması kaydedildi.

Tablo 7: Uygulanan Yüzey Bitirme İşlemleri**A. Manuel cila**

Materyal	Ekipman	Üretici
Lava Ultimate	Sof-lex spiral system kit	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Ips emax CAD	Optrafine F/P/HP	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
Vita Suprinity	Vita Suprinity Polishing Set (clinical)	VITA-zahnfabrik, Bad Säckingen, ALMANYA

B. Glaze

Materyal	Ekipman
Lava Ultimate	Optiglaze; GC corp
Ips emax CAD	IPS ivocolor glaze paste/fluor; Ivoclar Vivadent AG, Shaan, LICHTENSTEIN
Vita Suprinity	Vita Akzent Plus glaze powder/fluid; VITA-zahnfabrik, Bad Säckingen, ALMANYA

Tablo 8: Kullanılan Rezin Siman

Rezin siman	Polimerizasyon çeşidi	Renk	Monomer matriks
Variolink N Base and catalyst	Dual-polymerize	Translüsant	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Benzoyl peroxide

3. renk ölçümleri yapılan örneklerle termal yaşlandırma için 5°C ve 55°C lerde 30 saniyelik bekleme ve 10 saniyelik aktarma süresine sahip olan termal yaşlandırma cihazına konuldu (SD Mechatronik Thermocycler, ALMANYA). Toplamda her örnek için 5.000 siklus uygulandı. Yaşlandırma işlemi sonrası örnekler distile su ile yıkanıp kurutulduktan sonra 4. renk ölçümleri her grup için aynı standartlarda tekrarlandı.

Spektrofotometrik ölçümler sonucu; herhangi bir işlem uygulanmadan birinci (L_1^* , a_1^* , b_1^*), cila işlemi sonrası ikinci (L_2^* , a_2^* , b_2^*), simantasyon sonrası üçüncü (L_3^* , a_3^* , b_3^*) ve termal yaşlandırma sonrası dördüncü (L_4^* , a_4^* , b_4^*) ölçümler yapılarak elde edilen değerler ile aşağıdaki formül kullanılarak ΔE değerleri kaydedilmiştir;

$$\Delta E_{1_2} = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{1/2}$$

$$\Delta E_{2_3} = [(L_2 - L_3)^2 + (a_2 - a_3)^2 + (b_2 - b_3)^2]^{1/2}$$

$$\Delta E_{3_4} = [(L_3 - L_4)^2 + (a_3 - a_4)^2 + (b_3 - b_4)^2]^{1/2}$$

$$\Delta E_{1_4} = [(L_1 - L_4)^2 + (a_1 - a_4)^2 + (b_1 - b_4)^2]^{1/2}$$

Analizler SPSS 22.0 programı yardımıyla gerçekleştirildi. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda ortalama renk değişim değerleri ($\bar{X}_{\Delta E}$), standart sapmalar gruplara göre belirtildi. Gruplar arasındaki farklılığa karar vermek için çoklu karşılaştırma testlerinden Fisher LSD testi kullanıldı. Verilerin analizinde tekrarlı ölçümler için Faktöriyel Varyans Analizinden yararlanıldı.

4. BULGULAR

4.1. LU grubu

ΔE^* finishing etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulundu ($p < 0,05$).

Tests of Within-Subjects Effects ^a						
Measure: MEASURE_1						
Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
ΔE	Sphericity Assumed	1071,887	5	214,377	91,763	,000
	Greenhouse-Geisser	1071,887	2,803	382,475	91,763	,000
	Huynh-Feldt	1071,887	3,018	355,172	91,763	,000
	Lower-bound	1071,887	1,000	1071,887	91,763	,000
ΔE^* finishing	Sphericity Assumed	294,545	10	29,455	12,608	,000
	Greenhouse-Geisser	294,545	5,605	52,550	12,608	,000
	Huynh-Feldt	294,545	6,036	48,799	12,608	,000
	Lower-bound	294,545	2,000	147,273	12,608	,000
Error(ΔE)	Sphericity Assumed	805,993	345	2,336		
	Greenhouse-Geisser	805,993	193,373	4,168		
	Huynh-Feldt	805,993	208,238	3,871		
	Lower-bound	805,993	69,000	11,681		
a. gruplar = LU						

Descriptive Statistics ^a					p değerleri		
	Finishing	Mean	Std. Deviation	N	M*G	M*K	G*K
ΔE1_2	manuel	1,1431	1,04518	24	0,935580	0,040941	0,049497
	glaze	1,0972	,53665	24			
	kontrol	,0000	,00000	24			
	Total	,7468	,85456	72			
ΔE2_3	manuel	3,6814	2,52727	24	0,004778	0,013877	0,000000
	glaze	2,0991	1,13164	24			
	kontrol	5,0606	1,96983	24			
	Total	3,6137	2,28596	72			
ΔE3_4	manuel	5,0851	2,34817	24	0,345360	0,001444	0,000043
	glaze	5,6123	2,65500	24			
	kontrol	3,2934	2,27257	24			
	Total	4,6636	2,59647	72			
ΔE1_4	manuel	5,1041	1,62853	24	0,775554	0,329204	0,207754
	glaze	4,9458	2,42774	24			
	kontrol	5,6478	2,04436	24			
	Total	5,2326	2,05280	72			
a. gruplar = LU							
ΔE1= 1.renk ölçümü							
ΔE2= 2.renk ölçümü (cila sonrası)							
ΔE3= 3.renk ölçümü (siman sonrası)							
ΔE4= 4.renk ölçümü (termal siklus sonrası)							
M=manuel							
G=glaze							
K=kontrol							

ΔE^* finishing etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulundu ($p < 0,05$). Manuel cila işlemi sonrası renk değişimi ortalaması $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}} = 1.14$, glaze işlemi sonrası renk değişimi $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}} = 1.09$ bulundu. Bu değerler doğrultusunda renk değişiminde manuel cila ve glaze işlemi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p = 0.935$). Kontrol grubuna göre manuel cila grubunda istatistiksel olarak farklı sonuç bulundu ($p = 0.040$). Kontrol grubu ile kıyaslandığında glaze grubunda istatistiksel olarak anlamlı sonuç bulundu ($p = 0.049$).

Manuel cila uygulanan grubun siman sonrası renk değişimi $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}} = 3.68$, glaze uygulanan grup için $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}} = 2.09$, kontrol grubu için ise $\bar{X}_{\Delta E \text{ kontrol}} = 5.06$ olarak bulundu. Siman sonrası renk değişiminde manuel cila ve glaze uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p = 0.004$). Manuel cila ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p = 0.013$). Glaze ve kontrol grubu birbirinden istatistiksel olarak farklı bulundu ($p = 0,000$).

Siman sonrası ile termal siklus sonrası arasındaki renk değişimi (ΔE_{3-4}) manuel cila uygulanan grup için $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}} = 5.08$, glaze uygulanan grup için $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}} = 5.61$, kontrol grubu için $\bar{X}_{\Delta E \text{ kontrol}} = 3.29$ olarak bulundu. Termal siklus sonrası renk değişiminde manuel cila ve glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p = 0.345$). Manuel cila ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p = 0.001$). Glaze uygulanan ve kontrol grupları birbirinden istatistiksel olarak farklı bulundu ($p = 0.000$).

İlk renk ölçümüyle cila, simantasyon ve termal siklus sonrası son renk ölçümü arasındaki renk değişimi (ΔE_{1-4}) manuel cila grubunda $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}} = 5.10$, glaze grubunda $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}} = 4.94$, kontrol grubunda $\bar{X}_{\Delta E \text{ kontrol}} = 5.64$ olarak bulundu. İlk renk ölçümü ile son renk ölçümü arasındaki renk değişiminde manuel cila ve glaze uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p = 0.775$). Manuel cila ve cila uygulanmayan kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p = 0.329$). Glaze ve cila uygulanmayan kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p = 0.207$).

4.2. EC grubu

ΔE^* finishing etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulundu ($p < 0.05$).

Tests of Within-Subjects Effects ^a						
Measure: MEASURE_1						
Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
ΔE	Sphericity Assumed	851.445	5	170.289	110.440	0.000
	Greenhouse-Geisser	851.445	2,073	410.698	110.440	0.000
	Huynh-Feldt	851.445	2.200	386.945	110.440	0.000
	Lower-bound	851.445	1.000	851.445	110.440	0.000
$\Delta * \text{finishing}$	Sphericity Assumed	280.836	10	28.084	18.213	0.000
	Greenhouse-Geisser	280.836	4.146	67.731	18.213	0.000
	Huynh-Feldt	280.836	4.401	63.814	18.213	0.000
	Lower-bound	280.836	2.000	140.418	18.213	0.000
Error(ΔE)	Sphericity Assumed	531.960	345	1.542		
	Greenhouse-Geisser	531.960	143.048	3.719		
	Huynh-Feldt	531.960	151.830	3.504		
	Lower-bound	531.960	69.000	7.710		
a. gruplar = EC						

Descriptive Statistics ^a					p Değerleri		
	Finishing	Mean	Std. Deviation	N	M*G	M*K	G*K
ΔE1_2	manuel	2.1214	0.68153	24	0.000821	0.000000	0.000000
	glaze	3.5004	0.70273	24			
	kontrol	0.0000	0.00000	24			
	Total	1.8739	1.55319	72			
ΔE2_3	manuel	3.1427	1.39282	24	0.000014	0.001236	0.253442
	glaze	1.3431	0.63438	24			
	kontrol	1.8113	0.90599	24			
	Total	2.0990	1.27045	72			
ΔE3_4	manuel	5.7284	2.14529	24	0.099946	0.011986	0.381187
	glaze	5.0562	1.52836	24			
	kontrol	4.6947	1.60906	24			
	Total	5.1597	1.80896	72			
ΔE1_4	manuel	5.7253	2.10464	24	0.000000	0.000343	0.000110
	glaze	2.6458	1.50132	24			
	kontrol	4.2457	1.58172	24			
	Total	4.2056	2.13990	72			
a. gruplar = EC ΔE1= 1.renk ölçümü ΔE2= 2.renk ölçümü (cila sonrası) ΔE3= 3.renk ölçümü (siman sonrası) ΔE4= 4.renk ölçümü (termal siklus sonrası) M=manuel G=glaze K=kontrol							

ΔE^* finishing etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulundu ($p<0.05$). Manuel cila işlemi sonrası renk değişimi ortalaması $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}}=2.12$, glaze işlemi sonrası renk değişimi $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}}=3.50$ olarak bulundu. Bu değerler doğrultusunda renk değişiminde manuel cila ve glaze işlemi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). Kontrol grubuna göre manuel cila grubunda istatistiksel olarak anlamlı sonuç bulundu ($p=0.000$). Kontrol grubuna göre glaze grubunda istatistiksel olarak anlamlı sonuç bulundu ($p=0.000$).

Manuel cila uygulanan grupta siman sonrası renk değişimi (ΔE_{2-3}) $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}}= 3.14$, glaze uygulanan grupta $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}}=1.34$, kontrol grubunda $\bar{X}_{\Delta E \text{ kontrol}}=1.81$ olarak bulundu. Siman sonrası renk değişiminde manuel cila ve glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). Manuel cila ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.001$). Glaze ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.253$).

Siman sonrası ile termal siklus sonrası arasındaki renk değişimi (ΔE_{3-4}) manuel cila uygulanan grup için $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}}= 5.72$, glaze grubu için $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}}=5.05$, kontrol grubu için $\bar{X}_{\Delta E \text{ kontrol}}= 4.69$ olarak bulundu. Termal siklus sonrası renk değişiminde manuel cila ve glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.099$). Manuel cila ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklı bulundu ($p=0.011$). Glaze ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.381$).

İlk renk ölçümüyle yüzey bitirme işlemi, simantasyon ve termal siklus sonrası son renk ölçümü arasındaki renk değişimi (ΔE_{1-4}) manuel cila grubunda $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}}= 5.72$, glaze grubunda $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}}=2.64$, kontrol grubunda $\bar{X}_{\Delta E \text{ kontrol}}= 4.24$ olarak bulundu. 1.renk ölçümü ile 4.renk ölçümü arasındaki renk değişiminde manuel cila ve glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). Manuel cila ve cila uygulanmayan kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$). Glaze ve cila uygulanmayan kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p=0.000$).

4.3. VS grubu

ΔE^* finishing etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulundu ($p < 0.05$).

Tests of Within-Subjects Effects ^a						
Measure: MEASURE_1						
Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
ΔE	Sphericity Assumed	213.086	5	42.617	27.111	0.000
	Greenhouse- Geisser	213.086	1.821	117.041	27.111	0.000
	Huynh-Feldt	213.086	1.921	110.897	27.111	0.000
	Lower-bound	213.086	1.000	213.086	27.111	0.000
ΔE^* finishing	Sphericity Assumed	47.447	10	4.745	3.018	0.001
	Greenhouse- Geisser	47.447	3.641	13.031	3.018	0.024
	Huynh-Feldt	47.447	3.843	12.347	3.018	0.022
	Lower-bound	47.447	2.000	23.724	3.018	0.055
Error(ΔE)	Sphericity Assumed	542.316	345	1.572		
	Greenhouse- Geisser	542.316	125.622	4.317		
	Huynh-Feldt	542.316	132.582	4.090		
	Lower-bound	542.316	69.000	7.860		
a. gruplar = VS						

Descriptive Statistics ^a					p Değerleri		
	finishing	Mean	Std. Deviation	N	M*G	M*K	G*K
ΔE1_2	manuel	1.5322	0.58676	24	0.305356	0.000479	0.000008
	glaze	1.9767	0.48279	24			
	kontrol	0.0000	0.00000	24			
	Total	1.1696	0.95609	72			
ΔE2_3	manuel	1.8845	1.05973	24	0.705100	0.552209	0.330891
	glaze	2.0492	0.94768	24			
	kontrol	1.6263	0.91696	24			
	Total	1.8533	0.97868	72			
ΔE3_4	manuel	3.1824	1.64628	24	0.974710	0.825888	0.801293
	glaze	3.1680	2.15857	24			
	kontrol	3.2769	1.79969	24			
	Total	3.2091	1.85444	72			
ΔE1_4	manuel	2.6584	1.78328	24	0.587390	0.692304	0.348337
	glaze	2.4225	1.78228	24			
	kontrol	2.8304	2.08420	24			
	Total	2.6371	1.86942	72			

a. gruplar = VS

ΔE1= 1.renk ölçümü

ΔE2= 2.renk ölçümü (cila sonrası)

ΔE3= 3.renk ölçümü (siman sonrası)

ΔE4= 4.renk ölçümü (termal siklus sonrası)

M=manuel

G=glaze

K=kontrol

ΔE* finishing etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulundu ($p < 0.05$). Manuel cila işlemi sonrası renk değişimi ortalaması $\bar{X}_{\Delta E \text{ manuel}} = 1.53$, glaze işlemi sonrası renk değişimi ortalaması $\bar{X}_{\Delta E \text{ glaze}} = 1.97$ olarak bulundu. Bu değerler doğrultusunda renk değişiminde manuel cila ve glaze işlemi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p = 0.305$).

Kontrol grubuna göre manuel cila grubunda istatistiksel olarak anlamlı sonuç bulundu ($p=0.000$). Kontrol grubuna göre glaze grubunda istatistiksel olarak anlamlı sonuç bulundu ($p=0.000$).

Manuel cila uygulanan grupta siman sonrası renk değişimi (ΔE_{2_3}) $\bar{X}_{\Delta E_{manuel}}=1.88$, glaze grubunda $\bar{X}_{\Delta E_{glaze}}=2.04$, kontrol grubunda $\bar{X}_{\Delta E_{kontrol}}=1.62$ olarak kaydedildi. Siman sonrası renk değişiminde manuel cila ve glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.705$). Manuel cila ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.552$). Glaze ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.330$).

Siman sonrası ile termal siklus sonrası arasındaki renk değişimi (ΔE_{3_4}) manuel cila grubunda $\bar{X}_{\Delta E_{manuel}}=3.18$, glaze grubunda $\bar{X}_{\Delta E_{glaze}}=3.16$, kontrol grubunda $\bar{X}_{\Delta E_{kontrol}}=3.27$ olarak bulundu. Termal siklus sonrası renk değişiminde manuel cila ve glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.974$). Manuel cila ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.825$). Glaze ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.801$).

İlk renk ölçümüyle yüzey bitirme işlemi, simantasyon ve termal siklus sonrası son renk ölçümü arasındaki renk değişimi (ΔE_{1_4}) manuel cila grubunda $\bar{X}_{\Delta E_{manuel}}=2.65$, glaze grubunda $\bar{X}_{\Delta E_{glaze}}=2.42$, kontrol grubunda $\bar{X}_{\Delta E_{kontrol}}=2.83$ olarak bulundu. İlk renk ölçümü ile son renk ölçümü arasındaki renk değişiminde manuel cila ve glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.587$). Manuel cila ve cila uygulanmayan kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.692$). Glaze ve cila uygulanmayan kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p=0.348$).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada 3 farklı tam seramik restoratif materyalin farklı cila işlemlerinin ardından siman ve termal yaşlandırma işlemi uygulanarak renk değişimleri incelenmiştir. Tüm örneklerde Lava Ultimate seramikler en yüksek renk değişim değerlerine sahip iken Vita Suprinity seramiklerin diğer gruplara göre daha düşük değerlere sahip olduğu tespit edilmiştir. Seramik örneklerle uygulanan farklı bitirme işlemleri ardından uygulanan hızlandırılmış suni yaşlandırma işlemi sonucunda LU ve VS grubunda farklı bitim işlemleri istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Ancak EC grubunda glaze işlemi manuel cila ve kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir. Elde edilen bu sonuçlara göre çalışmamızın başlangıcında kurduğumuz hipotez kısmen reddedilmiştir.

Doğal diş görünümü elde etmenin önemli olduğu dental tedavilerde yüksek estetik özellikleri, biyouyumluluk ve seramik aşınma direnci nedeniyle, tam seramik restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. Günümüzde doğal dişlere benzer özellikleri sağlayabilmesi nedeni ile tam seramik restoratif materyaller diş hekimliği pratiğinde oldukça sık kullanılmaktadır. 3 üniteli köprüler, tek diş restorasyonlar, inley, onley endikasyonu ile kullanılan seramik materyallerin uzun dönem estetik özelliklerini korumaları oldukça önem arz etmektedir (108). Acar ve arkadaşlarının kahve ile yapılan termal siklus sonucu renk değişimlerinin ölçüldüğü benzer bir çalışmada Lava Ultimate, Vita Enamic ve Ips emax CAD seramikler kullanılmıştır. Ayrıca Alp ve arkadaşlarının farklı bitirme prosedürleri uyguladığı bir çalışmada Vita Suprinity ve Ips emax CAD seramik blokları kullanılarak kahve ile uygulanan termal siklus sonucunda renk değişimleri incelenmiştir (109,110). Bizim de çalışmamızda farklı kimyasal içeriğe sahip güncel seramik materyallerden olan Ips emax CAD, Lava Ultimate ve Vita Suprinity bloklar kullanılmıştır.

Dental materyallerdeki küçük renk farklılıklarının insan gözü ile ayırt edilebilmesi oldukça zordur. Çalışmalara göre $\Delta E < 1$ olduğu durumlarda insan gözünün renk değişikliğini fark edemediği bildirilmiştir (111,112). Paul ve diğ. (113) spektrofotometrik aletlerle yapılan renk değişikliği ölçümünün insan gözü ile yapılan değerlendirmelere

göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmiştir. Ayrıca bizim de çalışmamızda kullandığımız Vita Easyshade spektrofotometrenin hem laboratuvar hem de klinik koşullar altında güvenilir renk ölçümleri sağladığı bilinmektedir (114). Bu nedenle çalışmamızda renk değerlendirme işlemleri için daha hassas sonuçlar alabilmemizi sağlayan Vita Easyshade spektrofotometre kullanılmıştır.

Yapılan araştırmalar CIELab renk sisteminin örnekler arasındaki küçük renk farklılıklarını belirlediğini göstermektedir (115,116). Ayrıca, CIELab sistemi, görsel algı ile ilgili oluşabilecek klinik öneme sahip verileri ifade etme avantajına sahiptir (116–118). Bu nedenle çalışmamızda literatürde yaygın olarak tercih edilen CIELab renk sistemi kullanılarak objektif olarak renk değişimleri kaydedilmiştir.

Estetik CAD-CAM restorasyonlarda, çeşitli bitirme ve parlatma prosedürleri kullanılarak doğal dişlere benzer pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilebilir. Her ne kadar seramik restorasyonlar fırınlama ile yaygın olarak cilalansa da, rezin-seramik CAD-CAM malzemeleri, tek bir ziyarette, fırınlama işlemi olmadan, manuel parlatma teknikleri kullanılarak tamamlanabilir (7,119). Kılınç ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, manuel parlatma tekniklerinin, tam seramiklerde renk stabilitesi açısından benzer sonuçlar ($P>0.05$) sağlayabildiğini göstermiştir (4). Bu nedenle bizim çalışmamızda da seramik materyaller üç alt gruba ayrılarak glaze, manuel cila ve kontrol grubu oluşturulmuştur. Her grup için üretici firma talimatlarına göre cila işlemleri uygulanmıştır.

Turgut ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada dual cure ve light cure resin simanlar renk stabiliteeleri açısından karşılaştırılmıştır. Dual-cure ve light-cure rezin simanların yaşlanma işlemi sonrasında, porselen laminate veneerlerin rengini etkilediği ancak uzun vadeli renk stabilitesine etkilerinin benzer olduğu bulunmuştur (120). Çalışmamızda tüm seramik örnekler için klinik olarak sıklıkla kullanılan dual-cure özellikte Variolink N rezin siman kullanarak seramiklerin simantasyon sonrası renk değişimlerini de değerlendirilmiştir.

Dental restoratif materyaller ağız ortamında pek çok etkiye maruz kalırlar. Bunlar içerisinde sıcaklık değişiklikleri, nem, mekanik etkenler sayılabilir. Dental rezin ve seramiklerin test edilmesinde sıklıkla kullanılan suni yaşlandırma işlemi ısı ve nem gibi etkenlerin kullanılmasına imkân tanır. Çalışmamızda kullanılan suni yaşlandırma cihazı üreticileri 300 saatlik uygulamanın yaklaşık olarak 1 yıllık klinik etkiye denk geldiğini belirtmektedirler (112). Buna göre çalışmamızda CAD/CAM materyallerine 5000 siklus suni yaşlandırma işlemi uygulanarak seramik örneklerdeki renk değişimleri incelenmiştir. Dental materyallerde meydana gelen küçük renk değişikliklerinin insan gözüyle ayırt edilebilmesi oldukça zordur. Yapılan çalışmalarda 1.1'in altındaki ΔE değerlerinin insan gözüyle farkedilemeyeceği, 3.3'ün üzerindeki değerlerin ise klinik olarak kabul edilemez olduğu bildirilmiştir (115,121). Çalışmamızda LU grubunda ΔE^* finishing etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. Cila işlemleri sonrası LU seramiklerde renk değişimleri gözlenmiş ancak bu değerler klinik olarak farkedilebilir değerin altında kalmıştır. EC grubunda ΔE^* finishing etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur. EC grubu için glaze işlemi sonrası renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir değerin üstündeyken, manuel cila sonrası renk değişimi bunun altında kalmıştır. VS grubu için manuel cila ve glaze işlemi sonrası renk değişimi benzer sonuçlar vermiştir. Manuel cila ve glaze sonrası renk değişimi kontrol grubuna göre ise istatistiksel olarak farklı sonuçlar vermiştir.

Turgut ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 0.5 mm kalınlığında Ips emax Press seramikler üzerine ışıkla polimerize Variolink Veneer, RelyX Veneer; dual cure Maxcem Elite, Variolink II resin simanlar 0.1 mm kalınlığında uygulanmıştır. Tüm rezin simanların UV ile yaşlanma işlemi sonrasında, porselen laminate veneerlerin rengini etkilediği ancak uzun dönemde dual ve light cure rezin simanların farklı şekilde etkilemediğini bildirilmiştir (120). Mina ve arkadaşlarının siman sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmasında 37°C de distile suda yapılan 30 günlük yaşlandırma sonucunda bütün simanlar için önemli renk farklılıkları gözlenmiştir. Renk değişimlerinin çoğu, ilk 24 saatte meydana gelmiş ve sonrasında nispeten önemsiz farklılıklar ortaya çıkmıştır. Test edilen tüm rezin simanlarda, Variolink Esthetic LC hariç, yaşlandırma sonrasında 30 gün sonra renkte önemli değişiklikler gözlenmiştir (122). Çalışmamızda ise buna benzer olarak siman sonrası renk değişimi tüm gruplarda gözlenmiştir. LU grubunda manuel cila uygulanan ve kontrol grubunda siman renginin yansımaları klinik

olarak kabul edilebilir değerin üzerindeyken glaze uygulanan grupta altında kalmıştır. EC seramiklerde manuel cila grubunda renk değişimi ortalaması diğer gruplara göre yüksek olarak kaydedilmiştir. Ancak tüm gruplar için siman sonrası renk değişimi klinik anlamda kabul edilebilir değerin ($\Delta E < 3.3$) altındadır. VS seramiklerde manuel cila, glaze ve kontrol grupları için siman sonrası renk değişimi benzer sonuçlar vermiştir. Tüm gruplar için kaydedilen renk değişimleri değerleri klinik olarak kabul edilen değerin ($\Delta E < 3.3$) altında kalmıştır.

Kılınç ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada Lava Ultimate, Vita Enamic, Vita Suprinity ve Vita Mark II seramikler kullanılmış ve farklı bitirme işlemleri sonrası renk değişimleri incelenmiştir. UV ile yaşlandırılma işlemi uygulanan örneklerden en yüksek renk değişimi Lava Ultimate grubunda gözlenmiştir. Alp ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise IPS emax CAD ve Vita Suprinity seramiklerin farklı yüzey işlemleri kahve ile termal siklus uygulanmasından sonra renk değişimleri incelenmiştir. Materyal özelliği, renk farkı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu kanısına varılmıştır. Çalışma tüm örnekler için klinik olarak kabul edilebilir renk değişiklikleri ile sonuçlanmıştır. Yalnızca LDS polished klinik olarak farkedilebilir ancak kabul edilebilir sonuçlar vermiştir. Diğer tüm gruplar hem klinik olarak farkedilemez hem de klinik olarak kabul edilebilir değerler vermiştir. Hem glaze uygulanan hem de manuel olarak cilalanan gruplarda, LDS malzemesi daha yüksek bir renk farkı değeri vermiştir. (123). Bizim çalışmamızda ise LU grubunda manuel cila uygulanan grubun renk değişimi glaze uygulanan gruptan daha düşük olmakla birlikte, termal siklus sonrası son renk değişimi manuel cila ve glaze grubunu istatistiksel olarak benzer şekilde etkilemiştir ve kontrol gruplarından istatistiksel olarak farklı sonuçlar vermiştir. LU grubunun tüm alt gruplarında renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir değerin üzerinde kalmıştır. EC grubu için termal siklus sonrası renk değişimi manuel cila, glaze ve kontrol grubunu benzer şekilde etkilemiştir. VS grubu için termal siklus sonrası renk değişimi manuel cila, glaze ve kontrol grubunu istatistiksel olarak benzer şekilde etkilemiştir.

Kanat ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada Ips emax CAD ve Vita Suprinity seramikler kullanılmış ve örnekler manuel cila, glaze ve staining-glazing olmak üzere 3 farklı bitirme prosedürlerine tabii tutulmuştur. Glaze işlemi, kahve ve çay içerisinde bekletilen her iki CAD / CAM seramikleri için, mekanik cilalama ve staining-glazing prosedürlerine göre

daha düşük renk değişim değerlerine neden olmuştur (124). Palla ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada Ips emax CAD, Ips emax Press nonglaze, Ips emax Press glaze, Ips emax Ceram kullanılmıştır. Termal siklus, kahve, çay ve kırmızı şarap ile yapılan tüm yaşlandırma işlemleri, lityum disilikat örneklerin son rengini etkilemiştir. Termal yaşlanma süreçlerinden sonra en düşük ΔE değeri IPS emax CAD ve cilasız IPS emax Press grubu için kaydedilmiştir (125). Çalışmamızda ilk renk ölçümüyle cila, simantasyon ve termal siklus sonrası nihai renk ölçümü arasındaki fark LU grubunda tüm alt gruplar için renk değişimleri klinik olarak kabul edilebilir değerin ($\Delta E > 3.3$) üzerindedir. İlk renk ölçümü ile tüm aşamalar sonrası son renk ölçümü arasındaki renk değişimleri manuel cila, glaze ve kontrol grubu için benzerdir. EC grubunda ilk renk ölçümü ile son renk ölçümü arasındaki renk değişiminde manuel cila, glaze ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuş ancak sadece glaze uygulanan grup klinik olarak kabul edilebilir değerin altında renk değişimi göstermiştir. VS grubunda termal siklus manuel cila, glaze ve kontrol gruplarını benzer şekilde etkilemiştir. İlk renk ölçümüyle cila, simantasyon ve termal siklus sonrası son renk ölçümü arasındaki renk değişimi ortalamaları klinik olarak kabul edilebilir değerin ($\Delta E < 3.3$) altında kalmıştır.

Vita Suprinity materyalinde zirkonya parçacıkları cam yapı içerisine daha küçük molekül yapısında ve homojen bir şekilde dağıtılarak, hem materyalin dayanıklılığının arttığı hem de daha homojen yüzey yapısına sahip olduğu üretici firma tarafından bildirilmiştir. Ayrıca bu seramik materyalde lityum silikatın translusent ve estetik özellikleri ile zirkonyanın dayanıklılık özelliklerinin bir araya getirilmesi amaçlanmıştır (126). Kristalizasyon işleminden sonra ZLS'nin yüzey yapısı taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir. ZLS malzeme yüzeyi, ortalama olarak yaklaşık 0.5 mm kristal boyutunda homojen, ince, çubuk benzeri bir kristal yapıya sahiptir (110,127,128). Çalışmamızda termal siklus sonucunda renk değişimleri değerlendirilen seramiklerden en düşük grubu VS örnekleri oluşturmaktadır ($\bar{X}_{\Delta E VS}=2.63$). VS'nin zirkonya içeren daha küçük kristal partikülü ve homojen yapısı, bu çalışmada VS'nin daha küçük renk değişimini açıklayabilir.

Karaokutan ve arkadaşları 3 farklı tam seramik materyalin renk stabilitesini 300 saat suni yaşlandırma işlemi uygulayarak karşılaştırdığı çalışmalarında Lava Ultimate rezin nano

seramiklerin renk farkının ($\Delta E=9.29$), IPS Empress CAD seramik ($\Delta E=2.46$) ve Feldspatik cam seramik ($\Delta E=2.1$) materyallerindeki renk farkına kıyasla anlamlı derecede farklı çıktığını bildirmişlerdir (129). Lava Ultimate rezin nano seramik materyaller ağırlıkça %80 oranında zirkonya ve silika nano partiküller içerir ve çapraz bağlar içeren polimer matriks ile güçlendirilmiştir (130). Rezin içerikli kompozit materyallerin renk değişikliğinin temel nedeni olarak rezin matriksin hidrofilik\hidrofobik özelliğinden kaynaklanan su emilim seviyesi olduğu bildirilmiştir (131). Rezin nano-seramik yapısında bulunan Bis-GMA içerisinde bulunan hidroksil grupları viskoziteyi artırır ve renk değişimine karşı dayanıklı değildir. Viskoziteyi azaltmak, çapraz bağları artırarak mekanik özellikleri geliştirmek için yapıya TEGDMA ve UDMA eklenmiştir. Ancak renk stabilitesi problemi henüz çözülememiştir. Bununla birlikte çoğu polimer, yapısında UV ışınlarını emen moleküler zincirlerdeki fonksiyonel gruplar içerir. Suni yaşlandırma sonucunda kompozit yapı su emer ve doldurucu ile rezin yapının bozulur ve kimyasal bağların kopmalar gözlenir (132). Gawriołek ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre, seramik malzemeler kompozit içerikli materyallerden daha iyi renk kararlılığı sergilemektedir (133). Bizim çalışmamızda en yüksek renk kararlılığını Vita Suprinity grubu göstermiştir. Çalışmamızda ilk ve son renk ölçümü arasındaki en yüksek değişim değeri ise LU grubunda gözlenmiştir. Mevcut renk değişimi LU rezin nano-seramiklerin kimyasal yapısı ile açıklanabilir.

Çalışmamızda kullanılan termal yaşlandırma işleminin ağız ortamını aynen taklit ettiğini söyleyemeyiz. Çünkü termal yaşlandırma işlemi süresince materyaller yalnızca sıcaklık değişkenlerine bağlı olarak işleme maruz kalmaktadırlar. Ayrıca; dental materyallerin klinik çalışmalarla uzun dönemde renk değişimi gibi önemli bir kritere karşı verdiği tepkiyi değerlendirmek oldukça zordur. Laboratuvar aşamasında yapılan suni yaşlandırma işlemi, dental restorasyonların özellikleri hakkındaki araştırmaları standardize etmemiz için araştırmacılar için önemli bir yöntem sayılabilir (107,134). Materyallerin sıcaklık siklusunda bozulma oranlarının daha kısa zamanda tespit edilebilmesi araştırmacıya materyal hakkında bilgi edinirken zaman kazandırır.

Bu laboratuvar çalışmasında; 3 farklı seramik materyal örneği, 3 aşamalı renk stabilitesi açısından karşılaştırılmıştır. Son aşama olan suni yaşlandırma işlemi tam seramik materyallerin klinik performansını değerlendirmede tam anlamıyla yeterli olmayabilir.

Çalışmamızda kullanılan seramikler CAD/CAM sistemleri ile değil, düşük hızda elmas kesme diskleriyle hazırlanmıştır. Ayrıca oluşturulan örneklerin klinikte kullanılan anatomik formlarda hazırlanmaması da çalışmamızın limitasyonları arasında sayılabilir. Renk farklılıklarının tam seramiklerin klinik veriminde ne derece etkili olduğu yapılacak klinik çalışmalarla değerlendirilmelidir.



6.SONUÇLAR

Çalışmanın sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1.Rezin nano seramikler (LU) termal yaşlandırmadan sonra zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (VS) ve lityum disilikat (EC) seramiklerden daha yüksek renk değişim değerleri göstermiştir.

2.LU için manuel cila ve glaze benzer renk değişim değeri göstermiştir.

3. Seramik grupları arasında zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (VS) ve lityum disilikat (EC) örneklerin glaze uygulanmış alt grubunun renk değişim değerleri klinik olarak kabul edilebilir seviyenin ($\Delta E < 3.5$) altında gözlenmiştir.

4.Tüm aşamalar için en düşük renk değişimi gösteren Vita Suprinity olmuştur.

5.Renk stabilitesi açısından EC için glaze, LU ve VS için glaze işlemine alternatif olarak manuel cila önerilebilir.

7. KAYNAKÇA

1. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26(4):224–231.
2. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*. 2015;113(6):534–540.
3. Barizon KTL, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):864–870.
4. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2018;1–7.
5. dos Santos DM, da Silva EVF, Watanabe D, Bitencourt SB, Guiotti AM, Goiato MC. Effect of different acidic solutions on the optical behavior of lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent*. 2017;118(3):430–436.
6. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28(1):56–66.
7. Lawson NC, Burgess JO. Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *J Esthet Restor Dent*. 2016;28:S40–45.
8. Moörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(September):7S–13S.
9. Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55(3):559–570.
10. Mo WH, Bindl A. Design / Computer-Aided Machining Restorations. *Dent Clin North Am*. 2002;46:405–426.
11. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B KE. Tam porselen sistemleri. *GÜ Dişhek*

Fak Derg. 2005;22(1): 41-48.

12. Schenk O FG. Cerec software goes 4.4. *Int J Comput Dent*. 2015;18(1):59–64.
13. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2016;116(2):184–190.e12.
14. Gallardo YR, Bohner L, Tortamano P, Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2017;1–6.
15. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*. 2017;33(1):84–98.
16. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 2009;28(1):44–56.
17. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(September):14S–21S.
18. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505–511.
19. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*. 2016;28(3):227–235.
20. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389–404.
21. Ramos NDC, Campos TMB, Paz ISD La, MacHado JPB, Bottino MA, Cesar PF, et al. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*. 2016;32(7):870–878.

22. Wiedhahn K. Cerec 3D veneers with R2005--veneers à la carte. . Int J Comput Dent. 2005;8, 59–68.
23. A B, Survival WH, Cam- C a D, Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and. J Am Dent Assoc. 2004;(6):197–204.
24. Otto T DNS. Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin. 2003;113, 156–169.
25. Sakaguchi RL PJ (eds). Craig's Restorative Dental Materials, ed 13. Philadelphia: Mosby. 2012;48-56
26. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. J Prosthet Dent. 2006;95(2):117–123.
27. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc. 2005;136(12):1714–1723.
28. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;87-99
29. Nejatidanesh F, Moradpoor H SO. Clinical outcomes of zirconia-based implant- and tooth-supported single crowns. Clin Oral Investig. 2016;20(1):169–178.
30. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmühlen PC, Blatz MB HS. Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. Compend Contin Educ Dent. 2016;37(9):630–637.
31. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. Dent Clin North Am. 2011;55(2):333–352.
32. Dong, J.K., Luthy, H., Wohlwend, A., Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. Int J Prosthodont. 1992;5 (1), 9-16.
33. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. J Eur Ceram Soc.

2007;27(2–3):1521–1526.

34. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater.* 2017;33(1):99–109.
35. Anusavice KJ, Shen C RH. Dental cements. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, editors. 12th Ed., St. Louis-Missouri, W.B. Saunders. Phillip's Sci Dent Mater. 2012;307–338.
36. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices.* 2008;5(6):729–745.
37. Fons-Font A, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Labaig-Rueda C, Martínez-González A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med oral, Patol oral y cirugía bucal.* 2006;11(3):297–302.
38. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006;22(1):29–36.
39. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22(5):332–341.
40. Zhang Y, Kelly JR. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am.* 2017;61(4):797–819.
41. Maunula H, Hjerpe J, Lassila LL V, Narhi TO. Optical Properties and Failure Load of Thin CAD/CAM Ceramic Veneers. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2017;25(2):86–92.
42. <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/p/tum/products/all-ceramics/ips-emax-technicians/ips-emax-ceram>.
43. Sriamporn T, Thamrongananskul N, Busabok C, Poolthong S, Uo M, Tagami J. Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J.* 2014;33(1):79–85.
44. Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res.* 2007;86(2):142–146.

45. Susanne S. Scherrera, George D. Quinn and JBQ. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram Crown using stereo and scanning electron microscopy. 2009;24(8):1107–1113.
46. Garvie RC, Hannink RH PR. Ceramic steel? Nature. 1975;258:703–770.
47. Green DJ, Hannink RH SM. Transformation Toughening of Ceramics. Boca Raton, Florida CRC,. 1989;210-218
48. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1–25.
49. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A V., Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. J Am Ceram Soc. 2009;92(9):1901–1920.
50. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. Biomaterials. 2009;30(29):5279–5282.
51. Roualdes O, Duclos ME, Gutknecht D, Frappart L, Chevalier J, Hartmann DJ. In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. Biomaterials. 2010;31(8):2043–2054.
52. Abi CB, Emrullahoğlu OF, Said G. Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;18:123–131.
53. Claussen N. Fracture Toughness of Al₂O₃ with an Unstabilized ZrO₂ Dispersed Phase. J Am Ceram Soc. 1976;59(1–2):49–51.
54. Kern F, Palmero P. Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. Ceram Int. 2013;39(1):673–682.
55. Naglieri V, Palmero P, Montanaro L, Chevalier J. Elaboration of alumina-zirconia composites: Role of the zirconia content on the microstructure and mechanical properties. Materials (Basel). 2013;6(5):2090–2102.

56. Denry IL. J, Sakaguchi RL (eds). Restorative materials–Ceramics. Powers Craig’s Restor Dent Mater ed 12, St Louis Mosby. 2006;253–275.
57. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature. <http://www.ada.org/en/publications/cdt/>. Accessed March 17, 2015.
58. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. Dent Mater J. 2014;33(5):705–710.
59. Coldea A, Swain M V., Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. Dent Mater. 2013;29(4):419–426.
60. Magri LV, Carvalho VA, Rodrigues FCC, Bataglion C, Leite-Panissi CRA. Effectiveness of low-level laser therapy on pain intensity, pressure pain threshold, and SF-MPQ indexes of women with myofascial pain. Lasers Med Sci. 2017;32(2):419–428.
61. Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. J Dent Res. 2016;95(5):487–495.
62. http://www.d-way.cz/data/product/13/23/files/Lava_Ult_TPP.pdf.
63. <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/9793/IPS+e-max+CAD>.
64. <https://panadent.co.uk/wp-content/uploads/2014/10/Vita-Suprinity-Technical-and-Scientific-Document.pdf>.
65. O’Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 3rd ed. Chicago, Quintessence Publ Co., 2002;256-268
66. Addison O, Marquis PM. Quantifying the Strength of a. 2008;542–547.
67. Manso AP, Carvalho RM. Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. Dent Clin North Am. 2017;61(4):821–834.
68. Furuse AY, Santana LOC, Rizzante FAP, Ishikiriama SK, Bombonatti JF, Correr GM, et al. Delayed Light Activation Improves Color Stability of Dual-Cured Resin

Cements. *J Prosthodont*. 2016; 134-142

69. Hill EE. Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):643–658.
70. Zandinejad AA, Atai M, Pahlevan A. The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. *Dent Mater*. 2006;22(4):382–387.
71. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(6):525–530.
72. Lu H, Mehmood A, Chow A, Powers JM. Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents. *J Prosthet Dent*. 2005;94(6):549–554.
73. Myers ML, Caughman WF, Rueggeberg FA. Effect of Restoration Composition, Shade, and Thickness on the Cure of a Photoactivated Resin Cement. *J Prosthodont*. 1994;3(3):149–157.
74. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):268–274.
75. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent*. 2011;39(SUPPL. 1):e30–36.
76. Souza-Junior E, Souza-Régis M, Alonso R, Freitas A, Sinhoreti M, Cunha L. Effect of the Curing Method and Composite Volume on Marginal and Internal Adaptation of Composite Restoratives. *Oper Dent*. 2011;36(2):231–238.
77. Arisu HD, Üçtaşlı MB, Eligüzeloğlu E, Özcan S, Ömürlü H. The Effect of Occlusal Loading on the Microleakage of Class V Restorations. *Oper Dent*. 2008;33(2):135–141.
78. Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update*. 2010;37(4):214–6, 218–220, 223–227.

79. Pegoraro TA, da Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):453–471.
80. Almeida JR, Schmitt GU, Kaizer MR, Boscato N, Moraes RR. Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. *J Prosthet Dent.* 2015;114(2):272–277.
81. <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/p/tum/products/luting-material/adhesive-luting-composite/variolink-n>.
82. Amaya-Pajares SP, Ritter A V., Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(6):382–396.
83. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(SUPPL. 3):218–231.
84. Kumari RV, Nagaraj H, Siddaraju K, Poluri RK. Evaluation of the Effect of Surface Polishing, Oral Beverages and Food Colorants on Color Stability and Surface Roughness of Nanocomposite Resins. *J Int oral Heal JIOH.* 2015;7(7):63–70.
85. Yilmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont.* 2008;17(1):20–24.
86. Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent.* 2012;108(4):231–7.
87. Vichi A, Fonzar RF, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. *Oper Dent.* 2018;43(1):90–100.
88. Da Silva TM, Salvia ACRD, de Carvalho RF, Pagani C, da Rocha DM, da Silva EG. Polishing for glass ceramics: Which protocol? *J Prosthodont Res.* 2014;58(3):160–170.
89. Yuan JCC, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Defining a natural tooth color space

- based on a 3-dimensional shade system. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):110–119.
90. Chang JY, Chen WC, Huang TK, Wang JC, Fu PS, Chen JH, et al. Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *Kaohsiung J Med Sci.* 2012;28(9):490–494.
 91. Cochrane S. The Munsell Color System: a scientific compromise from the world of art. *Stud Hist Philos Sci.* 2014;47:26-41.
 92. <https://chromology.co.uk/the-sciart-system/>
 93. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):453–457.
 94. O'Brien WJ. *Color Apperance, Dental Materials and Their Selection.* 2nd Ed. Chicago Quintessence Publ Co. 1997;256-280
 95. <https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-hue/>.
 96. Paravina RD PJ. *Esthetic color training in dentistry.* 1st ed. St Lois; Elsevier-Mosby. 2004;3–47.
 97. <http://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-value/>.
 98. Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am.* 2001;45(1):155-172.
 99. <http://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/>.
 100. Chu J, D.A. MA. *The physics of color en Fundamentals of color: Shade Matching and comunication in esthetic dentistry.* Ed Quintessence Chicago. 2004;3–17.
 101. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):642–648.
 102. Alsaleh S, Labban M, Alhariri M, Tashkandi E. Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *J Dent.*

2012;40(SUPPL. 1):e82–87.

103. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent*. 2009;101(3):193–199.
104. Lee YK, Lim BS, Kim CW PJ. Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent*. 2001;13, 179–186.
105. Sarafianou A, Kamposiora P, Papavasiliou G, Goula H. Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *J Prosthet Dent*. 2012;107(3):178–185.
106. Chu SJ, Devigus A MA. *Fundamentals of Color: Shade Matching and Communication in Esthetic Dentistry*, Second Edition. Qunitessence Co Illinois. 2004;1–17.
107. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*. 2010;38(SUPPL. 2):2–16.
108. Haselton, D.R., Diaz-Arnold, A.M., Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;83(4):396–401.
109. Ozlem Acar, Burak Yilmaz, Subutay Han Altintas, Indumathi Chandrasekaran WMJ. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 2016;125-136
110. Gulce Alp, Meryem Gulce Subasi WMJ and BY. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *J Prosthet Dent*. 2018;120(2):263–268.
111. Conrad, H.J., Seong, W.J., Pesun I. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389–404.
112. Pires-de-Souza Fde, C., Casemiro, L.A., Garcia Lda, F., Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent*. 2009;101(1):13–18.

113. Paul, S.J., Peter, A., Rodoni, L.,Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. 24 (3), 222-231. nt J Periodontics Restor Dent. 2004;24(3):222–231.
114. Anna-Luisa Klotz, Yasamin Habibi, Nicoleta Corcodel, Peter Rammelsberg, Alexander J. Hassel AZ. Laboratory and clinical reliability of two spectrophotometers. J Esthet Restor Dent. 2018;1–5.
115. Ardu S, Braut V, Gutemberg D, Krejci I, Dietschi D FA. A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. 2010;41:695-702. Quintessence Int. 2010;41:695–702.
116. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. J Prosthet Dent. 2013;109(3):179–186.
117. Hipólito AC, Barão VA, Faverani LP, Ferreira MB AW. Color degradation of acrylic resin denture teeth as a function of liquid diet: ultraviolet-visible reflection analysis. ;18:105005. J Biomed Opt. 2013;18.
118. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V CG. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent. 2008;100:99–106.
119. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. 2002;27:175-83. Oper Dent. 2002;27:175–183.
120. Turgut, S.,Bagis B. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. J Dent. 2011;39 Suppl 3.
121. Kuenhi RC MR. An experiment in visual scaling of small color differences. Color Res App. 1979;4(83–91).
122. Mina NR, Baba NZ, Al-Harbi FA, Elgezawi MF, Daou M. The influence of simulated aging on the color stability of composite resin cements. J Prosthet Dent. 2019;121(2):306–310.
123. Alp G, Subasi MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. J Prosthet Dent. 2018;120(2):263–268.

124. Kanat-Ertürk B. Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures. *J Prosthodont*. 2019;34-38
125. Palla ES, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, et al. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. *J Prosthet Dent*. 2017;119(4):632–642.
126. Preis, V., Behr, M., Hahnel, S., Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater*. 2015;31(11):1363–1369.
127. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A PH. Chairside CAD/CAM materials: Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*. 2017;33:84–98.
128. Ramos Nde C, Campos TM, Paz IS, Machado JP, Bottino MA CP. Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater* 2016;32:870-8. *Dent Mater*. 2016;32(870):8.
129. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *J Prosthodont*. 2016;25(6):472–477.
130. <http://multimedia.3m.com/mws/media/777230O/lava-ultimate-cad-cam-restorative-tppus.pdf>.
131. Rocca, G.T., Bonnafoos, F., Rizcalla, N., Krejci, I. (2010) A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent*, 104 (4), 273-275.
132. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006;22(3):211–222.
133. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I KA. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *J Prosthodont* 2012;21:112-22. *J Prosthet Dent*. 2012;21(112):22.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Funda SOYSAL

Doğum Tarihi: 17 Nisan 1990

Yabancı Dil: İngilizce

e-mail: funda_ozen_@hotmail.com

Öğrenim Durumu:

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Y. Lisans	Diş Hekimliği	Atatürk Üniversitesi	2009-2014
Diş Hekimliğinde Uzmanlık	Protetik Diş Tedavisi	Gaziantep Üniversitesi	2016-2019

Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tez Başlığı:

Farklı Bitirme İşlemleri Uygulanan CAD/CAM Seramiklerin Termal Yaşlandırma Sonrası Renk Stabilitelerinin Değerlendirilmesi

Tez Danışmanı: Dr. Öğrt. Üyesi Nermin DEMİRKOL

Görevler:

Görev Unvanı	Görev Yeri	Yıl
Arş.Gör.	Gaziantep Üniversitesi	2016- 2019

ESERLER

A. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (Proceedings) basılan bildiriler:

A.1. Ozen F, Demirkol N, Sürmelioglu D.H, Effect of Different Color CAD/CAM-Ceramics and Resin-Cements On Final Color. 105th FDI World Dental Congress. 29 Ağustos- 1 Eylül 2017 Madrid/ İSPANYA. PS: 129. (Sözlü sunum)

A.2. Parlar Oz O, Ozen F, Surmelioglu D.H, Effect of Resin Cements on Color And Bond-Strength of CAD/CAM Ceramics 105th FDI World Dental Congress. 29 Ağustos- 1 Eylül 2017 Madrid/ İSPANYA. PS: 131. (Sözlü sunum)

A.3. Demirkol N, Ozen F. Gundogar H, Surmelioglu D.H, Parlar Oz O. Aesthetic Rehabilitation of Lateral Teeth with Anatomic Form Disorders: Case Report. TPID (23. UluslararasıTürk Prostodonti ve İmplantoloji Bilimsel Kongresi)

A.4. Ozen F, Demirkol N, Demirkol M, Parlar Oz O. Implant Supported Prosthetic Rehabilitation of Single Tooth Deficiency: 2 Case Reports. TPID (23. UluslararasıTürk Prostodonti ve İmplantoloji Bilimsel Kongresi)

A.5. Soysal F, Parlar Oz O, Demirkol N, Ozsoy B. Fonksiyonel ve estetik kaynaklı dental problemlere multidisipliner tedavi yaklaşımı. Zeugma 1. Uluslararası multi disiplinler çalışmalar kongresi (Sözlü sunum)

A.6. Soysal F, Parlar Oz O, Demirkol N, Uzunkaya M. Anterior estetiğin yeni nesil tam porselen sistemiyle rehabilitasyonu: olgu sunumu. Zeugma 1. Uluslararası multi disiplinler çalışmalar kongresi (Sözlü sunum)