



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**CAD/CAM SERAMİK VE NANO SERAMİK MATERYALLERİN
FARKLI YÜZEY BİTİRME TEKNİKLERİNİN VE RENK
STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Kübra KİRİŞÇİ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Semih BERKSUN**

**ANKARA
2020**

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

CAD/CAM SERAMİK VE NANO SERAMİK MATERYALLERİN
FARKLI YÜZEY BİTİRME TEKNİKLERİNİN VE RENK
STABİLİTELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Kübra KİRİŞCİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Semih BERKSUN

ANKARA
2020

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi'ne

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Cad/Cam Seramik ve Nano Seramik Materyallerin Farklı Yüzey Bitirme Tekniklerinin ve Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması ” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Kübra KİRİŞCİ

Tarih:

İmza:

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Kübra KİRİŞCİ tarafından hazırlanan "CAD/CAM Seramik ve Nano Seramik Materyallerin Farklı Yüzey Bitirme Tekniklerinin ve Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından UZMANLIK TEZİ olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 07.12.2020

Prof. Dr. Semih BERKSUN

Ankara Üniversitesi

Jüri Başkanı - Tez Danışmanı

Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Ankara Üniversitesi

Üye

Prof Dr. Selim ERKUT

Başkent Üniversitesi

Üye

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	ix
Çizelgeler	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental CAD/CAM Sistemleri	2
1.1.1. Direkt Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	3
1.1.2. Laboratuarda Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	4
1.1.3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri	4
1.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramikler	4
1.2.1. Cam Matriks Seramikler	5
1.2.1.1. Feldspatik Seramikler	5
1.2.1.2. Sentetik Seramikler	6
1.2.1.2.1. Lösit Esaslı Sentetik Seramikler	6
1.2.1.2.2. Lityum Disilikat ve Türevleri İçeren Sentetik Seramikler	7
1.2.1.2.3. Florapatit Esaslı Sentetik Seramikler	8
1.2.1.3. Cam İnfiltre Seramikler	9
1.2.2. Polikristalin Seramikler	10
1.2.2.1. Alümina (Procera AllCeram, Nobel Biocare; In-Ceram AL)	10
1.2.2.2. Stabilize Zirkonya	10
1.2.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya	11
1.2.3. Rezin Matriks Seramikler	12
1.2.3.1. Rezin Nanoseramikler	13
1.2.3.2. Rezin Matriks İçerisinde Cam Seramikler	13
1.2.3.3. Rezin Matriks İçerisinde Zirkonya Silika İçeren Seramikler	14
1.3. Çalışmada Kullanılan Seramik Bloklar	14
1.3.1. Lava Ultimate	14
1.3.2. IPS Emax CAD	15
1.3.3. Vita Suprinity	16
1.3.4. GC Cerasmart	17
1.4. CAD/CAM Restorasyonların Yüzey Bitirme İşlemleri	17
1.4.1. Mekanik Parlatma	18
1.4.2. Glaze	19
1.5. Renk Sistemleri	20
1.5.1. Munsell Renk Sistemi	20
1.5.1.1. Ton (Hue)	21
1.5.1.2. Parlaklık (Value)	21
1.5.1.3. Yoğunluk (Chroma)	22
1.5.2. CIE L*A*B* Renk Sistemi	22

1.6. Renk Ölçüm Sistemleri	23
1.6.1. Görsel Renk Eşleştirmesi	23
1.6.2. Aletli Renk Analizi	24
1.6.2.1. Kolorimetre	24
1.6.2.2. Spektroradyometre	25
1.6.2.3. Spektrofotometre	25
1.6.2.4. Dijital Kameralar	26
1.7. Yüzey Pürüzlülüğü ve Önemi	26
1.7.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Metodları	26
1.7.1.1. Profilometre Analizi	27
2. GEREÇ VE YÖNTEM	28
2.1. Örneklerin Hazırlanması	28
2.2. Örneklerin Başlangıç Renk Ve Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçümü	31
2.2.1 Renk Ölçümü	32
2.2.2. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	32
2.3. Örnek Yüzeylerine Yüzey Bitirme İşlemlerinin Uygulanması	33
2.3.1 Manuel Parlatma İşleminin Uygulanması	33
2.3.2. Glaze İşleminin Uygulanması	35
2.4. Renk ve Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Miktarlarının Belirlenmesi	38
2.5. İstatistiksel Analizler ile Sonuçların Değerlendirilmesi	38
3. BULGULAR	39
3.1. Pürüzlülük Ölçümleri İçin Yapılan Analizler	39
3.1.1. Ra Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar	39
3.2. Renk Ölçümleri İçin Yapılan Analizler	41
3.2.2. a* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar	43
3.2.3. b* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar	45
3.2.4. ΔE Değeri Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar	47
4. TARTIŞMA	49
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	66
ÖZET	67
SUMMARY	68
KAYNAKLAR	69
ÖZGEÇMİŞ	83

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim ve bu tezin hazırlanma süreci boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım; sakin ve sevecen tavrıyla beni yönlendiren, geliştiren, hep şanslı olduğumu düşündüren değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Semih Berksun'a,

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki tüm değerli öğretim üyesi hocalarıma,

Çalışma ortamımı keyifli kılan, harika anılar biriktirdiğim, birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım başta aynı odayı paylaştığım asistan arkadaşlarım olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma,

Bugün olduğum yerde olmamı sağlayan, beni her anlamda destekleyen, bana olan inanç ve güvenlerinden bir an bile şüphe duymadığım, kızları olmaktan gurur duyduğum babam Muhittin Kozlu ve annem Fatma Kozlu'ya,

Ve hayatımın sonuna kadar yanında olmak isteyeceğim, hem hayat arkadaşım hem meslektaşım olan, bu zorlu süreçte benden desteğini hiç esirgemeyen sevgili eşim Mustafa Burak Kirişçi'ye,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
<	Küçüktür
>	Büyüktür
a*	Kırmızı-Yeşil Koordinat
ADA	Amerikan Dişhekimleri Birliği
Al₂O₃	Alüminyum oksit
Al₂Si₂O₅(OH)₄	Alüminyum hidro silikat
ATZ	Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
b*	Sarı-Mavi Koordinat
B₂O₃	Boron trioksit
°C	Santigrat derece
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CIE	Commission Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)
GPa	Gigapaskal
K₂O	Potasyum oksit
KAlSi₃O₈	Potasyum feldispat
L*	Parlaklık
La₂O₃	Lantanyum oksit
Li₂Si₂O₅	Lityum disilikat
MgAl₂O₄	Magnezyum alüminat
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
Na₂O	Sodyum oksit
nm	Nanometre
Rpm	Dakikadaki devir sayısı
SiO₂	Silisyum dioksit
Sn	Saniye

TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TiO₂	Titanyum dioksit
UDMA	Üretandimetakrilat
Y₂O₃	İtriyum oksit
Y-TZP	İtriyum tetragonal zirkonya polikristal
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat
Zr₂O	Zirkonyum dioksit
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
ΔE	Renk Değişimi (Renk parametre farkı)
Λc	Kesme uzunluğu
μg/cm²	Mikrogram/santimetrekare
μm	Mikrometre

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Kullanılan CAD/CAM blokları	28
Şekil 2.2. Micracut cihazı	30
Şekil 2.3. Dijital mikrometre	30
Şekil 2.4. Zımpara cihazı	30
Şekil 2.5. Ultrasonik temizleme cihazı	30
Şekil 2.6. Programat P 510 fırını	31
Şekil 2.7. Vita EasyShade	32
Şekil 2.8. Renk Ölçüm Kutusu	32
Şekil 2.9. Profilometre cihazı	33
Şekil 2.10. Manuel parlatma kitleri	34
Şekil 2.11. Örneklerin manuel yöntemle parlatılması	34
Şekil 2.12. IPS E-max CAD yüzeyine glaze işleminin uygulanması	35
Şekil 2.13. Suprinity örneklerin yüzeyine glaze işleminin uygulanması	36
Şekil 2.14. Örneklerin kumlama cihazı ile kumlanması	37
Şekil 2.15. Hibrit yapıdaki örnek yüzeylerine primer uygulaması	37
Şekil 2.16. Optiglaze Şeffaf uygulanan örneklerin ışıkla polimerizasyonu	37

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Renk değişim değerlerinin klinik olarak değerlendirilmesi	23
Çizelge 2.1. Kullanılan bloklar, bitirme teknikleri ve üretici firmalar	29
Çizelge 2.2. Gruplara ayrılan örnek sayısı (n:15 olmak üzere toplam 120 örnek)	30
Çizelge 2.3. Ips E-max CAD ve Vita Suprinity seramik blokların kristalizasyon değerleri	31
Çizelge 2.4. Kullanılan manuel parlatma araçları ve uygulama süreleri	34
Çizelge 2.5. Glaze yönteminde kullanılan materyaller	35
Çizelge 2.6. Suprinity örnekler için glaze fırınlama değerleri	36
Çizelge 3.1. Ra değeri için tekrarlanan ölçümlü varyans analizi sonuçları	39
Çizelge 3.2. Ra özelliğinin materyal ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri	40
Çizelge 3.3. Ra özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri	41
Çizelge 3.4. L* değeri için tekrarlanan ölçümlü varyans analizi sonuçları	41
Çizelge 3.5. L* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri	42
Çizelge 3.6. a* değeri için tekrarlanan ölçümlü varyans analizi sonuçları	43
Çizelge 3.7. a* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri	44
Çizelge 3.8. b* değeri için tekrarlanan ölçümlü varyans analizi sonuçları	45
Çizelge 3.9. b* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri	46
Çizelge 3.10. ΔE değeri için faktöriyel varyans analiz tekniği sonuçları	47
Çizelge 3.11. Parlatma yöntemlerine göre ΔE özelliğinin tanıtıcı istatistikleri	47
Çizelge 3.12. Materyallere göre ΔE özelliğinin tanıtıcı istatistikleri	48

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde son 25 yıl içerisinde bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojisi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM) gelişmiş veri toplama ve üretim kabiliyeti sayesinde geniş bir kullanım alanına sahiptir (Davidowitz ve Kotick, 2011). Bu alandaki gelişmeler ve aynı zamanda hastaların ve diş hekimlerinin artmış estetik beklentileri, çeşitli estetik materyallerin geliştirilmesini sağlamıştır (Raptis ve ark., 2006). CAD/CAM teknolojisi ile inleyler, onleyler, tam kronlar, sabit ve hareketli bölümlü protezler, implant dayanakları, maksillofasiyal protezler, hareketli ve sabit implant destekli protezlerin alt yapılarının hazırlanması rutin olarak uygulanmaktadır.

Tam kronlara estetik ve konservatif bir alternatif sunan CAD/CAM sistemi ile daha hızlı restorasyonlar yapmak ve doğal dişin optik özelliklerine yaklaşmak mümkün hale gelmiştir. Restorasyon yüzeyini doğal dişlere benzer ışık yansımaya sahip pürüzsüz bir hale getirmek ve elde edilen bu doğal görünümü uzun dönemde korumak ise restorasyona doğru bir yüzey bitirme işlemi uygulanıp sonrasında restorasyonun uygun bir simanla yapıştırılmasına bağlıdır. Tam seramik restorasyonun nihai renginin korunması restorasyonun kalınlığına, yapıştırma materyalinin rengine ve uygulanan yüzey bitirme işlemine önemli derecede bağlıdır (Barizon ve ark., 2014; Kılınç ve Turgut, 2018).

Estetik CAD/CAM restorasyonlara çeşitli yüzey bitirme işlemleri uygulanabilmektedir. Tam seramiklerin simantasyonu öncesi en çok tercih edilen yüzey bitirme işlemi porselenin yüksek ısı fırınlarda glaze işlemine tabii tutulmasıdır. Bununla birlikte, son çalışmalar, glaze işleminin yanı sıra manuel parlatma araçları kullanılarak da düz ve parlak yüzeylerin elde edilebileceğini göstermiştir (Friebel ve ark., 2009; Kılınç ve Turgut, 2018 ve Raptis ve ark., 2006). Seramiklerin renk stabilizasyonu açısından yapılan çalışmalarda, manuel parlatma tekniklerinin, glaze işlemlerine benzer sonuçlar sağlayabildiği gösterilmiştir. Bu nedenle, manuel parlatma seramikler için glaze işlemlerini tekrarlamak yerine klinik

ayarlamalar yapıldıktan sonra rahatlıkla tercih edilebilmektedirler (Fasbinder ve Neiva, 2016; Lawson ve Burgess, 2016).

1.1. Dental CAD/CAM Sistemleri

Dijital teknolojinin hızlı ilerlemesiyle birlikte günümüzde kullanımı yaygınlaşan CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) teknolojilerinin ilk çıkışı 1970'lere dayanmaktadır. Bu sistemlerin diş hekimliğinde kullanımına Bruce Altschuler, Francois Duret, Werner Mormann ile Marco Brandestini öncülük etmişlerdir (Liu, 2005). İlk ağız içi optik tarama sistemi 1977'de Young ve Altschuler tarafından geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde kullanıma giren ilk CAD/CAM sistemi ise Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC sistemidir (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) (Davidowitz ve Kotick, 2011; Moörman, 2006). CEREC 1, 1987' de CEREC' in gelişimi ve pazarlama lisansına sahip olan Siemens AG (Münih, Almanya) tarafından piyasaya sunulmuştur. Devam eden gelişmeler ışığında 1994 yılında CEREC 2 sistemi tanıtılmıştır. CEREC 2 sistemi, ileri seviye form oluşturabilme tekniği ile kavite içinde 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 (Mo ve Bindl, 2002). 2001 Nisan ayında, CEREC 3 sistemi network, multimedya ve ağız içi renkli video kamera ve dijital radyografik donanımlarla geliştirilerek; üç üyeli sabit protez alt yapısı üretebilecek şekilde tasarlanmıştır. Bundan sonra 2003 yılında CEREC 3D ve 2011 yılında ise önceki versiyonlara kıyasla daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlayan CEREC 4 sistemi kullanıma sunulmuştur (Schenk, 2015; Yavuzylmaz ve ark., 2005). 2004 yılında sistem bünyesine dahil edilen inLab (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) ünitesi ile laboratuvar ortamında da özellikle diş destekli sabit bölümlü seramik restorasyonların üretiminde CAD/CAM teknolojisine geçiş sağlanmıştır. CEREC 4'ün tanıtılmasıyla temel gelişimini tamamlayan sistem, halen günümüzde uzun dönem sonuçları olan klinik indirekt restoratif uygulamalarında mevcut tek CAD/CAM sistemidir (Otto, 2002).

Hem dental laboratuvarlarda hem de kliniklerde 30 yılı aşkın süredir kullanılan bu sistem bilgisayar destekli ölçü alma yöntemleri ile elde edilen verilerin işlenerek dijital ortamda restorasyonun tasarımını ve üretimini kapsamaktadır. Diş hekimliği alanında, birçok endikasyonun kolay, hızlı ve ekonomik bir şekilde tedavi edilebilmesi için yenilikçi çözümler arasında birçok CAD/CAM sistemi bulunmaktadır. İlerleyen teknolojiyle birlikte klinik ve dental laboratuvar arasında bilgi alışverişi hem daha kolay hem de daha hızlı gerçekleşebilmektedir (Davidowitz ve Kotick, 2011). Ağız içi tarayıcılar, günümüzde önemli ölçüde başarılı, hızlı ve küçük hale gelmiştir. Bilgisayar destekli frezeleme veya 3 boyutlu baskı ile birlikte bu sanal ortam, herhangi bir fiziksel model olmadan çeşitli restorasyonların üretilmesine imkan tanımaktadır. Geleneksel yöntemlere kıyasla dijital yaklaşımların başlıca avantajları, hastaya sağlanabilen konforun yanı sıra sabit protezlerin marjinal ve kavite içi uyumunu daha iyi sağlayabilmektir (Chochlidakis ve ark., 2016 ve Gallardo ve ark., 2017). Ayrıca günümüz teknolojileriyle birlikte materyal üretiminde meydana gelen hatalar en düşük seviyelere kadar indirilebilmiştir (Belli ve ark., 2017). CAD/CAM sistemlerinin temel amaçları ise; geleneksel ölçü alma tekniklerinden uzaklaşarak hasta konforunu arttırmak, restorasyonu doğal diş formunda ve fonksiyonunda hazırlamak, subjektif hataları en aza indirgeyip hasta başında restorasyonu en kısa sürede üreterek zaman kazancı sağlamak, restorasyonun mekanik ve estetik özelliklerini geliştirmektir (Miyazaki ve ark., 2009).

CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 kategoriye ayrılır (Beuer ve ark., 2008; Giordano, 2006):

1.1.1. Direkt Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

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

1.1.2. Laboratuvarada Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

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

1.1.3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri

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

1.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramikler

Gracis ve arkadaşlarının (2016) yaptığı bir çalışmada tam seramikler ve seramik benzeri materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir:

- Cam matrisli 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 bileşikleri içeren polimer matrisler)
 - Rezin nanoseramikler
 - Rezin matriksi içerisinde cam seramikler
 - Rezin matriksi içerisinde zirkonya silika seramikler

1.2.1. Cam Matriks Seramikler

Mine ve dentin dokusunun ışık geçirgenliği özelliklerini en iyi yansıtan cam seramikler Gracis ve arkadaşlarına göre (2016) 3 alt gruba ayrılabilir. 3

1.2.1.1. Feldspatik Seramikler

Bu geleneksel seramik grubu, feldspar ($KAlSi_3O_8$), quartz (SiO_2) ve kaolin ($Al_2Si_2O_5(OH)_4$) minerallerinin karışımı ile oluşan üçlü bir materyal sistemine dayanmaktadır. Feldspatik materyaller yüksek estetik özelliklere sahiptir. Tamamen sinterlenmiş formları ile kullanılan feldspatik cam seramik bloklar geleneksel feldspatik seramikler ile benzer içeriklere sahiptir. İlk CAD/CAM ince yapılı feldspatik seramikler (VITA Mark II; VITA Zahnfabrik, Bad Saeckingen, Almanya) geleneksel feldspatik seramiklerden geliştirilmiştir ve hala klinik uygulamalarda kullanılmaktadır. Bu feldspatik CAD/CAM seramiğin mikro yapısal karakterizasyonu, sodyum potasyum alüminyum silikat ve potasyum sodyum alüminyum silikat ile 2 kristalizasyon paterni içermektedir (Ramos ve ark., 2016). 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, B₂O₃, %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 kullanılabilirler (Otto ve Nisco, 2003; Wiedhahn, 2005). Ayrıca posterior bölgedeki ısırma kuvvetleri karşısında yetersiz kalacağı, premolar bölgesinde ise doğal dişlere yakın kırılma dayanım değerleri sergilediği rapor edilmiştir (Fasbinder ve ark., 2005; Sakaguchi ve Powers, 2012). VitaBlocs (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya); Cerec Blocs PC/C (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) bu materyaller arasındadır.

1.2.1.2. Sentetik Seramikler

Seramik sanayisi hammaddelerin doğal yapılarına daha az bağımlı kalmak için, sentetik malzemeler kullanmaya başlamıştır. Üretilen sentetik seramik bileşenler, üreticiler arasında farklılık göstermektedir, ama genellikle SiO₂, K₂O, Na₂O ve Al₂O₃ içermektedir. Camsı fazlar, lüsite ek olarak, metallerle termal genleşme katsayısında uyumluluğu ve dayanıklılığı arttırmak için apatit kristalleri ile birleştirilebilmektedir (Gracis ve ark., 2016).

1.2.1.2.1. Lüsit Esaslı Sentetik Seramikler (IPS d.Sign, IPS Empress Estetik, IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein); Vita VM7, VM9, VM13, Vita-Zahnfabrik (Sackingen, Almanya); Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake, Kuraray (Tokyo, Japonya).)

Lüsitin %17-25 oranında eklenmesiyle oluşturulan lüsit bazlı cam seramikler, feldspatik camlara kıyasla daha yüksek termal genleşme ve büzülme oranına sahiptir (Kelly ve ark., 1996). Feldspatik CAD/CAM sistemleriyle kıyaslandığında daha iyi renk uyumu sağlanabilmektedir (Nejatidanesh ve Moradpoor, 2016; Spitznagel ve ark., 2016). 1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde geliştirilmiş lüsite güçlendirilmiş

seramik restorasyonlar IPS Empress sistemi adı altında 1990 yılında piyasaya sunulmuştur. Yüksek ışık geçirgenliği özellikleri nedeniyle kron restorasyonlarında kullanılabilir. Lösit kristalleri materyalin optik özelliğini geliştirdiği gibi eğilme dayanımını da arttırmaktadır (Conrad ve ark., 2007; Guess ve ark., 2011). Bu sistemin temel yararı, materyal içerisinde eşit olarak dağılan lösit kristallerinin, mikro çatlakların oluşmasına sebebiyet veren gerilme stresine karşı koyan bir engel sağlamasıdır (Dong ve ark., 1992). Günümüze kadar 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 lösit kristalleri içeren CAD/CAM feldspatik cam seramik bloklardan geliştirilen seramiklerdendir (Höland ve ark., 2007). Bu materyal düşük mukavemete sahip olmakla birlikte yüksek Weibull modülü göstermektedir (Wendler ve ark., 2017). İnce, onley, laminate veneer ve tek kron yapımına uygun olan empress materyallerin blok içerikleri tamamen aynıdır ve bükülme direnci 160 MPa, sertlik derecesi 6200 MPa, elastikiyet katsayısı 62 GPa, çözünürlüğü ise 25 µg/cm² dir. (R&D Ivoclar Vivadent AG, Schaan).

1.2.1.2.2. Lityum Disilikat ve Türevleri İçeren Sentetik Seramikler (IPS e.max CAD, IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein); Vita Suprinity, Vita-Zahnfabrik (Sackingen, Almanya); Celtra Duo (Dentsply Sirona, ABD).)

Çok yönlü olarak dağılmış ve birbirleriyle bağlanmış halde bulunan çok küçük kristallerden oluşan lityum disilikat (Li₂Si₂O₅) (LSD) alt yapıyı güçlendirmek için kullanılan dolduruculardandır. Bu yapı, materyal içindeki çatlakların büyümesini önleyerek dayanıklılığı artırmaktadır (Anusavice ve Shen, 2012). Lityum disilikat kristalleri kullanılarak elde edilen cam seramik ile önemli derecede yüksek bir dayanım elde edilmiştir (Höland ve ark., 2008). Kimyasal kompozisyonunda; artırılmış olarak %57-80 kuartz, %11-19 lityum oksit ve %0-5 alüminyum oksit bulunur. Bu kristallerin eklenmesiyle bükülme dayanıklılığı 320-450 MPa'a kadar çıkmaktadır (Fons-Font ve ark., 2006). Elastisite modülü ise 90-95 GPa aralığındadır

(Bindl ve ark., 2006). Fiziksel özellikleri geliştirilen ve translusensisi arttırılan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) camı matris içerisine gömülmüş, 3-6 µm uzunluğunda %70 oranında lityum disilikat kristalleri içermektedir. Bükülme dayanıklılığı ise 400 MPa olarak bildirilmiştir (Ritter, 2010). 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 (2017) lityum disilikat seramikler diğer cam seramiklere oranla 3 ile 4 kat daha yüksek dayanıma sahiptir ve bu da LDS'leri en yüksek dayanıma sahip cam seramikler yapmaktadır. Güçlü mekanik özellikler gösteren lityum disilikat içerikli seramikler inley, onley, kron ve premolar bölgede sınırlı 3 üyeli sabit köprülerde kullanılabilir (Zhang ve Kelly, 2017). Uygun translusensi ve renk çeşitliliği sebebiyle, monolitik restorasyon şeklinde uygulanabileceği gibi apatit içeren kron seramikleri için kor materyali olarak da kullanılabilir (Maunula ve ark., 2017). 2013 yılında zirkonya ile desteklendirilmiş lityum silikat cam seramik olarak adlandırılan Vita Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, 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 restorasyonlarında kullanılabilir (Belli ve ark., 2017).

1.2.1.2.3. Florapatit Esaslı Sentetik Seramikler (IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

IPS emax sisteminden gelen bu seramikler IPS lityum disilikat cam seramiklerde ve zirkonyum oksit seramiklerde (IPS emax ZirCAD) üst yapı porselen materyali olarak kullanılabilir. Estetik restorasyon üretiminde önemli rol oynayan bu seramikler ile istenilen renk, translusensi, form ve parlaklık elde

edilebilmektedir. Bu seramikler full kron üretiminde, ‘‘cut-back’’ (geriye eksiltme) tekniğinde ve veneerlerde üst yapı materyali olarak kullanılabilir (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein, 2020).

1.2.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikleri

Alt yapı seramiği olarak alüminyum oksit kullanılan bu seramiklerde hazırlanan alt yapının kimyasal kompozisyonuna göre üç çeşidi bulunur:

- Alümina (In-Ceram Alumina, Vita)
- Alümina ve magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita)
- Alümina ve zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita)

Bu seramiklerde %45-85 oranında alüminyum ve %15 oranında silika bulunmaktadır. Kırılmaya karşı oldukça dayanıklıdırlar (Fos-Font ve ark., 2006). Alüminyum oksit seramikler kron yapımında ve metal alt yapıların üzerinde faset olarak kullanılabilir. In-Ceram, Dr. Mickael Sadoun tarafından 1985 yılında bulunmuştur. İlk cam infiltrasyon seramiği olan In-Ceram Alumina 1989 yılında slip-cast tekniği kullanılarak üretilmiştir (Fos-Font ve ark., 2006; Sakaguchi ve Powers, 2012). 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 olduğu için üst yapı porseleni gerektirmektedir (Gracis ve ark., 2016). Magnezyum ($MgAl_2O_4$) içeren In-Ceram Spinell ile restorasyonun şeffaflığı ve estetiği artmış ancak direnci azalmıştır (350 MPa). In-Ceram Zirkonya’da ise alüminuma %33’lük zirkonya ilavesi ile daha yüksek bükülme direnci (700 MPa) elde edilmiştir (Yavuzylmaz ve ark., 2005).

1.2.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler kırılma dayanıklılığı yüksek ancak sınırlı translusense sahip olma eğiliminde olan ince taneli kristal yapılardır. Buna ek olarak, cam fazın yokluğu, polikristalin seramiklerin hidroflorik asitle aşındırılmasını zorlaştırır, uzun asitleme süreleri veya yüksek fırınlama sıcaklıkları gerektirir (Sriamporn ve ark., 2014).

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

Bu materyal yüksek oranda Al₂O₃ (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 vardır. Elastik modülü tüm dental seramikler içerisinde en yüksek orana sahiptir ve bu özellik parçalar şeklinde kırılmalara sebebiyet vermektedir (Kim ve ark., 2007; Scherrera ve ark., 2008). Bu nedenle özellikle günümüzde stabilize zirkonya gibi yeni materyallerin sunulmasıyla birlikte alümina kullanımı oldukça azalmıştır.

1.2.2.2. Stabilize Zirkonya (Nobel Procera 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 fazda bulunur. Monoklinik faz, 1,170 ° C'ye kadar stabildir, burada tetragonal faza dönüşür ve daha sonra sıcaklık 2,370 ° C'yi aştığında kübik forma ulaşır (Garvie ve ark., 1975; Gracis ve ark., 2016 ve Green ve Hannink, 1989). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüme büyük bir (%4) hacim artışı eşlik eder. Bu hacim artışı, çatlakları kapatabilir ve malzemenin kırılma dayanıklılığında önemli ölçüde 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 (Piconi ve Maccauro, 1999). Zirkonya seramikler mikroyapılarına göre tamamen stabilize zirkonya (FSZ), kısmen stabilize zirkonya (PSZ) ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak kategorize edilmişlerdir (Chevalier ve ark., 2009). FSZ'de zirkonya kübik formdadır ve %8 mol.'den fazla itriyum oksit (Y₂O₃) 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 (Piconi ve Maccauro, 1999). Dental zirkonyumlar TZP tipidir. En yaygın kullanılan YTZP'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 şekilde mevcuttur. Ayrıca dentinden mineye renk değişimlerini taklit edebilen polikromatik CAD/CAM bloklar (Katana Zirconia ML, Kuraray, Tokyo, Japonya) ve uygun translusensiye sahip materyaller (Lava Plus; Cercon ht; NexxZr T; Zenostar Full Contour Zirconia; ZirLux FC2) üretilmektedir (Gracis ve ark., 2016).

1.2.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya genel olarak tetragonal fazda kısmen stabilize olduğu için ve alümina ortalama bir sertlik gösterdiğinden, alümina-zirkonya (zirkonya ile desteklenmiş alümina [ZTA]) ve zirkonya-alümina (alümina ile desteklenmiş zirkonya [ATZ]) kompozisyonları geliştirilmiştir (Chevalier ve ark., 2009; Roualdes ve ark., 2010). 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 (Abi ve ark., 2013; Claussen, 1976). 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 nano partikülleri, sinterizasyon öncesi alümina mikro partikülleri içerisine yerleştirilebilmektedir (Kern ve Palmero, 2013; Naglieri ve ark., 2013).

1.2.3. Rezin Matriks Seramikler

Bu kategori, seramik partikülleri ile yüksek oranda doldurulmuş organik bir matrikse sahip materyalleri içerir. Seramiklerin geleneksel tanımı (Yüksek derecelerde fırınlanarak elde edilen metalik olmayan materyaller (Denry ve Sakaguchi, 2006).) 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 (American Dental Association, 2015; Gracis ve ark., 2016). 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 modülünün daha iyi taklit edilebilmesi, frezeleme ve uyumlama işlemlerinin 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 fakat çoğu CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere üretilmiştir. İnorganik içeriklerine göre 3 gruba ayrılır (Gracis ve ark., 2016).

1.2.3.1. Rezin Nanoseramikler (Lava Ultimate, 3M ESPE, Seefeld, Almanya)

CAD/CAM sistemi ile frezelenen Lava Ultimate 2011 yılında 3M ESPE tarafından piyasaya sunulmuştur. Polimerize edilebilir kompozit rezin (Filtek Supreme Ultra, 3M) esasına dayanır. Dimetakrilat rezin içerisine gömülü ağırlıkça %80 oranda silika nano partikülleri, zirkonya nano partikülleri bulunmaktadır (Belli ve ark., 2017). Bükülme dayanımı 200 MPa ve elastik modülü 12 GPa'dır (Lauvahutanon ve ark., 2014). Rezin nanoseramikler veneer, inley, onlay ve tek kronlarda kullanılabilir. Rezin yapıştırma simanları ile beraber kullanımlarında air abrazyon ile pürüzlendirildikten sonra yapıştırılmaları önerilmiştir (Spitznagel ve ark., 2016).

1.2.3.2. Rezin Matriks İçerisinde 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 üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilattan (TEGDMA) oluşmaktadır (Coldea ve ark., 2013). Seramik ve kompozitlerin avantajlı özelliklerini içeren bu materyallerin elastik modülü yaklaşık 30 GPa'dır (Magri ve ark., 2017). Bükülme dayanımı ise 160 MPa'dır. Vita Enamic (Sackingen, Almanya) tüm tek diş restorasyonlarında ve implant üstü restorasyonlarda kullanılabilir (Coldea ve ark., 2013). Yapılan in vitro çalışmalara göre Vita Enamic' in parlaklık ve sertliği mine dokusuna yakınlık göstermektedir (Mainjot ve ark., 2016). Hidroflorik asit ve silan uygulaması bu materyallerin simantasyon protokolünde önerilmektedir (Spitznagel ve ark., 2016).

1.2.3.3. Rezin Matris İçerisinde Zirkonya Silika İçeren Seramikler

Seramik ağırlık yüzdesine göre farklı organik matrislerle (silika tozu, zirkonyum silikat, UDMA, TEGDMA, silika, pigmentler) oluşturulan materyallerden olan Shofu Block HC (Shofu)'nun inorganik içeriği ağırlıkça %60' ından fazlasını oluşturmaktadır (Gracis ve ark., 2016). 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 matrisi güçlendiren %85 oranda ultra ince zirkonya-silika seramik parçacıklarından meydana gelmiştir (Gracis ve ark., 2016).

1.3. Çalışmada Kullanılan Seramik Bloklar

1.3.1. Lava Ultimate

Nano seramik rezin blok olan Lava Ultimate (3M ESPE, Seefeld, Almanya) bloklar rezin ve seramik materyallerin estetik ve mekanik özelliklerini bir arada bulundurur. 20 nm çapında silika nanomerler ve 4-11 nm çapında zirkonya nanomerlerden oluşmaktadır. Blokların üretimi esnasında silan ile birlikte rezin matris ve nanomer yapı kimyasal olarak bağlantı sağlanmaktadır. Rezin matris içerisindeki bu seramik nano partikül yapı materyale kırılma ve aşınma dayanıklılığı vermektedir. Blokların içerisindeki nanomer ve nano partikül seramik demetleri hacimce %80 oranındadır. Üretim aşamasında bloklar uzun süren termal işleme tabii tutulmaktadır. Yarı sinterize seramik blokların aksine tam sinterize nano seramik bloklar fazladan termal işlem gerektirmemektedirler (3M ESPE, 2020).

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 oranla daha yüksektir.
- 4- Yüksek direnç özelliği ve dentine benzerlik gösteren elastisite modülü ile birlikte çiğneme sırasında dişe iletilen kuvvetleri tolere edebilir.
- 5- Işıkla polimerize olan kompozitler ile tamir işlemi yapılabilmektedir.
- 6- Dişe benzer optik özellikleri sayesinde estetiğin önemli olduğu alanlarda rahatlıkla tercih edilebilirler.

1.3.2. 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 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 çökler. 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 (Ivoclar Vivadent, 2020).

1.3.3. 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 kırılmandır 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 (Sato ve ark., 2016). 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 translusensi 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 genişleme katsayısına sahip olması sebebiyle özel bir kaplama materyali geliştirilmiştir. Suprinity; Cerec (Sirona), Ceramill Motion 2 (Amann Girbach), Arctica Engine (KaVo) frezeleme üniteleri ile kullanılabilir (Panadent, 2020).

1.3.4. GC Cerasmart

Son yıllarda, GC (GC Anonim Şirketi, Tokyo, Japonya) ve Shofu (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) “hibrit seramik” materyaller grubunun bir parçası olarak sırasıyla, Cerasmart ve Shofu Blok HC materyallerini kullanıma sunmuştur. Bu yeni kompozit bloklar, bileşimleri ya da doldurucu boyutları tam olarak aynı olmamakla birlikte doldurucuları UDMA bazlı bir matriks içerisine dağılan ve yüksek sıcaklıkta polimerize edilmiş bloklardır (Mainjot ve ark., 2016).

Cerasmart hibrit seramik materyali, eşit ve homojen dağılmış nano seramik yapıya sahiptir. Kompozit rezin yapısındadır. 2.2-Bis(4-Metakriloksi-poli-etoksifenil) propan, Üretandimetakrilat, Dodesildimetakrilat yapısındaki rezin matrikse, ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nano partiküller eklenmiştir. Üretici firma tarafından elastisite modülünün ve kırılma dayanımının yüksek olduğu iddia edilmiştir. Posterior, anterior, inley, onley ve implant üstü restorasyonlarda kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür.

1.4. CAD/CAM Restorasyonların Yüzey Bitirme İşlemleri

Bitirme yöntemleri dental seramik restorasyonların renk stabilitesi ve estetiğinin sağlanmasında önemli rol oynamaktadır (Atay ve ark., 2009; Lee ve ark., 2011; Saraç ve ark., 2006a ve Yılmaz ve ark., 2008). CAD/CAM sistemlerinde sinterlenmiş ve sinterlenmemiş seramik veya tamamen polimerize olmuş kompozit bloklar üzerinde çalışılmaktadır. Bloklar millendikten sonra restorasyonların yüzey yapısı pürüzlü kalmaktadır (Corazza ve ark., 2015; Fasbinder ve Neiva, 2016 ve Song ve ark., 2015), bu nedenle restorasyonların teslim edilmeden önce mekanik parlatma veya glaze işlemine tabii tutulması gerekmektedir (Silva ve ark., 2014). Bu prosedürler yüzeyi daha pürüzsüz (Fasbinder ve Neiva, 2016) ve parlak (Lawson ve

Burgess, 2016) hale getirir, plak retansiyonunu ve karşıt dişte aşınmayı azaltır (Preis ve ark., 2015). Böylece restorasyonun biyolojik komplikasyon olasılığını düşürerek biyouyumluluğunu (Yılmaz ve ark., 2008) artırır ve doğal dişe yakın yansıma karakteristiği sağlayarak milleden yöntemiyle elde edilen CAD/CAM restorasyonlarının estetik görünümünü geliştirmektedir (Akar ve ark., 2014; Fasbinder ve Neiva, 2016). Ayrıca parlak porselen yüzeyler, pürüzlü yüzeylere göre renklenmeye daha dirençlidir (Atay ve ark., 2009; Esquivel ve ark., 1995 ve Yılmaz ve ark., 2008).

1.4.1. Mekanik Parlatma

CAD/CAM sistemiyle millenen bloklar üretici firmanın önerileri doğrultusunda 3 aşamalı parlatma kitleri, 2 aşamalı (kalın ve ince) sentetik lastikler veya elmas patlar (2-4 µm) kullanılarak mekanik olarak parlatılabilmektedir (Flury ve ark., 2010). Dişten yapılan preparasyon miktarına, dijital ölçülere ve restorasyonun 3 boyutlu tasarımına bağlı olarak bilgisayar destekli restorasyonlar klinikte ilave manuel uyumlamalar gerektirmektedir. Bu uyumlamalar genellikle kırmızı renk kodlu elmas frezler (45-50 µm) yardımıyla restorasyon iç yüzeyinde, interproksimal kontaklarda ve okluzal yüzlerde yapılmaktadır. Restorasyon dış yüzeyinde yapılan bu uyumlamalar daha sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik parlatma kitleri kullanılarak parlatılmalıdır. Simantasyondan sonra okluzal yüzeyler yeniden kontrol edilerek gerekli görüldüğü takdirde kırmızı renk kodlu elmas frezler ve sonrasında parlatma lastikleriyle uyumlanır. Millenerek üretilen restorasyonun marjinleri de simantasyondan sonra genellikle mekanik olarak ağız içinde parlatılır. Aksi takdirde aşındırma işlemleri, materyalin yüzeyindeki kapalı porları açığa çıkararak daha pürüzlü bir yüzeye neden olur, bu durum materyali renklenmeye daha elverişli bir hale getirir (Atay ve ark., 2009; Motro ve ark., 2012 ve Yılmaz ve ark., 2008). Genel bir kural olarak kırılğan bir materyal üzerinde elmas frezlerle aşındırma işlemleri uygulandığında yüzeyde ve yüzey altında oluşan kalıcı hasarın giderilebilmesi için mekanik parlatma basamaklarının izlenmesi gerekmektedir (Malkin ve Hwang, 1996; Quinn ve ark., 2005). Dental

seramiklerin ve rezin kompozit materyallerin yüzeyleri pürüzlü kaldığı zaman dayanıklılıkları azalmaktadır (Addison ve ark., 2012; Albakry ve ark., 2004; Lohbauer ve ark., 2008 ve Oilo ve Quin, 2016). Dayanıklılığın azalmasının nedeni, aşındırıcı elmaslardan kaynaklanan mikro çatlakların başlangıcından ileri gelmektedir. Aşındırma yönüne bağlı olarak bu mikro çatlaklar aşındırma yönüne paralel veya dik olabilir (Quinn ve ark., 2005). Hareket düzleminde ilerleyen radyal (ışınsal) çatlaklar, aşındırma sırasında uygulanan yüzeysel kuvvetlerden kaynaklanan artan çekme gerilimlerine bağlı olarak da oluşabilir (Malkin ve Hwang, 1996).

Mekanik parlatma işleminin en sonunda elmas parlatma pastalarının kullanılması yüzeyin pürüzsüzlüğünü destekler (Sasahara ve ark., 2006). Bununla birlikte elmas parlatma pastalarının tek başına kullanılması farklı seramik materyaller için uygun bir parlaklık sağlanmasında yeterli değildir (Saraç ve ark., 2006a). Ayrıca ışıkla sertleşen likit parlatıcılar ile mekanik parlatılmış yüzeylerde daha pürüzsüz bir yüzey elde edilir. Bütün bu mekanik parlatma materyalleri, bakteri tutulumunun azalmasını ve parlak bir görünüm (Sarıkaya ve Güler, 2011) için istenen yüzey pürüzsüzlüğünün elde edilmesine yardımcı olur (Steiner ve ark., 2015).

1.4.2. Glaze

Glaze işlemi seramik restorasyonlar için en yaygın yüzey bitirme tekniğidir. Glaze mekanik parlatma teknikleriyle kıyaslandığında genellikle yüzey pürüzlülüğünü düşüren en iyi tekniklerden biri olarak karşımıza çıkar.

Milleme sonrası bazı seramik bloklar için kristalizasyon veya glaze fırınlaması gerekmektedir. Glaze işleminin amacı fırınlanmış porselen yüzeyindeki açık porların kapatılmasını sağlamaktır ve dental glazeler cilalı yüzey elde etmek amacıyla fırınlanmış kron yüzeyine uygulanan renksiz cam tozundan oluşmaktadır (McLean, 1974). Glaze işlemi seramik restorasyonun kırılma dayanımını artırır, aşındırma potansiyelini düşürür ve materyalde pürüzsüz bir yüzey oluşturur. Böylece yüzeyde plak birikimi azalır ve plağın kolaylıkla uzaklaşması sağlanır. Ayrıca glaze porseleni

doğal diş yüzey parlaklığını ve karakterizasyonunu taklit eder (Al-Wahadni ve Martin, 1998). Aynı zamanda bu tabaka soğuma işleminden kaynaklanan sıkıştırıcı stresleri de azaltarak oluşan çatlakların yayılmasını ve nükleasyondan restorasyonu korunmasını sağlar (Benetti ve ark., 2013; Silva ve ark., 2014 ve Swain, 2009).

Toz/likit karıştırma oranları kullanılarak tabakalama tekniğiyle üretilen porselen karışımlar teknisyenlerin deneyimine bağlı olarak farklılık gösterir (Fleming ve ark., 2000). Bu orandaki farklılıklar toplam poröziteye etki eder (Cheung ve Darvell, 2002; Zhang ve ark., 2004). Porözite seramik materyallerde istenmeyen bir özelliktir ve restorasyonun klinik kullanım süresini ve estetiği etkilediği düşünülmektedir (Cheung ve Darvell, 2002). İşlemin zaman alması, renk değişimine neden olması ve porselen devitrifikasyonu (camsılaştırma, cam kristalleştirme) nedeniyle uyumlama işlemlerinden sonra seramiklerin yeniden glaze fırınlama işleminin uygulanmasının dezavantajları olarak bildirilmiştir. Bu nedenle farklı aşındırıcı taşların, aşındırıcı lastiklerin ve patların kullanımı yeniden glaze tekniğinin yerine önerilmektedir (Ancowitz ve ark., 1998; Fuzzi ve ark., 1996; Jefferies, 2007; Patterson ve ark., 1992; Raimondo ve ark., 1990 ve Wright ve ark., 2004).

1.5. Renk Sistemleri

Diş hekimliğinde Munsell ve CIE $L^* a^* b^*$ olmak üzere iki farklı renk sistemi kullanılmaktadır (Kumari ve ark., 2015).

1.5.1. 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 (Chang ve ark., 2012; Cochrane, 2014).

1.5.1.1. 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 (O'Brien, 1997; Sproull, 2011).

1.5.1.2. 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 (Paravina, 2004).

1.5.1.3. Yoğunluk (Chroma)

Bir rengin yoğunluğunun veya doygunluğunun ölçüsünü göstermektedir. Aydınlik ve renk yoğunluğu arasında ters orantı vardır ve renk yoğunluğu arttıkça aydınlık azalır. Bir rengin içine gri eklenirse yoğunluk azalır fakat rengin tonu değişmez. Orijinal rengin aydınlığının artması için, eklenen grinin aydınlığının, orijinal rengin aydınlığından yüksek olması gerekmektedir (Chang ve ark., 2012; Mayekar, 2001).

1.5.2. 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 dışteki 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 (O'Brien, 2002). 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 (Chu ve Da, 2004; O'Brien, 2002). ΔE formülüne göre renk değişim değerlerinin klinik olarak değerlendirilmesi izelge 1.1'de gösterilmiştir (Dede ve ark., 2016).

Çizelge 1.1. Renk değişim değerlerinin klinik olarak değerlendirilmesi

ΔE	Klinik Olarak Değerlendirilmesi
0-1,30	Gözle fark edilemez, klinik olarak kabul edilebilir.
1,30-2,25	Gözle fark edilebilir, klinik olarak kabul edilebilir.
>2,25	Klinik olarak kabul edilemez.

1.6. Renk lim Sistemleri

Dental restorasyonların renk analizi için iki yöntem kullanılmaktadır. Bunlar görsel ve aletli renk analizleridir (Okubo ve ark., 1998).

1.6.1. Görsel Renk Eşleştirmesi

Görsel renk seçiminde tedavisi yapılan dişin rengi skalalardaki renkler ile belirlenerek restorasyon üretilebilir. Renk algısı, kişiden kişiye değişen subjektif ve psikofizyolojik bir durumdur. Diş hekimleri arasında doğal diş renklerinin belirlenmesinde ve kendi seçimlerinin tekrarlanmasında tutarsızlıklar olduğu bildirilmiştir (Alsaleh ve ark., 2012). Yapılan araştırmalar yaşlanma, yorgunluk, seçilen renk örneğinin göze olan uzaklığı ve gözün aynı rengi sürekli incelemesi gibi faktörlerin renk algısında farklılıklar ortaya çıkarabileceğini göstermektedir (Mayekar, 2001). Görsel lim 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 (Kim-Pusateri ve ark., 2009; Okubo ve ark., 1998 ve Sproull, 2001). 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 (Alsaleh ve ark., 2012; Lee ve ark., 2001).

1.6.2. Aletli Renk Analizi

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

1.6.2.1. Kolorimetre

Kolorimetreler, rengin koordinat değerlerini sabit bir aydınlatma altında ölçen cihazlardır. Bu koordinatlar kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç renge ayrılır ve spektral yansımaları kaydetmezler (Kim- Pusateri ve ark., 2009). İki örnek arasındaki renk farklılıklarını ölçmek için oldukça kullanışlı bir cihazdır. Spektrofotometre ve spektrometreye göre daha ucuz ve kolay kullanıma sahiptir. Bununla birlikte spektrofotometreler kadar detaylı ölçüm yapmazlar. Bu nedenle veriler daha anlaşılır ve basittir (Paravina ve Powers, 2004, Chapter 2).

1.6.2.2. Spektroyometre

Cihaz, radyometrik enerji ile 5, 10, 20 nanometrelik aralıklar ile görülebilen spektrumunun üzerinde ölçüm yapar. Renk ölçümü yapılırken örnek yüzeyine temas etmedikleri için "edge loss" a yani kesit kaybına neden olmazlar ve en güvenilir renk ölçüm yöntemidir (Paravina ve Powers, 2004, Chapter 2).

1.6.2.3. Spektrofotometre

Görünebilir radyant enerji miktarını ölçen cihazlardan olan spektrofotometrelerin içerisinde monokromator, detektor 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 yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesidir. Metamerizmi (bir objeye değişik ışık kaynakları altında bakıldığında farklı renklerde görülmesi, algılanması) ayırt edebilmeleri, kolorimetrelerden daha çok tercih edilmelerini sağlar. Güneş ışığı, ampul ışığı ve florasan ışıkta farklı ölçüm değerleri verebilmektedir. Bu nedenle spektrofotometreler daha profesyonel alanlarda, bilimsel çalışmalarda, kalite kontrolü ve renk tarif edilmesinde kullanılmaktadırlar (Chu ve Devigus, 2004; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Sarafianou ve ark., 2012). 2002 yılında CIE L*a*b değerlerini veren ağız içi dental Vita Easysshade spektrofotometre kullanıma girmiştir. Cihaz, ana üniteye bağlı bir el aparatından oluşur ve cihazın diş yüzeyi ile temasta olan probu yaklaşık 5 mm çapındadır. Prob 19 adet 1 mm çapında fiberoptik demet içermektedir. Ölçüm işlemi sırasında diş, probun etrafında bulunan halojen lamba tarafından dairesel bir geometri ile aydınlatılmaktadır. Cihaz renk ölçüm sonucunu 3D-Master ve Vitapan Classical skalalarına göre vermektedir (Sproull, 2001; Paravina, 2004). 2009 senesinde ise VITA Easysshade Compact (VITA Zahnfabrik, Germany) cihazı piyasaya sunulmuştur. VITA Easysshade'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 aktarılabilmektedir (Chu ve ark., 2010).

1.6.2.4. Dijital Kameralar

Renk seçiminde kullanımı giderek artış gösteren dijital kameralar, nesnenin tamamı ölçüldüğü için noktasal ölçüme göre avantaj sağlamaktadır. Bu kameralarla kolorimetrik ve multispektral olarak görüntü ölçümü yapılabilmektedir (Paravina ve Powers, 2004, Chapter 2).

1.7. Yüzey Pürüzlülüğü ve Önemi

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin ağız içindeki kimyasal ve mekanik özelliklerinin uzun süre dayanabilir olması gerekmektedir (Yanıkoglu ve ark., 2009). Düzgün ve parlak bir yüzey, dental materyallerin estetik bir görünüm sağlamaları için oldukça önemlidir. Ayrıca bu görünümü ağız içinde de uzun bir süre boyunca devam ettirebilmeleri gerekir. Estetik bir görünüm sağlamanın yanı sıra düzgün bir yüzey, plak retansiyonunu ve renklenmiş yüzey oluşumunu da engeller. Bunların yanında, düzgün bir yüzey sayesinde sürtünme katsayısı düşer ve bu da aşınma oranını azaltır (Atabek ve ark., 2010; Kakaboura ve ark., 2007 ve Yılmaz ve Özkan, 2010), böylece dental materyalin klinik başarısı artar. Pürüzlü yüzeyler materyalin bükülme dayanıklılığını azaltmaktadır (Bessing ve Wiktorsson, 1983).

1.7.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Metodları

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için birçok yöntem vardır. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile ilgili araştırmalar taramalı elektron mikroskobu gibi kalitatif metotlar ve yüzey profili analizi gibi kantitatif metotlar ile yapılır. Son yıllarda atomik kuvvet mikroskobu ile de yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu ayrıntılı topografik görüntüleri elde edilebilmektedir (Kakaboura ve ark., 2007). Genel olarak

çalışmalarda en çok kullanılan yöntem, profilometre ile yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesidir.

1.7.1.1. Profilometre Analizi

Profilometre cihazında elmas tarayıcı bir uç vardır ve bu uç örnek yüzeyinde gezinirken elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir (Bourauel ve ark., 1998; Jefferies, 1998). Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde birçok parametre seçilir. En çok kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır (Whitehead ve ark., 1995). Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi, art arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rpm yüzey parametresi art arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. İstisnai profil tepeleri bir dereceye kadar dikkate alınır. Ra ve Rz parametreleriyle karşıtlık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir. Rpm:Rz oranı da profil şekli hakkında bilgi verir. Bu oran 0.5'ten daha yüksek ise keskin kenarlı profili, 0.5'ten daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir (Whitehead ve ark., 1995).

1.8. Tezin Amacı

Bu tez çalışmasının genel amacı, farklı yüzey bitirme tekniklerinin; farklı kompozisyonlarda bulunan 4 çeşit CAD/CAM materyali üzerinde, başlangıç ve işlem sonrası olmak üzere iki farklı zamanda, yüzey pürüzlülüğü ve renk açısından farklılık oluşturup oluşturmadığının saptanmasıdır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

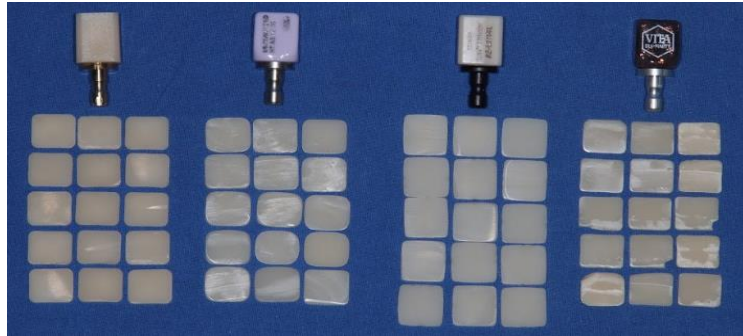
Bu çalışma, farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan 4 farklı CAD/CAM seramik materyalinin başlangıç ve yüzey işlemi sonrası renk ve yüzey pürüzlülüğünün değişimi üzerine planlanmıştır. Bu amaçla yapılan çalışmalar Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışma,

- 1- Örneklerin hazırlanması
- 2- Örneklerin başlangıç renk ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ölçümü
- 3- Örnek yüzeylerine yüzey bitirme işlemlerinin uygulanması
- 4- İşlemler sonrasında renk ve yüzey pürüzlülüğü değişim miktarlarının belirlenmesi
- 5- İstatistiksel analizler ile sonuçların değerlendirilmesi aşamalarını içermektedir.

2.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışma 4 farklı CAD/CAM materyali ile laboratuvar ortamında yürütülmüştür. Bu amaçla kullanılan bloklar; IPS Emax CAD, Vita Suprinity, GC Cerasmart ve Lava Ultimate bloklardır (Şekil 2.1). Kullanılan bloklar, bitirme teknikleri ve üretici firmalar Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Kullanılan CAD/CAM blokları

Çizelge 2.1. Kullanılan bloklar, bitirme teknikleri ve üretici firmalar

Materyal	Üretici Firma	Kimyasal içerik	Uygulanan Bitirme Tekniği	Bitirme Tekniğinde Kullanılan Materyaller	Üretici Firma
IPS Emax	Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Liechtenstein	Lityum disilikat ve türevleri içeren sentetik	Mekanik Parlatma	GZ Instrumente Diapro polishing set	G&Z Instrumente GmbH, Avusturya
			Glaze	IPS e.max CAD Crystall Glaze Paste	Ivoclar Vivadent Shaan, Liechtenstein
Vita Suprinity	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Saeckingen, Almanya	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat	Mekanik Parlatma	GZ Instrumente Diapro polishing set	G&Z Instrumente GmbH, Avusturya
			Glaze	Vita Akzent Glaze Powder	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya
Lava Ultimate	3M ESPE, Seefeld, Almanya	Rezin nanoseramik % 80 seramik % 20 kompozit	Mekanik Parlatma	EVE Diacomp Plus TWIST	EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya
			Glaze	GC Optiglaze	GC Dental Products Tokyo, Japonya
GC Cerasmart	GC Dental Products Tokyo, Japan	Rezin nanoseramik % 71 silika %29 kompozit	Mekanik Parlatma	EVE Diacomp Plus TWIST	EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya
			Glaze	GC Optiglaze	GC Dental Products Tokyo, Japonya

Bloklar Micracut 201 doğrusal hassas kesim cihazı (Metkon, Bursa, Türkiye) (Şekil 2.2) kullanılarak 2 mm ($\pm 0,1$ mm) kalınlıkta su soğutması altında kesilmiştir. Kesme işleminden sonra blokların dijital mikrometre (Minitech 233 Presi, Grenoble, Fransa) (Şekil 2.3) ile kalınlıkları kontrol edilmiştir. Örnek yüzeyleri su soğutması altında dakikada 200 devir dönen zımpara cihazında (Gripo 2V Grinder-Polisher, Metkon, Bursa, Türkiye) (Şekil 2.4) sırasıyla 600, 800, 1000 grit silikon karbit aşındırma kağıtları (English Abrasives, Londra, İngiltere) ile 15 saniye süre boyunca nihai örnek kalınlıkları 2 mm ($\pm 0,5$ mm) olacak şekilde aşındırılmıştır. Elde edilen toplam 120 örnek ultrasonik temizleme cihazında (Whaledent Biosonic, Coltène/Whaledent Inc. Ohio, Amerika Birleşik Devletleri) (Şekil 2.5) 15 dakika boyunca distile su ile temizlenmiştir. Örnekler Çizelge 2.2’de görüldüğü gibi rastgele gruplara ayrılmıştır.



Şekil 2.2. Micracut cihazı



Şekil 2.3. Dijital mikrometre



Şekil 2.4. Zımpara cihazı



Şekil 2.5. Ultrasonik temizleme cihazı

Çizelge 2.2. Gruplara ayrılan örnek sayısı (n:15 olmak üzere toplam 120 örnek)

	IPS Emax CAD	Vita Suprinity	Lava Ultimate	Gc Cerasmart
Mekanik Parlatma	15	15	15	15
Glaze	15	15	15	15

Hazırlanan örneklerden IPS e.max CAD ve Vita Suprinity grupları kristalizasyonun tamamlanması için üretici firmanın talimatları doğrultusunda Programat P 510 fırınında (Ivoclar Vivadent AG, Shaan, Liechtenstein) (Şekil 2.6) Çizelge 2.3’de gösterilen değerler ile kristalize edilmiştir.



Şekil 2.6. Programat P 510 firmı

Çizelge 2.3. Ips E-max CAD ve Vita Suprinity seramik blokların kristalizasyon değerleri

	IPS e.max CAD	Vita Suprinity
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

Tüm örnekler başlangıç ölçümleri öncesinde ultrasonik temizleme cihazında (Whaledent Biosonic, Coltène/Whaledent Inc., Ohio, Amerika Birleşik Devletleri) distile su içerisinde 15 dk temizlendikten sonra kurutulmuştur. Ölçümlerden önce tüm örnekler oda sıcaklığında, ışık almayan, kuru ortamda muhafaza edilmiştir.

2.2. Örneklerin Başlangıç Renk Ve Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Ölçümü

Örnek yüzeylerine manuel parlatma veya glaze işlemleri uygulanmadan önce tüm örneklerin başlangıç renk ve yüzey pürüzlülüğü değerleri kaydedilmiştir.

2.2.1 Renk Ölçümü

Hazırlanan örnekler için renk tespit yöntemi olarak aletsel renk tespit yöntemi kullanılmıştır. Aletsel renk tespiti spektrofotometre cihazı ile yapılmış olup Vita EasyShade Advance (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) (Şekil 2.7) cihazı "Single Tooth" (tek diş ölçüm) modunda kullanılmıştır. Renk tespitlerinin örneklerin aynı yüzünden ve aynı noktadan yapılması amaçlanmıştır. Cihazın kalibrasyonu renk ölçümlerinden önce yapılarak, her bir örnekten başlangıç renk ölçümleri 3 kez tekrarlanarak CIE L*, a*, b* değerleri kaydedilmiştir.

Her bir renk ölçümü D65 standart aydınlatma ortamına sahip renk ölçüm kutusunda yapılmıştır (Şekil 2.8) ve veriler kaydedilerek başlangıç renk ölçümleri tamamlanmıştır.



Şekil 2.7. Vita EasyShade



Şekil 2.8. Renk Ölçüm Kutusu

2.2.2. Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Örneklerin yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesinde profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Göttingen, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 2.9). Cihazın parametreleri, ölçüm uzunluğu (Lt); 1.75 mm, cut off (kesme uzunluğu) değeri (λc); 0.25, ölçüm sayısı (n); 5 olacak şekilde ayarlanmıştır. Her bir örnek yüzeyinin merkez ve periferini içeren 5 farklı bölgesinden elde edilen Ra değerlerinin (μm) ortalaması alınarak yüzey pürüzlülük değeri hesaplanmıştır. Ölçüm sırasında daha güvenilir sonuçlar elde edebilmek için örnekler tutucu bir aparata sabitlenmiştir.

Ayrıca 2.4 μm Ra değerine sahip bir referans blok kullanılarak her 10 ölçümde bir cihazın kalibrasyonu yapılmıştır.



Şekil 2.9. Profilometre cihazı

2.3. Örnek Yüzeylerine Yüzey Bitirme İşlemlerinin Uygulanması

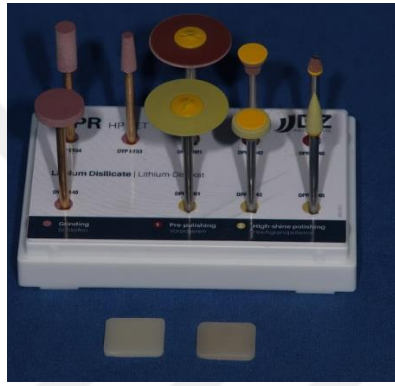
Her örnek grubuna ayrı ayrı manuel parlatma ve glaze işlemi uygulanmıştır.

2.3.1 Manuel Parlatma İşleminin Uygulanması

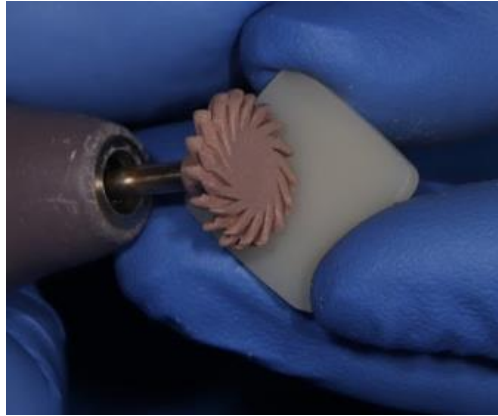
Mekanik parlatma işlemi, laboratuvarında mikro motor yardımı ile sabit devir (8000 rpm) ve sürede yapılmıştır. Parlatma materyalleri Çizelge 2.1’de gösterildiği gibi üretici firmanın önerileri doğrultusunda mekanik parlatma kitleri aracılığı ile uygulanmıştır (Şekil 2.10 ve Şekil 2.11). Kullanılan materyaller, uygulama süreleri Çizelge 2.4’te gösterilmiştir. Mekanik parlatma işlemi örneklerin tek bir yüzeyine uygulanmıştır. İşlem sonrasında yeniden dijital mikrometre ile ölçümler yapılarak kalınlıklar kontrol edilmiştir.

Çizelge 2.4. Kullanılan manuel parlatma araçları ve uygulama süreleri

Bloklar	Kullanılan Mekanik Parlatma Sistemi	Uygulama Süresi
IPS Emax CAD(n:15)	GZ Instrumente Diapro polishing set	Kahverengi lastik ile 60 saniye Sarı lastik ile 60 saniye
Vita Suprinity(n:15)	GZ Instrumente Diapro polishing set	Kahverengi lastik ile 60 saniye Sarı lastik ile 60 saniye
Lava Ultimate (n:15)	EVE Diacomp Plus TWIST	Pembe lastik (pre- polishing) ile 60 saniye Gri lastik (high-gloss polishing) ile 60 saniye
GC Cerasmart(n:15)	EVE Diacomp Plus TWIST	Pembe lastik (pre- polishing) ile 60 saniye Gri lastik (high-gloss polishing) ile 60 saniye



Şekil 2.10. Manuel parlatma kitleri



Şekil 2.11. Örneklerin manuel yöntemle parlatılması

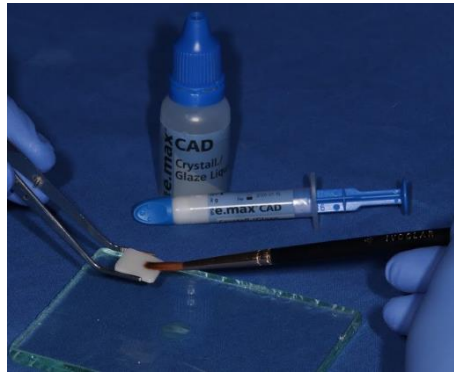
2.3.2. Glaze İşleminin Uygulanması

Örneklere uygulanan glaze materyalleri Çizelge 2.5.'te gösterilmiştir. Glaze işlemi üretici firmanın önerileri doğrultusunda blok tipine göre belirlenmiştir. Bu amaçla hem glaze fırını hem de LED Polimerizasyon Işığı kullanılmıştır. Glaze işlemi örneklerin bir yüzeyine uygulanmış ve uygulama sonrasında dijital mikrometre yardımı ile kalınlıklar yeniden ölçülmüştür.

Çizelge 2.5. Glaze yönteminde kullanılan materyaller

Bloklar	Kullanılan Glaze Sistemi
IPS Emax CAD(n:15)	IPS e.max CAD Crystall Glaze Paste
Vita Suprinity(n:15)	Vita Akzent Glaze Powder
Lava Ultimate (n:15)	GC Optiglaze
GC Cerasmart(n:15)	GC Optiglaze

IPS emax CAD örneklerin yüzeyine IPS e.max CAD Crystall Glaze Paste materyali firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır (Şekil 2.12). Glaze işlemi sırasında porselen fırınlama ısıları yine üretici firmanın önerileri doğrultusunda blok ve fırın tipine göre ayarlanmıştır. Glaze işlemi örneklerin bir yüzeyine uygulanmış ve uygulama sonrasında dijital mikrometre yardımı ile kalınlıklar yeniden ölçülmüştür.



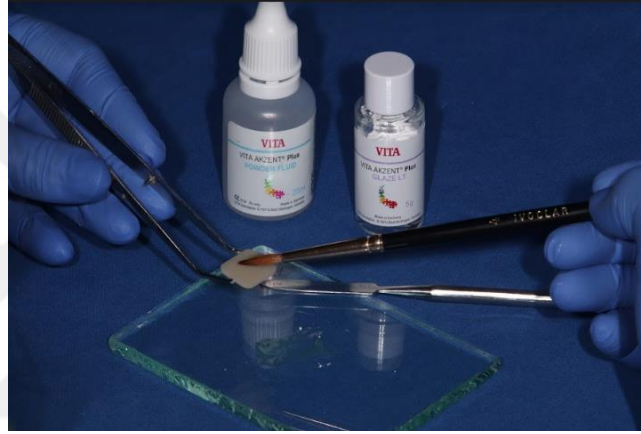
Şekil 2.12. IPS E-max CAD yüzeyine glaze işleminin uygulanması

Vita Suprinity örneklerin yüzeyine Vita Akzent Plus Powder materyali firma önerileri doğrultusunda uygulanmış (Şekil 2.13) ve glaze işlemi Çizelge 2.6'da

gösterildiği gibi üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapılmıştır. Glaze işlemi örneklerin bir yüzeyine uygulanmış ve uygulama sonrasında dijital mikrometre yardımı ile kalınlıklar yeniden ölçülmüştür.

Çizelge 2.6. Suprinity örnekler için glaze fırınlama değerleri

VITA VACUMAT	ön kurutma °C	→ min.	↘ min.	↘ °C/min.	yaklaşık sıcaklık °C	→ min.	VAC min.
VITA Akzent Plus Powder	400	6.00	5.00	80	800	1.00	-



Şekil 2.13. Suprinity örneklerin yüzeyine glaze işlemi uygulanması

Lava Ultimate ve GC Cerasmart örneklerin glaze işleminde GC Optiglaze materyali kullanılmıştır. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda örnek yüzeyleri kumlama cihazı ile (Heraeus Combilabor CL-FSG 3, Almanya) (Şekil 2.14) önce 2 bar basınç altında, 50 µm'lik Al₂O₃ tozu kullanılarak 10 mm mesafeden 5 sn süreyle kumlanmıştır.

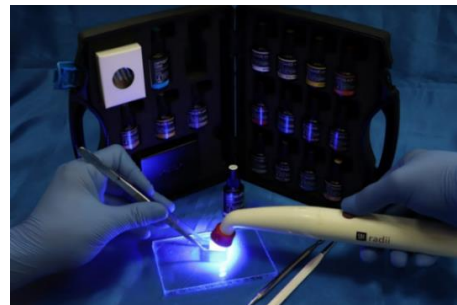


Şekil 2.14. Örneklerin kumlama cihazı ile kumlanması

Kumlama sonrasında örnek yüzeyleri ultrasonik temizleyicide 10 dakika boyunca distile su yardımıyla temizlenip kurulanmıştır. Glaze uygulamasına geçmeden önce firma önerileri doğrultusunda Lava Ultimate ve GC Cerasmart yüzeyine primer uygulaması yapılmıştır (GC G-Multi Primer, Tokyo, Japan) (Şekil 2.15). Örnek yüzeylerine Optiglaze Renk setinden şeffaf rengi ile ince bir tabaka halinde (25-50 μm) üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmış ve 40 sn boyunca LED ışık yayan polimerizasyon cihazıyla polimerize edilmiştir (Şekil 2.16).



Şekil 2.15. Hibrit yapıdaki örnek yüzeylerine primer uygulaması



Şekil 2.16. Optiglaze Şeffaf uygulanan örneklerin ışıkla polimerizasyonu

2.4. Renk ve Yüzey Pürüzlülüğü Değişim Miktarlarının Belirlenmesi

Örnek yüzeylerine üretici firmaların önerileri doğrultusunda uygulanan manuel parlatma ve glaze işlemlerini takiben her bir örnek yüzeyi başlangıç ölçümünde yapıldığı şekliyle aynı ortam ve koşullar altında profilometre ve spektrofotometre kullanılarak yüzey işlemi sonrası değerleri ölçülmüş ve istatistiksel analizler ile değerlendirilmek üzere kaydedilmiştir.

2.5. İstatistiksel Analizler ile Sonuçların Değerlendirilmesi

İstatistik hesaplamalarda açık kaynaklı (Open Source) R x64 2.14.0 İstatistik yazılımından yararlanılmıştır (Anonymous, 2011). İstatistiksel analiz tekniği olarak 3 faktörlü ve faktörlerden biri tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniği (ANOVA) ve asgari önemli fark (Least Significance Difference) (AÖF = LSD) çoklu karşılaştırma test tekniği kullanılmıştır. Anlamlılık için $p < 0,05$ kabul edilmiştir.

3. BULGULAR

3.1. Pürüzlülük Ölçümleri İçin Yapılan Analizler

Yüzey pürüzlülüğü ölçüm değeri olarak bir yüzeyin ortalama pürüzlülük değerini ifade eden Ra parametresi kullanılmıştır.

3.1.1. Ra Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

Materyal ve parlatma yöntemlerine göre başlangıç ve yüzey işlemi sonrasında Ra ortalamalarını karşılaştırmak için 3 faktörlü ve faktörlerden biri tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniği (ANOVA) kullanılmıştır (Materyal sayısı 4, parlatma yöntemi sayısı 2 ve tekrarlanan ölçüm olarak da başlangıç ve yüzey işlemi sonrası olmak üzere 2 farklı zaman). Bu analize göre çıkan değerler Çizelge 3.1’ de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Ra değeri için tekrarlanan ölçümlü varyans analizi sonuçları

	Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi				
	SS	df	MS	F	P Değeri
Materyal	1.28	3	0.42	24.6	0
Parlatma	1.84	1	1.83	106.6	0
Materyal/Parlatma	0.17	3	0.056	3.3	0.02
Zaman	0.67	1	0.67	53.3	0
Zaman/Materyal	0.09	3	0.03	2.47	0.06
Zaman/Parlatma	2.31	1	2.31	183.8	0
Zaman/Materyal/Parlatma	0.05	3	0.01	1.42	0.24

Bu karşılaştırma sonuçlarına göre materyal ortalamaları arasındaki farklar, parlatma yöntemi ortalamaları arasındaki fark, materyal/parlatma yöntemi etkileşimini (karşılıklı etkileşimi), zaman (başlangıç ve yüzey işlemi sonrası) ortalamaları arasındaki fark ve zaman/parlatma yöntemi etkileşimini istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0.05$).

- Her parlatma yönteminde materyalleri (veya her materyalde parlatma yöntemlerini),
- Her zamanda (başlangıç ve yüzey işlemi sonrası) parlatma yöntemlerini

çoklu karşılaştırma testlerinden bir tanesi ile karşılaştırarak istatistiksel analiz yapılmıştır. Hem parlatma yöntemi hem de zaman iki değişkenli olduğundan bunlar için en uygun çoklu karşılaştırma testi asgari önemli fark (least significance difference) (AÖF=LSD) çoklu karşılaştırma testi olup, bu teste ilişkin elde edilen sonuçlar Çizelge 3.2. ve Çizelge 3.3'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.2. Ra özelliğinin materyal ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri

Ra							
Parlatma Yöntemi	Materyal	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
Manuel	IPS e-max CAD	30	.200 ^A	.1092	.0199	.082	.532
	Gc Cerasmart	30	.316 ^B	.1207	.0220	.200	.731
	Vita Suprinity	30	.185 ^A	.1340	.0245	.072	.751
	Lava Ultimate	30	.209 ^A	.0406	.0074	.160	.295
Glaze	IPS e-max CAD	30	.331 ^A	.1702	.0311	.080	.595
	Gc Cerasmart	30	.544 ^C	.2227	.0407	.184	1.054
	Vita Suprinity	30	.298 ^A	.2165	.0395	.052	.687
	Lava Ultimate	30	.437 ^B	.2269	.0414	.169	.997

¹⁾ Aynı parlatma yönteminde farklı harfle gösterilen iki Ra ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir (P<0.05).

Çizelge 3.3. Ra özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri

Zaman	Parlatma Yöntemi	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
Başlangıç	Manuel	60	.273 ^A	.1373	.0177	.082	.751
	Glaze	60	.251 ^A	.1636	.0211	.052	.706
Yüzey İşlemi	Manuel	60	.182 ^A	.0713	.0092	.072	.372
	Glaze	60	.553 ^B	.1810	.0234	.258	1.054

¹⁾ Aynı zamanda farklı harfle gösterilen iki Ra ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir (P<0.05)

Çizelgelerde yer alan A,B ve C harf kodları birbiriyle istatistiksel olarak fark gösteren örnek gruplarını belirtmek amacıyla kullanılmıştır. Farklı harfle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p<0.05).

3.2. Renk Ölçümleri İçin Yapılan Analizler

3.2.1. L* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

Materyal ve parlatma yöntemlerine göre başlangıç ve yüzey işlemi sonrasında L* ortalamalarının karşılaştırılması için 3 faktörlü ve faktörlerden biri tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniği (ANOVA) kullanılmıştır. Bu analize göre çıkan değerler Çizelge 3.4'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.4. L* değeri için tekrarlanan ölçümlü varyans analizi sonuçları

	Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi				
	SS	df	MS	F	P Değeri
Materyal	2410.3	3	803.4537	102.18	0
Parlatma	12.4	1	12.4	1.58	0.2
Materyal/Parlatma	6.07	3	2.02	0.26	0.8
Zaman	0.5	1	0.5	2.64	0.1
Zaman/Materyal	31.5	3	10.5	49.53	0
Zaman/Parlatma	3.1	1	3.1	14.73	0
Zaman/Materyal/Parlatma	12.02	3	4	18.87	0

Bu karşılaştırma sonuçlarına göre zaman/materyal/parlatma yöntemi 3'lü interaksyonu (karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli ($p<0.05$) bulunmuştur. Parlatma yöntemi ve zaman alt gruplarında materyaller çoklu karşılaştırma testlerinden bir tanesi kullanılarak analiz edilmiştir.

- Parlatma yöntemi manuel ve zaman başlangıç olduğunda materyal L* ortalamaları
- Parlatma yöntemi manuel ve zaman yüzey işlemi sonrası olduğunda materyal L* ortalamaları
- Parlatma yöntemi glaze ve zaman başlangıç olduğunda materyal L* ortalamaları
- Parlatma yöntemi glaze ve zaman yüzey işlemi sonrası olduğunda materyal L* ortalamaları ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Bu sonuçlara göre L* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri Çizelge 3.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.5. L* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri

Parlatma Yöntemi	Zaman	Materyaller	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	ΔL	En Küçük	En Büyük
Manuel	Başlangıç	IPS e-max CAD	15	91.33 ^A	2.408	IPS e-max CAD	87.70	95.40
		Gc Cerasmart	15	90.46 ^{AB}	1.293		0,7	88.30
		Vita Suprinity	15	82.70 ^{BC}	2.762	Gc Cerasmart	78.50	86.20
		Lava Ultimate	15	89.08 ^C	1.152		-0,76	86.30
Manuel	Yüzey İşlemi	IPS e-max CAD	15	92.03 ^A	2.336	Vita Suprinity	88.00	95.10
		Gc Cerasmart	15	89.70 ^B	1.210		1,11	87.60
		Vita Suprinity	15	83.81 ^C	2.721	Lava Ultimate	78.90	88.20
		Lava Ultimate	15	87.50 ^D	1.081		-1,58	85.30
Glaze	Başlangıç	IPS e-max CAD	15	91.08 ^A	2.436	IPS e-max CAD	86.70	94.90
		Gc Cerasmart	15	89.91 ^A	1.260		0,88	88.10
		Vita Suprinity	15	82.71 ^B	2.887	Gc Cerasmart	77.50	87.70
		Lava Ultimate	15	87.14 ^C	1.241		-0,52	84.60
Glaze	Yüzey İşlemi	IPS e-max CAD	15	91.96 ^A	2.452	Vita Suprinity	87.40	95.40
		Gc Cerasmart	15	89.39 ^B	1.191		0,59	86.60
		Vita Suprinity	15	83.30 ^C	2.493	Lava Ultimate	78.40	87.50
		Lava Ultimate	15	87.48 ^D	1.282		0,34	85.30

¹⁾ Aynı parlatma yöntemi ve zamanda farklı harfle gösterilen iki L* ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($p<0.05$).

Çizelge ve tablolarda yer alan A,B,C ve D harf kodları birbiriyle istatistiksel olarak fark gösteren örnek gruplarını belirtmek amacıyla kullanılmıştır. Farklı harfle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0.05$).

3.2.2. a* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

Materyal ve parlatma yöntemlerine göre başlangıç ve yüzey işlemi sonrasında a* ortalamalarının karşılaştırılması için 3 faktörlü ve faktörlerden biri tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniği (ANOVA) kullanılmıştır. Bu analiz sonuçlarına göre çıkan değerler Çizelge. 3.6'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.6. a* değeri için tekrarlanan ölçümlü varyans analizi sonuçları

	Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi				
	SS	df	MS	F	P Değeri
Materyal	1326.1	3	442.0	63.4	0
Parlatma	0	1	0	0	0.9
Materyal/Parlatma	0.3	3	0.1	0.01	0.9
Zaman	6.7	1	6.7	193.6	0
Zaman/Materyal	0.3	3	0.1	3.3	0.02
Zaman/Parlatma	0.9	1	0.9	27.9	0
Zaman/Materyal/Parlatma	0.3	3	0.1	3.3	0.02

Bu karşılaştırma sonuçlarına göre zaman/materyal/parlatma yöntemi 3'lü interaksyonu (karşılıklı etkileşimi) istatistik olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$).

Parlatma yöntemi ve zaman alt gruplarında materyaller çoklu karşılaştırma testlerinden bir tanesi kullanılarak analiz edilmiştir.

- Parlatma yöntemi manuel ve zaman başlangıç olduğunda materyal a* ortalamaları

- Parlatma yöntemi manuel ve zaman yüzey işlemi sonrası olduğunda materyal a* ortalamaları
- Parlatma yöntemi glaze ve zaman başlangıç olduğunda materyal a* ortalamaları
- Parlatma yöntemi glaze ve zaman yüzey işlemi sonrası olduğunda materyal a* ortalamaları ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Bu sonuçlara göre a* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri Çizelge 3.7’te gösterilmiştir.

Çizelge 3.7. a* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri

Parlatma Yöntemi	Zaman	Materyaller	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Δa	En Küçük	En Büyük
Manuel	Başlangıç	IPS e-max CAD	15	.42 ^A	.278	IPS e-max CAD -0,28	-20	.70
		Gc Cerasmart	15	4.32 ^B	.268		3.90	4.90
		Vita Suprinity	15	5.27 ^C	3.759	Gc Cerasmart -0,28	2.60	11.70
		Lava Ultimate	15	-.35 ^A	.253		-90	0.00
	Yüzey İşlemi	IPS e-max CAD	15	.14 ^A	.223	Vita Suprinity -0,28	-40	.40
		Gc Cerasmart	15	4.04 ^B	.307		3.60	4.70
		Vita Suprinity	15	4.99 ^B	3.825	Lava Ultimate 0,01	2.30	11.40
		Lava Ultimate	15	-.34 ^A	.192		-70	0.00
Glaze	Başlangıç	IPS e-max CAD	15	.41 ^A	.301	IPS e-max CAD -0,35	-30	.70
		Gc Cerasmart	15	4.35 ^B	.226		3.90	4.70
		Vita Suprinity	15	5.36 ^B	3.802	Gc Cerasmart -1,47	2.40	11.70
		Lava Ultimate	15	.01 ^A	.185		-40	.30
	Yüzey İşlemi	IPS e-max CAD	15	.06 ^A	.259	Vita Suprinity -0,59	-50	.40
		Gc Cerasmart	15	3.89 ^B	.308		3.40	4.40
		Vita Suprinity	15	4.77 ^B	3.472	Lava Ultimate -0,46	2.00	11.10
		Lava Ultimate	15	-.45 ^C	.164		-80	-20

¹⁾ Aynı parlatma yöntemi ve zamanda farklı harfle gösterilen iki a* ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir (p<0.05).

Çizelge ve tablolarda yer alan A,B ve C harf kodları birbiriyle istatistiksel olarak fark gösteren örnek gruplarını belirtmek amacıyla kullanılmıştır. Farklı harfle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p<0.05).

3.2.3. b* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

Materyal ve parlatma yöntemlerine göre başlangıç ve yüzey işlemi sonrasında b* ortalamalarının karşılaştırılması için 3 faktörlü ve faktörlerden biri tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniği (ANOVA) kullanılmıştır. Bu analize göre çıkan değerler Çizelge 3.8’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.8. b* değeri için tekrarlanan ölçümlü varyans analizi sonuçları

	Tekrarlanan Ölçümlü varyans analizi				
	SS	df	MS	F	P Değeri
Materyal	16699.7	3	5566.5	105.6	0
Parlatma	0.06	1	0.06	0.001	0.9
Materyal/Parlatma	1.05	3	0.3	0.007	0.9
Zaman	38.48	1	38.4	101.8	0
Zaman/Materyal	4.1	3	1.3	3.6	0.01
Zaman/Parlatma	34.4	1	34.4	91.1	0
Zaman/Materyal/Parlatma	16.6	3	5.5	14.7	0

Bu karşılaştırma sonuçlarına göre zaman/materyal/parlatma yöntemi 3’lü interaksyonu (karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli ($p < 0.05$) bulunmuştur. Parlatma yöntemi ve zaman alt gruplarında materyaller çoklu karşılaştırma testlerinden bir tanesi kullanılarak analiz edilmiştir.

- Parlatma yöntemi manuel ve zaman başlangıç olduğunda materyal b* ortalamaları
- Parlatma yöntemi manuel ve zaman yüzey işlemi sonrası olduğunda materyal b* ortalamaları
- Parlatma yöntemi glaze ve zaman başlangıç olduğunda materyal b* ortalamaları
- Parlatma yöntemi glaze ve zaman yüzey işlemi sonrası olduğunda materyal b* ortalamaları ayrı ayrı hesaplanmıştır.

Bu sonuçlara göre b* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri Çizelge 3.9'te gösterilmiştir.

Çizelge 3.9. b* özelliğinin zaman ve parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri

Parlatma Yöntemi	Zaman	Materyaller	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Δb	En Küçük	En Büyük
Manuel	Başlangıç	IPS e-max CAD	15	18.51 ^A	1.675	IPS e-max CAD -0,04	15.10	20.10
		Gc Cerasmart	15	32.14 ^B	.493		31.30	33.10
		Vita Suprinity	15	40.17 ^C	10.249	Gc Cerasmart	30.40	58.30
		Lava Ultimate	15	23.76 ^D	1.153	-0,39	22.70	27.30
	Yüzey İşlemi	IPS e-max CAD	15	18.47 ^A	1.636	Vita Suprinity 0,76	15.20	19.90
		Gc Cerasmart	15	31.75 ^B	.563		31.20	32.90
		Vita Suprinity	15	40.93 ^C	10.200	Lava Ultimate	30.80	57.70
		Lava Ultimate	15	23.27 ^D	.612	-0,49	22.20	24.60
Glaze	Başlangıç	IPS e-max CAD	15	19.03 ^A	1.781	IPS e-max CAD -0,88	15.30	20.70
		Gc Cerasmart	15	32.53 ^B	.457		31.70	33.30
		Vita Suprinity	15	41.61 ^C	10.294	Gc Cerasmart	30.90	58.40
		Lava Ultimate	15	24.57 ^D	.673	-0,98	23.60	26.30
	Yüzey İşlemi	IPS e-max CAD	15	18.15 ^A	1.487	Vita Suprinity -2,52	15.00	19.40
		Gc Cerasmart	15	31.55 ^B	.623		29.90	32.20
		Vita Suprinity	15	39.09 ^C	9.749	Lava Ultimate	27.80	56.80
		Lava Ultimate	15	22.71 ^D	.667	-1,86	21.70	24.30

¹⁾ Aynı parlatma yöntemi ve zamanda farklı harfle gösterilen iki b* ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir (P<0.05).

Çizelge ve tablolarda yer alan A,B,C ve D harf kodları birbiriyle istatistiksel olarak fark gösteren örnek gruplarını belirtmek amacıyla kullanılmıştır. Farklı harfle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (p<0.05).

3.2.4. ΔE Değeri Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

Materyal ve parlatma yöntemlerine göre ΔE ortalamalarının karşılaştırılması için faktöriyel varyans analiz tekniği kullanılmıştır. Bu analize göre çıkan değerler Çizelge 3.10'da gösterilmiştir.

Çizelge 3.10. ΔE değeri için faktöriyel varyans analiz tekniği sonuçları

	SS	df	MS	F	P Değeri
Materyal	28.5	3	9.5	15.6	0
Parlatma	5.4	1	5.4	8.9	0
Materyal/Parlatma	1.8	3	0.6	1.0	0.380

Bu karşılaştırma sonuçlarına göre materyal ve parlatma yöntemi 2'li interaksyonu (karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$).

- İki parlatma yöntemi ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($p<0.05$)
- Dört materyalden en az ikisinin ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($p<0.05$).

Bu hesaplamalar sonucunda ΔE özelliğinin parlatma yöntemlerine göre tanıtıcı istatistikleri Çizelge 3.11'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.11. Parlatma yöntemlerine göre ΔE özelliğinin tanıtıcı istatistikleri

Parlatma	ΔE					
	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Az	En Çok
Glaze	60	1.88 ^A	.995	.128	.62	6.85
Manuel	60	1.46 ^B	.825	.107	.40	4.57

¹⁾ Farklı harfle gösterilen iki parlatma yönteminin ortalaması arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ($p<0.05$).

Materyallerde hangi 2'sinin ortalaması arasındaki farkların istatistiksel olarak önemli olduğunu belirlemek için çoklu karşılaştırma testlerinden yararlanılır. Bunun için asgari önemli fark (least significance difference) (AÖF = LSD) çoklu karşılaştırma testi kullanılarak elde edilen sonuçlar Çizelge 3.12'de belirtildiği gibidir.

Çizelge 3.12. Materyallere göre ΔE özelliğinin tanıtıcı istatistikleri

Materyaller	ΔE					
	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Az	En Çok
IPS e-max CAD	30	1.91 ^C	.673	.123	.93	4.57
Gc Cerasmart	30	1.27 ^A	.592	.108	.40	2.63
Vita Suprinity	30	2.35 ^B	1.279	.234	.78	6.85
Lava Ultimate	30	1.15 ^A	.403	.074	.54	1.90

¹⁾Farklı harfle gösterilen iki materyal ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($p < 0.05$)

Çizelge ve tablolarda yer alan A,B ve C harf kodları birbiriyle istatistiksel olarak fark gösteren örnek gruplarını belirtmek amacıyla kullanılmıştır. Farklı harfle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p < 0.05$).

4. TARTIŞMA

Son otuz yıl içinde diş hekimliğinde materyal ve diş hekimliği teknolojisi alanında önemli gelişmeler meydana gelmiştir. CAD/CAM teknolojisinin yaygınlaşması ile beraber estetik ve mekanik özelliklerin gelişmesi, protetik tedavilerin daha kısa sürede başarıyla tamamlanabilmesini mümkün kılmıştır. Metal seramik restorasyonlarda opak olan metal altyapının oluşturduğu dezavantaj tam seramik sistemlerle beraber ortadan kalkmıştır. Uygulanacak tedaviye göre uygun materyal seçimini yapabilmek için yeni malzemelerin estetik ve mekanik özellikleri önem taşımaktadır (Yin ve ark., 2019). Bu sebeplerle çalışmamızda güncel CAD/CAM materyallerinin kullanılması tercih edilmiştir. Çalışmamızda farklı içerikli CAD/CAM materyallerini birbiri ile kıyaslamak amacı ile son dönemde klinisyenler tarafından kullanımı giderek artan lityum disilikat içerikli IPS e.max CAD, lityum silikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş Vita Suprinity, rezin içerikli 'hibrit seramik' olarak da adlandırılan seramiklerden Lava Ultimate ve GC Cerasmart kullanılmıştır. Bu materyallerin seçilmesinin nedeni, içerik ve yapım teknikleri olarak birbirlerinden farklı olmaları ve son yıllarda klinisyenler tarafından kullanımlarının giderek artmasıdır. Yüzey bitirme ve cila işlemlerinin restorasyonun sağkalım oranına etkisi düşünüldüğünde; çalışmamızın protetik tedavilerde materyal ve polisaj yöntemi seçiminde yol gösterici olacağı düşünülmektedir.

Yapılan restorasyonun estetik özelliklerini ve yapısal sağlamlığını arttırmak için uygun yüzey bitirme ve cila işleminin yapılması oldukça önemlidir. Uygulanan yüzey bitirme ve parlatma işlemi sonrasında restorasyonun bükülme dayanımı artarak çatlak ve kırık riski azalır. Yapılan çalışmalar cilalanmış yüzeylerin karşıt dişte daha az aşındırmaya sebep olduğunu göstermiştir (Anusavice ve ark., 2007). İlave olarak cilalanmamış ve pürüzlü restorasyonlar zaman içinde renk değişimine ve plak birikimine neden olmaktadır (Özgünaltay ve ark., 2003). Oluşan plak akümüasyonu ise sekonder çürüklere ve periyodontal problemlere sebep olarak tedavinin başarısızlığı ile sonuçlanabilmektedir (Kawai ve Urano, 2001).

Yüzey pürüzlülüğü ve renklenme bir restorasyonun başarısını etkileyen en önemli faktörler arasındadır (Reis ve ark., 2003). Renk uyumu ve uzun ömürlü bir renk stabilitesi estetik restorasyonların başarısını etkileyen önemli faktörlerdendir (Barakah ve Taher, 2014). Çalışmamızda, yüzey bitirme ve cila işlemlerinin bu denli önemli olduğu seramik yüzeylerde farklı parlatma sistemleri sonrası meydana gelen yüzey değişiklikleri ve renk değişimi incelenmiştir.

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanan restorasyonlar, hekim tarafından tek bir seansta tasarlanıp freze edilebilmektedir. Ancak bu frezeleme işlemi sonucu simantasyona hazır pürüzsüz bir yüzey oluşmamaktadır. Hazırlanan restorasyonun frezeleme işlemi sonrası dış hatlarının düzeltilip cilalandıktan sonra hastaya teslim edilmeye hazır olması gerekmektedir (Fasbinder ve Neiva, 2016). Hastaya teslim esnasında restorasyonda yapılan okluzal uyumlama işlemi ise pürüzlü bir okluzal yüzey oluşturmakta, bu da restorasyonun intraoral olarak bitirme ve polisaj işlemlerini gerekli kılmaktadır (Amaya-pajares ve ark.; 2016).

Freze cihazında aşındırılan bir restorasyonun optimum estetik ve mekanik özellikleri yakalaması için glaze veya manuel polisaj işlemi yapılmaktadır. Bu iki yöntem pek çok çalışmada birbiri ile kıyaslanmış olsa da konu ile ilgili bir görüş birliğine varılamamıştır (Değirmenci ve Büyükdere, 2016). Saraç ve ark. (2006b) tarafından glaze ve farklı manuel polisaj yöntemlerinin feldspatik porselenler üzerindeki etkisinin değerlendirildiği çalışmada, manuel polisaj yöntemlerinin glaze işlemi kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturduğu sonucuna varılmıştır. Anmol ve arkadaşlarının (2014) feldspatik ve lösit içerikli porselenler kullanarak yaptıkları çalışmada ise, çalışmamızın sonuçlarının aksine, manuel polisaj uygulanan gruplarda glaze işlemi uygulanan gruplardan daha yüksek pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Bunun nedeni, çalışmamızda kullanılan seramik blokların içerik ve üretim şeklinin farklılığı şeklinde yorumlanabilir.

İlk nesil lityum disilikat cam seramik (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent) pres tekniği ile basınç altında eriyen cam seramiğin kalıba enjeksiyonu yöntemi ile üretilmiştir. Günümüzde aynı teknikle CAD/CAM'de kullanılmak üzere prefabrike

bloklar halinde kullanılmaktadır (Aboushelib ve Sleem, 2014). İkinci jenerasyon lityum disilikat cam seramikler (IPS e.max, Ivoclar Vivadent) çift nükleasyon adı verilen bir aşama ile daha kontrollü bir kristalizasyona izin vermiştir. İçeriğindeki ince lityum metasilikat kristallerinin (40% Li₂O₃, ortalama boyut 0.5µm) ilk aşamada çökmesi ile daha homojen ve daha ince kristaller elde edilmesi esneme dayanımını 330 MPa' dan 440 MPa' ya yükseltir. Elde edilen cam seramik materyalin bu üstün özellikleri, CAD/CAM ile kullanımı için ideal hale getirmiştir. İkinci ısıl işlem sonrası lityum disilikat tamamen camın içinde çözünür ve lityum disilikat kristalleri olgunlaşarak %70' lik bir kristal volümüne ulaşır (Guarda ve ark., 2012). Literatürde IPS e.max CAD in önerildiği ve tek kronlarının iki yıl sonunda ağızda kalma oranının %97.4 (Reich ve ark., 2010) ve %100 olduğu çalışmalar mevcuttur (Fasbinder ve ark., 2010). Klinik başarısının dental literatür tarafından da desteklenmesi kullanımını daha yaygın hale getirmiş ve bu sebeplerden ötürü çalışmamıza dahil edilmiştir.

Suprinity materyali son yıllarda kullanıma girmiş ancak klinik başarısını destekleyen yeterli laboratuvar ve klinik çalışma içermeyen bir materyal olarak karşımıza çıkmaktadır (Alharbi ve ark., 2017; da Cunha ve ark., 2015 ve Sato ve ark., 2016). Cam seramikler optik özellikleri ve asitle pürüzlendirilebilmeleri nedeniyle özellikle estetik veneer restorasyonlar için tercih sebebi olduğu Özcan ve arkadaşlarının (2012) yaptığı bir derleme ile bildirilmiştir. Yakın zamanda ince grenli ve homojen bir mikro alt yapıya sahip zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler anterior ve posterior kronların yanı sıra laminate restorasyonlar da dahil geniş bir uygulama alanında endikedir (da Cunha ve ark., 2015). Kompozisyonunda bulunan zirkonya, materyali güçlendiren bir kristal faz görevi görür ve çatlak yayılımını durdurur (Sato ve ark., 2016).

Üretici firmalar, son yıllarda “hibrit seramik” ismi verilen yeni CAD/CAM materyal grubunu, kompozit ve seramik materyallerin olumlu özelliklerini taşıdığı iddiası ile piyasaya sürmüşlerdir. Literatürde, seramik ve polimer çift ağ yapısına sahip bu materyallerin daha az kırılğan olduğu, daha kolay işlenebildiği ve daha iyi kenar uyumu sağladığı öne sürülmüştür (Spitznagel ve ark., 2014). Günümüzde

polimer infiltre seramik ağ yapılı materyal ve rezin nano seramik materyaller olmak üzere farklı yapıda hibrit seramikler piyasada bulunmaktadır (Koizumi ve ark., 2015). Hibrit seramikler, materyal bilimi açısından, kompozit rezin yapısındadır (Acar ve ark., 2015). Bununla birlikte birçok in-vitro çalışmada bu yeni materyallerin cam seramiklere alternatif olarak kullanılabilceği gösterilmiştir (Aboushelib ve Elsafi, 2015; Al-Harbi ve ark., 2015; Della Bona ve ark., 2014 ve Thompson ve ark., 2015). Klinik çalışmalar da benzer şekilde laboratuvar bulgularını desteklemektedir. Yüksek yoğunluklu polimer yapılı CAD/CAM materyalleri kullanılarak hazırlanan restorasyonların, uzun vadede klinik kullanımının mümkün olduğu ve karmaşık tedavi modelleriyle birlikte de kullanılabilme avantajları sunduğu rapor edilmiştir (Güth ve ark., 2016). Çalışmamızda estetik ve mekanik özellikleriyle her geçen gün klinik ihtiyaçları karşılayan yapısıyla kullanımı yaygınlaşan hibrit seramiklerin rezin nano seramik grubundan Lava Ultimate ve Cerasmart materyalleri kullanılmıştır.

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

Seramik restorasyonlar için hasta başında uygulanan çok sayıda polisaj sistemi bulunmaktadır. Bununla birlikte, tüm sistemlerle eşit ve pürüzsüz, uyumlama öncesinden daha iyi bir yüzey elde edileceği konusu açıklık kazanmamıştır. Çeşitli seramik ve polisaj sistemlerinin varlığından dolayı hangi seramik için hangi polisaj sisteminin en iyi sonucu verdiği tartışmalıdır (Amaya-pajares ve ark., 2016). Çalışmalar genellikle farklı polisaj yöntemlerinin farklı seramik materyallerin yüzey morfolojisine etkisi üzerinde yapılmıştır. Stoll ve arkadaşları (1996) yaptıkları bir

çalışmada, farklı seramik restorasyonlarda pürüzsüz bir yüzey elde edilebilmesi için tek bir polisaj yönteminin değil farklı seramiklerde farklı polisaj yöntemlerinin kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Fasbinder ve ark. (2016) yapmış olduğu bir çalışmada, klinik olarak kabul edilebilir bir yüzey oluşturmaya yönelik, çeşitli bitirme/cila sistemleri kullanılmış ve bu sistemlerin CAD/CAM restorasyonlarının yüzeyinde oluşturduğu değişimler değerlendirilmiştir. 100 adet onley şeklinde olan monolitik CAD/CAM bloklardan 30 tanesi nano-seramik (LAVA Ultimate, 3M ESPE), 30 tanesi hibrit seramik (Enamic, Vita) ve 40 tanesi lösit içerikli seramiktir (EmpressCAD, Ivoclar). Tek bir grup EmpressCAD onley, porselen fırınında glazelenmiştir. Parlatma ve polisaj sistemleri, bir aşındırıcı-polisaj tekniği (Meisinger Polishing Kit, Brasseler Dialite Kit) ve bir fırça-polisaj tekniğinden (VH Technology instrument, VITA Enamic Polishing Kit) oluşmuştur. Materyallerin pürüzlülük değerleri, başlangıç zaman dilimine göre değişmiş olmasına rağmen, test edilen polisaj/cila sistemleri tüm malzemeler üzerinde benzer derecede pürüzsüz yüzeyler elde edilmesine neden olmuştur. Bu sayede, cilalanan seramik yüzeylerinin glazeli seramik yüzeyler kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturabildiği bildirilmiştir. Çalışmamızda da bu sonuca paralel olacak şekilde manuel parlatma sonucu; IPS emax CAD (Ra:0.200), Vita Suprinity (Ra: 0.185) ve Lava Ultimate (Ra: 0.209) gruplarında oluşan yüzey pürüzlülüğü değerleri birbiriyle benzer sonuçlar göstermiştir ($p>0.05$).

Bazı çalışmalarda seramik restorasyonlarda uyumlama sonrası önerilen polisaj teknikleri, konturların düzeltilmesi için esnek elmas disklerin, elmas frezlerin, polimer veya silikon karbit yeşil taşların kullanımını takiben bitirme işlemleri için beyaz taşlar ya da lastik diskler ve konik şekilli lastik uçların kullanımı şeklindedir. Polisaj için ise elmas pat ve keçe, konik şekilli veya ince lastik diskler ya da fırçaların kullanımı tavsiye edilmiştir (Jefferies, 1998; Martin, 1999). Çalışmamızda, bitirme ve polisaj işlemleri için kolay ve pratik intraoral kullanım olanağı sunan, yeni ve popüleritesi gün geçtikçe artan polisaj materyalleri seçilmiştir. Çalışmamızda elmas dolduruculu polisaj diskleri (Diapro Polishing Set), elmas aşındırıcılı iki

aşamalı bitirme ve polisaj diski (Diacomp Plus Twist), ve #600, #800 ile #1000 gridlik silikon karbid kağıtlar kullanılmıştır.

Kemaloğlu ve arkadaşları (2016) yapmış oldukları bir çalışmada, elmas aşındırıcılı polisaj disklerinde bulunan elmas partiküllerin alüminyum oksitten daha sert olduğunu ve pürüzlü bir yüzeye sebep olacak şekilde inorganik matriks içinde bulunan cam partiküller için yıkıcı olabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca polisaj sistemlerdeki gren boyutunun da önemli bir faktör olduğunu vurgulamışlardır. Bu iki aşamalı sistemlerde gren boyutunun giderek azalması nedeniyle yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında fark görüldüğünü bildirmişlerdir. Araştırmacılar sonuçları etkileyen diğer önemli faktörün ise doldurucuların gömülü olduğu matrikslerin esneklik farklılıkları olabileceğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda manuel parlatma sonucu en yüksek ve diğer seramik gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüzey pürüzlülüğü değeri gösteren Gc Cerasmart'ın (Ra: 0.316) bu esneklik farkından etkilendiği düşünülmektedir.

Polisajın etkinliği; polisaj materyallerine ve uygulama yöntemi gibi değişkenlerine bağlıdır (Bashetty ve Joshi, 2010). Kullanılan aşındırıcının formu; polisaj materyallerinin şeklini (disk, koni, başlık gibi), aşındırıcı doldurucuların boyut ve içeriğini kapsamaktadır. İkinci olarak polisaj yönünü, uygulanan basınç miktarını ve prosedür süresini içermektedir. Literatürde polisaj materyallerinin bileşimlerinin etkilerinin değerlendirildiği az sayıda çalışma vardır (Relevance, 2006). Ahmad ve arkadaşları (2005) yaptıkları bir çalışmada, seramik materyal yüzeyine 10.000 rpm ile uygulanan polisaj işleminin materyali güçlendirme veya zayıflatma etkisinin olmadığı ancak 20.000 rpm ile yapılan polisaj işleminin materyal dayanımını azalttığı sonucuna varmışlardır. Bu doğrultuda, çalışmamızda kullanılan polisaj malzemeleri üretici firmaların önerilerine uygun devirlerde (8000 rpm), sabit sürelerde, tek uygulayıcı tarafından ve klinik anguldurvası kullanılarak uygulanmıştır.

Dental seramiğin klinik olarak farklı aşamalara sahip ve farklı zamanlamalarda (180, 120, 60 ve 30 saniye) kullanılan cila sistemleri ile yüzeylerinin bitirilmesi

üzerine yapılan bir çalışmada, çok adımlı polisaj sistemlerinde uygulama aşamalarının artması ve cila esnasında geçirilen süre fark etmeksizin tüm cila sistemlerinde klinik olarak tatmin edici pürüzsüz yüzeyler sağlandığı bildirilmiştir (Hulterstrom ve Bergman, 1993). Carrabba ve arkadaşlarının (2017) yapmış olduğu çalışmada ise, “adım sayısı” faktörü doğrudan doğruya pürüzsüzlük değerleri ile ilişkilendirilememiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre örneklerin ortalama Ra değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmemiştir. İstenilen pürüzsüz yüzeylerin elde edilmesinde bir dizi farklı parlatma diski veya uçlarının kullanılmasının, çok adımlı sistemlerde cila süresinin artmasına neden olduğu bildirilmiştir.

Yapılan bir başka çalışmada; bitirme ve cila işlemlerinden klinik olarak beklenen, işlemin kısa sürede tamamlanması ve az sayıda enstrümanla pürüzsüz yüzeylerin sağlanabilmesidir (Turkun ve Turkun, 2004). Tek aşamalı cila işlemlerinin bu özellikleri sağlayabilmesi ve aşamalar arasında yıkama-kurutma işlemine gereksinim duyulmaması açısından avantaj oluşturduğu düşünülmektedir (da Costa ve ark., 2007).

Vichi ve ark. (2018) IPS e.max CAD ve Vita Suprinity materyallerinde farklı polisaj metotlarının yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık üzerine etkisini incelemişlerdir. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity kendi içlerinde 60 sn manuel polisaj, 30 sn manuel polisaj, glaze pasta ve glaze sprey olarak dört gruba ayrılmıştır. Çalışmalarında bizim çalışmamızda da olduğu gibi Vita Suprinity, IPS e.max CAD’ e göre daha düşük pürüzlülük göstermiştir. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity’ nin 60 saniye manuel polisajlı ve glazeli grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Çalışmalar arasında değişkenlik gösteren pürüzlülük değerlerinin blokların millenmesi ve örneklerin zımparalanması aşamalarında izlenen farklı prosedürlerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Özdoğan ve ark. (2014) 2 farklı porselen türünde glaze ve manuel polisaj işlemini karşılaştırdıkları çalışmalarında glaze işleminin pürüzleri gidermede daha etkin bir yöntem olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca farklı porselen tiplerinin yüzey

pürüzlülüğüne etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda bu bulguların aksine glaze işlemi sonrasında daha pürüzlü bir yüzey oluşmuş ve seramik çeşitleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Bu farkın, Özdoğan ve arkadaşlarının çalışmasında, fırın işleminden önce örnek yüzeylerinin silikon karbit kağıtlara ek olarak elmas frezler ile düzeltilmesinden ileri geldiği düşünülmektedir.

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 seansta, fırınlama işlemi olmadan, manuel parlatma teknikleri kullanılarak tamamlanabilir (Jung, 2002; Lawson ve Burgess, 2016). Kılınç ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada (2018), manuel parlatma tekniklerinin, tam seramiklerde renk stabilitesi açısından benzer sonuçlar sağlayabildiğini göstermiştir.

Hibrit seramik içerikli CAD/CAM restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri, porselen fırını kullanmadan tek seansta tamamlanabilmektedir. Fasbinder ve arkadaşları (2016) yaptıkları bir çalışmada 2 yeni CAD/CAM materyalinin geleneksel feldspatik seramiklerden daha esnek, kırık ve parçalanmaya karşı daha dirençli olduğunu ve porselen fırınına ihtiyaç duymadan şekillendirme ve polisaj işlemlerinin kolayca yapılabildiğini belirtmişlerdir. Literatürde manuel polisaj yönteminin pürüzsüz ve uniform yüzey oluşturmak için seramik restorasyonlar için alternatif olduğu, zaman tasarrufu ve tekrar glazelerin önüne geçmesi gibi bazı avantajları olduğu ifade edilmiştir (El-mowafy ve ark., 1995; Han ve ark., 2014).

Kullanmış olduğumuz polisaj ve cila prosedürlerinden Optiglaze Color uygulaması, diğer sistemlerden farklı olarak kumlama süreci, silan uygulama aşaması ve polimerizasyon işlemi içermektedir. Materyale kumlama yapılması hem zaman gerektirir hem de kumlama cihazı maliyeti arttırır. İlaveten silan kullanımı da hem maliyeti hem de süreci arttırırken aynı zamanda teknik hassasiyet gerektirmektedir. Üretici firma önerilerine göre Optiglaze Color uygulandıktan sonra materyale 40 saniye boyunca LED ışık yayan ışık cihazıyla polimerizasyon işlemi

gerektirmektedir. Bu aşamalar, diğer cila sistemlerinde bulunmayıp, klinik olarak harcanılan süreyi ve hassasiyeti arttırmıştır. Bu nedenle glaze işlemi için ekipmanın yeterli olmadığı veya zaman kısıtlamasının olduğu durumlarda kompozit/porselen cila kitleri kullanılarak da restorasyonların sonlandırılması yapılabilir. Yapılan araştırmalarda, pek çok polisaj metodu ile elde edilen porselen yüzeylerinin, glazeli porselen yüzeylerine alternatif olabileceği de ifade edilmektedir. (Fasbinder ve Neiva, 2016; Saraç v ark., 2006b ve Sağsöz ve ark., 2016).

Çalışmamızda kullanılan kumlama işleminin yüzeyde homojen olmayan bir topoğrafya oluşturması, Optiglaze Color ile elde edilen pürüzlülük değerinin diğer cila sistemlerinden daha yüksek bulunmasına sebep olmuş olabilir. Böylece, Optiglaze Color uygulaması ile materyallerin yüzey topoğrafyasında dalgalanmaların oluştuğu sonucuna varılabilir. Bu durum, Optiglaze Color'ın materyal üzerine uygulandıktan sonra, materyal üzerinde kendi kendine yayılmasının beklenmesi ile oluşabileceği gibi (herhangi bir hava uygulaması içermez), kumlama işleminin oluşturduğu girinti ve çıkıntılara homojen olmayacak bir şekilde dağılması ile ilgili de olabilir. İlaveten, kumlama işlemi esnasında materyallerin belirli alanlarında kum partiküllerinin daha fazla girinti çıkıntı oluşturma ihtimali de vardır. Bu durumun klinik olarak da incelenmesi gerekliliği bulunmaktadır.

Yapılan çalışmalarda yüzey topografisini incelemek için çeşitli cihaz ve ekipmanlardan yararlanılmaktadır. Konvansiyonel ve lazer uçlu profilometreler, mikrofotograflar, SEM ve atomik kuvvet mikroskopi yöntemi bu alanda araştırmacılara yardımcı olmaktadır. Lazer uçlu profilometre cam seramiklerin yüzeyinde ışığın saçılma etkisi ile parlama yaptığından yanlış değerlere neden olabilmektedir. Mikrofotograf yöntemi ise yüzeylerin kabaca değerlendirmesini yaptığından yeterli bilgi vermemektedir (Saraç ve ark., 2006b; Sasahara ve ark., 2006).

Çalışmamızda CAD/CAM seramik ve nano seramik örneklerin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) kullanılmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü Ra parametresi ile ifade

edilmiştir. Ra genel olarak diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğünün tanımlanmasında kullanılan ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini ifade etmektedir (Hulterstrom ve Bergman, 1993). Ra değerleri, yüzey pürüzlülüğü ölçümü için kullanılan tekniğe göre farklılık göstermektedir (Al-Nawas ve ark., 2001). Diş hekimliği alanında yüzey pürüzlülüğüne yönelik çalışmalarda Ra değerinin materyal yüzeyini tamamen tanımlamadığı, sadece ortalama bir pürüzlülük parametresi olduğu ifade edilmektedir. Bunun yanı sıra, bu parametrenin yaygın olarak kullanılmasının nedeni kolay hesaplanabilir olması ve ölçüm ekipmanlarının ekonomik olmasıdır (Fasbinder ve ark., 2006). Bu çalışmada da bu nedenlerden dolayı materyallere ait yüzey pürüzlülüğü sonuçları Ra verileri karşılaştırılarak incelenmiştir. Literatüre uygun olarak her bir örnek için profilometrik ölçümler 3 kez tekrarlanarak ortalamaları alınmış ve Ra değeri olarak kaydedilmiştir (Fuzzi ve ark., 1996; Vasconcellos ve ark., 2006). Pürüzlülük değerlerinde standardizasyonu sağlamak amacı ile her örnek ölçümünden sonra cihazın kalibrasyonu yapılmıştır (Saraç ve ark., 2006b).

Yüzey pürüzlülüğüne ilişkin eşik değer olarak, literatürde kabul edilmiş ortak bir Ra değeri olmamasına rağmen, 0,2 μm değerinin üzerindeki bir Ra değerinin, plak birikimi, çürük ve periodontal enflamasyon oluşumu açısından daha yüksek bir risk taşıdığı belirtilmiştir. Bu değer üzerinde Ra değerlerinin olması durumunda restorasyonun estetik ömrünün ve dayanıklılığının azalması söz konusudur (Heintze ve ark., 2010).

Bununla birlikte, tüm restoratif materyaller ve diş sert dokuları için yüksek Ra eşik değerlerinin sorun teşkil edebileceği klinik çalışmalarla da desteklenmektedir (Kakaboura ve ark.; 2007). Ra değerinin 1 μm 'den daha düşük olduğu durumlarda ise yüzeylerin görsel olarak pürüzsüz görüldüğü bildirilmiştir (Chung, 1994). Çalışmamızda hem manuel parlatma hem glaze işlemi sonrası ölçülen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri 1 μm 'den düşüktür. Bu sonuca göre yüzeylerin görsel olarak pürüzsüz görüldüğü yorumu yapılabilir. Yapılan başka bir çalışmada ise hasta tarafından dil ucu ile hissedilen pürüzlülük değerinin 0,3 μm ve üzeri olduğu bildirilmiştir. Bu doğrultuda pürüzsüz ve parlak yüzeylerin hasta konforunu artırdığı,

aynı zamanda restorasyonun estetik görünümüne ve ömrüne katkıda bulunduğu söylenebilir (Jones ve ark.; 2004).

Bizim çalışmamızda ortalama Ra değeri için yapılan analiz sonuçlarına göre; tüm örnek gruplarında manuel parlatma yönteminin (Ra: 0.182) glaze yöntemine (Ra: 0.553) göre seramik yüzeyinde pürüzsüz bir yüzey oluşturmada daha etkili bir yöntem olduğu saptanmıştır. Manuel parlatma sonucunda materyallerin kendi içlerinde ortalama Ra değerleri yüksekten düşüğe şu şekilde sıralanmaktadır: Gc Cerasmart (0.316) > Lava Ultimate (0.209) > IPS Emax CAD (0.200) > Vita Suprinity (0.185). Rezin matris içeren seramiklerin Ra değerlerinin, lityum disilikat ve türevlerini içeren seramiklerin Ra değerlerinden daha yüksek olmasının, hibrit yapının bükülme dayanımı ve elastisite modülü gibi mekanik özelliklerinin daha düşük olmasından ileri geldiği düşünülmektedir. Vita Suprinity örneklerin IPS Emax CAD grubundan daha düşük düzeyde yüzey pürüzlülüğü göstermesinin sebebi ise; mikro yapısının; IPS Emax' e göre daha ince partikül içermesi dolayısıyla daha iyi frezelenmesi ve parlatılabilmesi şeklinde yorumlanabilir.

Glaze işlemi sonucunda materyallerin kendi içlerinde ortalama Ra değerleri ise yüksekten düşüğe şu şekilde sıralanmaktadır: Gc Cerasmart (0.544) > Lava Ultimate (0.437) > IPS Emax CAD (0.331) > Vita Suprinity (0.298). Bu sonuçlara göre rezin matris içeren örneklerin yüzey pürüzlülüğünün yüksek olması, Optiglaze Şeffaf materyalinin, öncesinde kumlama ve silan uygulaması gibi ilave prosedürler gerektirmesi ve bu işlemlerin yüzey topoğrafyasında değişikliğe sebep olabileceği şeklinde yorumlanabilir.

1976 yılından beri; materyalin parlaklık değerini belirten "L" koordinatları ile kırmızı-yeşil (a) ve sarı-mavi (b) aks aralığındaki renk yoğunluğunu (chroma) belirten "a", "b" koordinatlarından oluşturulan CIE formülleri; iki obje ya da nesne arasındaki renk farklılıklarını hesaplamada kullanılmaktadır. Bu renk farklılıkları ΔE olarak ifade edilmektedir (Kürklü ve ark., 2013). Materyallerde belirli işlem sonucu veya belirli bir süre sonra ortaya çıkan renk değişiminin bir gözlemci tarafından algılanabilmesinin değerlendirilmesinde ΔE değeri kullanılır. Bu sebeple

materyallerin gösterdiği renk değişiminin değerlendirilmesinde ΔE değerinin kullanılması L, a, ve b değerlerinin tek tek ele alınmasından daha anlamlıdır (Bayındır ve ark., 2012).

Renk çalışmalarında klinik olarak algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik sınırlarının belirlenmesi önemlidir. Gözlemcilerin %50'sinin algılayabildiği renk farklılığı, algılanabilir renk farklılığının eşik değerini; benzer şekilde gözlemcilerin %50'sinin kabul edilebilir düzeyde oluştuğunu düşündükleri renk farklılığı ise kabul edilebilir renk farklılığının eşik değeri olarak tanımlanmıştır. Diş hekimliğinde algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşikleri hakkında oldukça geniş bir literatür mevcuttur (Ragain ve Johnston, 2000; Ruyter ve ark., 1987). Bununla birlikte, bu referanslar ağırlıklı olarak CIELAB renk farkı formülü ile yapılmıştır, CIEDE2000 formülünü kullanan çalışmaların sayısı sınırlıdır. Bahsedilen çalışmalarda, kullanılan yöntemler ve elde edilen sonuçlar da çeşitlilik göstermektedir.

Renk değişiminin, kliniğe yansımaları araştıran birçok çalışma bulunmaktadır. Seghi ve arkadaşlarının (1989) yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, ΔE değerinin 1 birimden küçük ($\Delta E < 1$) olmasının; iki renk arasındaki renk farklılığının görsel olarak fark edilemeyeceğini, ΔE değerinin 1 ile 2 birim arasında ($1 < \Delta E < 2$) olmasının; gözlemciler tarafından kısmen fark edilebileceğini, ΔE değerinin 2 birimden fazla olmasının ($\Delta E > 2$) ise; tüm gözlemcilerin rahatlıkla algılayabilecekleri bir renk farklılığına sebep olduğunu açıklamışlardır (Conrad ve ark., 2007; Pires-de-Souza ve ark., 2009). O'Brien (2002) ΔE değerinin 3.5'ten büyük olduğu durumlarda, oluşan rengi 'klinik olarak uyumsuz' olarak yorumlamıştır. İdeal renk belirleme şartlarının sağlandığı ortamda monokromatik opak veya porselen gibi translüsens materyallerin 1 birim ΔE renk değişiminin %50 gözlemci tarafından fark edilebilir olduğu bildirilmiştir (Ardu ve ark., 2010; Kuenhi, 1979 ve Seghi ve ark., 1989).

Paul ve ark. (2004) spektrofotometrik aletlerle yapılan renk değişikliği ölçümünün insan gözü ile yapılan değerlendirmelere göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmiştir. 2011 yılında yapılan çalışmada, Easy Shade ve Spectro Shade

Micro ile yapılan renk ölçümlerinin güvenilir ve tekrarlanabilir olduğunu; bu cihazlar ile diş rengi belirlemek veya dişte meydana gelen renk değişimlerini incelemek amacıyla klinik olarak kullanılabilmesini bildirilmiştir (Llena ve ark., 2011). Bununla birlikte VITA Easy Shade'in tekrarlanabilirliğinin klinik olarak değerlendirildiği başka bir çalışmada test edilen diğer renk ölçüm cihazlarını (spektrofotometre için Spectroshade Micro ve kolorimetre için X- Rite ShadeVision) daha başarılı bulmuşlardır (Kalantiri ve ark., 2017). Kim Pusateri ve arkadaşlarının (2009) yaptığı çalışmada dört renk ölçüm cihazı (ShadeVision; SpectroShade; VITA Easyshade; and ShadeScan) ile yapılan ölçüm güvenirliliğinin araştırıldığı çalışmada ShadeVision ve SpectroShade en güvenli cihazlar olarak bulunmuş ve SpectroShade ve ShadeVision hariç (P = .033) tüm karşılaştırmalar için tüm cihaz çiftleri arasında doğrulukta anlamlı farklılıklar bulunmuştur (p<0.05). Yine dört renk ölçüm cihazı (3 spektrofotometre: VITA Easyshade, VITA Easyshade Compact, Shadepilot; 1 dijital kamera: ShadeVision) ile yapılan ölçümlerin tekrarlanabilirliği ve güvenilirliğinin araştırıldığı bir çalışmada, spektrofotometrik cihazların tekrarlanabilirliği mükemmel olarak nitelendirilmiştir (Lehmann ve ark., 2010). Çalışmamızda kullandığımız Vita Easyshade spektrofotometrenin hem laboratuvar hem de klinik koşullar altında güvenilir renk ölçümleri sağladığı bilinmektedir (Klotz ve ark., 2018). Bu nedenle çalışmamızda renk değerlendirme işlemleri için Vita Easyshade spektrofotometre kullanılmıştır.

Geçmişte yapılan çalışmalarda fırınlamalardan sonra meydana gelen renk değişikliği, fırınlama aşamaları sırasında metal oksitlerin renk kararlılığındaki eksikliğe bağlanmıştır (Johnston ve Kao, 1989; Bertolotti, 2002). Bazı metal oksitlerin fırınlama sıcaklıklarına maruz kaldıktan sonra renk açısından kararlı olmadığı ileri sürülmüştür (Yılmaz ve ark., 2008). Bu literatür, çalışmamızdaki glaze grubunda daha fazla renk değişimi oluşmasının materyal içeriğinin fırınlama sıcaklıklarından etkilendiği yönündeki görüşü destekler niteliktedir.

Saraç ve arkadaşlarının (2006a) farklı mekanik cila işlemlerinin porselenlerin yüzey pürüzlülük ve renk değişimine etkisini incelediği çalışmasında da, materyallerdeki yüzey pürüzlülüğünün artış gösterdiği grupların daha büyük ΔE

değerlerine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca bir diğer çalışmaları kompozit materyaller üzerine olmakla birlikte yine Ra ve ΔE değerlerinin doğru orantılı olduğunu belirtmişlerdir (Saraç ve ark., 2006b).

Soygun ve arkadaşlarının (2017) farklı kimyasal içerikteki porselen sistemlerinin renk değişimiyle ilgili çalışmasında da yüzey pürüzlülük değerinin ΔE değeriyle doğru orantılı olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi arasında anlamlı bir korelasyona rastlanmamıştır. Bu sonucun, kullanılan materyal gruplarının birbirinden farklı olmasından ileri geldiği düşünülmektedir.

Literatürdeki, üç farklı tip yüzey işlemi yapılmış monolitik zirkonyanın, CIE L^* a^* ve b^* ve ΔE değerlerinin incelendiği bir çalışmada, glaze uygulanmasının, mekanik cila yapılmasının ve porselenlerin hiçbir yüzey işlemine tabi tutulmamasının renk değerlerine etkisi araştırılmış. Kim ve arkadaşlarının (2013) yaptıkları çalışmada hiçbir işlem yapılmayan porselenlerle mekanik cila işlemi yapılan porselenler arasında anlamlı bir CIE L^* farkının olduğunu; çalışmamızda da olduğu gibi, mekanik cila ve glaze uygulamasının CIE b^* değerlerini anlamlı bir şekilde değiştirdiğini belirtmiştir. Glaze ve mekanik cila uygulamasının spektral yansıtmayı hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan porselenlere göre azalttığını fakat b değerini arttırdığını belirtmişlerdir.

Yapılan araştırmalar CIELab renk sisteminin örnekler arasındaki küçük renk farklılıklarını belirlediğini göstermektedir (Ardu ve ark., 2010; Turgut ve Bağış, 2013). Ayrıca, CIELab sistemi, görsel algı ile ilgili oluşabilecek klinik öneme sahip verileri ifade etme avantajına sahiptir (Turgut ve Bağış, 2013; Öztürk ve ark., 2008). Bu nedenle çalışmamızda literatürde yaygın olarak tercih edilen CIELab renk sistemi kullanılarak renk değişimleri kaydedilmiştir.

Yapılan çalışmalar, polimer yapılı restoratif materyallerin renklenme direncinde restorasyon yüzeyine uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri ile rezin matriks ve doldurucu arasındaki bağlantının devamlılığı gibi parametrelerin önemli

bir rol oynadığını bildirmektedir (Lu ve ark., 2005). Sonuç olarak, aynı bitirme ve polisaj işlemleri uygulanan farklı yapıdaki rezin restoratif materyaller klinik başarı açısından farklılık gösterebilmektedir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde farklı bitirme ve polisaj yöntemlerinin rezin yapılı hibrit seramiklerin renk stabilitesini etkilediği tespit edilmiştir. Çalışmamızda da bu sonuca paralel olarak glaze işlemi sonucunda oluşan renk değişiminin (ΔE), manuel parlatma işlemi sonucu oluşan renk değişiminden fazla olduğu saptanmıştır.

Eğilmez ve arkadaşları (2013) farklı polisaj sistemlerinin ve polimerizasyon sonrası ilave ısı ve ışık uygulaması işlemlerinin nano kompozitlerin kısa ve uzun dönem renk stabilitesin etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, nano kompozit tipine göre renk değişim değerlerinin farklılık gösterdiğini bulmuşlardır. Araştırmacılar, nano partikül ve nano tanecik içeren rezinlerde meydana gelen renklemenin sadece farklı yüzey işlemleri nedeniyle değil, partikül ve doldurucuların tipinden, oranından, büyüklüğünden ve rezin matrikslerinin içsel mikro yapıları arasındaki farklılıklardan kaynaklanabileceğini vurgulamışlardır.

Lava Ultimate ve Gc Cerasmart hibrit seramiklerin rezin matriksleri hidrofobik UDMA ve hidrofilik TEGDMA içermektedir. Buna ek olarak Lava Ultimate Bis-GMA ve Bis-EMA içerir (Belli ve ark., 2014). Yapılan bir çalışmada rezin yapılı restoratif materyallerde yaygın olarak kullanılan rezin monomerlerinden üretan dimetakrilatın (UDMA) bisfenol a-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ile karşılaştırıldığında daha az renklenme gösterdiğini saptamışlardır (Douglas ve Craig, 2014). Bizim çalışmamızda Lava Ultimate ve Gc Cerasmart örneklerin ΔE değeri diğer örnek grupların ΔE değerlerinden daha düşük bulunmuştur ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0.05$). Bunun sebebi; çalışmanın limitasyonlarından sayılabilecek renklendirici solüsyon kullanılmaması, bu rezin matriks içeren grubun herhangi bir fırınlama işlemine tabi tutulmaması ve dolayısıyla materyal içerisindeki organik-inorganik yapının kararlılığının bozulmaması şeklinde yorumlanabilir.

Çalışmamızda kullanılan örnekler, literatürdeki benzer çalışmalarda uygulanan yöntemlerle ve üretici firmaların talimatları doğrultusunda hazırlanmıştır (Çömlekoğlu ve ark., 2016; Turgut ve ark., 2014). Örneklerin renk ölçümleri spektrofotometre ile yapılarak ortalama değerler (ΔE) hesaplanmıştır. Hem her kombinasyon için hesaplanan ΔE değerleri hem de kullanılan malzemelerin birbirleri ile olan etkileşimleri değerlendirilmiştir. Bu analiz sonuçlarına göre parlatma yöntemlerine göre ΔE özelliği istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Glaze yönteminde ($\Delta E: 1.88$), manuel parlatmaya ($\Delta E: 1.46$) kıyasla daha fazla renk değişimi meydana gelmekle birlikte, bu değerler ΔE klinik değerlendirme skalasına göre; gözle fark edilebilir, klinik olarak kabul edilebilir seviyededir.

Materyaller kendi içlerinde değerlendirildiğinde ΔE değişimi yüksekten düşüğe şu şekilde sıralanmaktadır: Vita Suprinity (2.35) > IPS Emax CAD (1.91) > Gc Cerasmart (1.27) > Lava Ultimate (1.15). ΔE klinik değerlendirme skalasına göre; Vita Suprinity örnek grubunda meydana gelen renk değişimi klinik olarak kabul edilemez, IPS Emax CAD örnek grubunda meydana gelen renk değişimi gözle fark edilebilir, klinik olarak kabul edilebilir; GC Cerasmart ve Lava Ultimate örnek gruplarındaki renk değişimi gözle fark edilemez, klinik olarak kabul edilebilir seviyededir. Lityum disilikat ve türevlerini içeren örnek gruplarında daha fazla renk değişimi olmasının sebebi IPS Emax ve Vita Suprinity'nin kristalizasyon fırınlanmasına ilaveten glaze işlemi sonrası tekrar fırınlama gerektirmesi ve bu fırınlama işlemlerinin materyallerinin matriksinde inorganik yapı bağlantısında değişiklik oluşturabileceği şeklinde yorumlanabilir.

Bununla birlikte bu çalışma bir takım sınırlamalar içermektedir;

➤ Çalışmada 4 farklı CAD/CAM seramik materyali kullanılmış ve bunların kendi aralarında karşılaştırmaları yapılmıştır. Materyal türlerinin artırılması ile daha detaylı sonuçlar elde edilebilir.

➤ Çalışmada hazırlanan seramik örnekleri düz yüzeylere sahiptir. Ancak ağız içerisindeki restorasyonlar içbükey ve dışbükey yüzeylere sahiptir. Dolayısıyla ağız ortamının tamamen yansıtılması için klinik çalışmaların yapılması gerekmektedir.

- Yüzey pürüzlülüğünün ölçümü 2 boyutlu mekanik profilometre ile yapılmıştır. Optik profilometrelerin ya da SEM (Scanning Electron Microscope) ve AKM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) gibi 3 boyutlu cihazların kullanımı ile daha detaylı bilgiler sağlanabilir.
- Çalışmamızda bitirme ve cila tekniği olarak iki çeşit cila sistemi kullanılmıştır. Daha fazla sayıda ve çeşitte sistemler kullanılabilir.
- Çalışmada renklendirici ajan kullanılmamıştır. Çok sayıda farklı renklendirici ajan kullanımı neticesinde renk değişiminde daha detaylı bilgiler elde edilebilir.
- Son olarak bu çalışma in vitro bir çalışmadır. Dolayısıyla ağız ortamı tam olarak taklit edilememektedir. Yapılacak klinik çalışmalarla daha detaylı bilgiler elde edileceğine inanılmaktadır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmada IPS Emax CAD, Vita Suprinity, Lava Ultimate, GC Cerasmart'ı içeren 4 farklı CAD/CAM materyali üzerine manuel polisaj ve glaze işlemi uygulanmış ve başlangıç ve yüzey işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü ve renk değişim değerleri kaydedilmiştir. Çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara varılabilir;

1. Bitirme ve cila tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimi üzerinde etkisi olduğu saptanmıştır.
2. Restorasyon olarak kullanılması düşünülen CAD/CAM materyallerinin seçimi yapılırken, kimyasal kompozisyon ve bitirme teknikleri önem taşımaktadır.
3. Kullanılacak olan bitirme tekniği, mutlaka materyalin kimyasal kompozisyonuna ve üretici firma önerilerine uygun olmalıdır.
4. Çalışmada en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerini glaze ve manuel polisaj yöntemi sonrası GC Cerasmart göstermiştir.
5. Glaze yöntemi tüm örnek gruplarında manuel polisaj tekniklerine göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri ile sonuçlanmıştır.
6. Farklı polisaj yöntemlerinin materyallerin renk değişimi (ΔE) üzerine etkisi vardır. Glaze yöntemi manuel parlatma yöntemine göre materyallerde daha fazla renk değişimi oluşturmaktadır.

ÖZET

Cad/Cam Seramik ve Nano Seramik Materyallerin Farklı Yüzey Bitirme Tekniklerinin ve Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması

CAD/CAM teknolojinin gelişmesi ve estetik anlayışının önem kazanması protetik tedavide kullanılan materyallerin de gelişmesine yol açmıştır. Kaybolan diş dokusunun yerine konulması amacıyla geliştirilen bu materyaller üzerinde uygulanan polisaj yöntemleri, yüzey özelliklerini ve restorasyon sağ kalım oranını etkilemektedir. Çalışmanın amacı; farklı kompozisyonlardaki 4 ayrı CAD/CAM materyali (IPS E-max CAD, Vita Suprinity, Lava Ultimate, GC Cerasmart) yüzeylerine uygulanan iki farklı parlatma yönteminin yüzey pürüzlülüğü ve renk parametrelerinde meydana gelen değişimin in vitro olarak incelenmesidir.

Her örnek grubundan 15 adet olacak şekilde toplam 120 örnek (n:120) yüzeyine manuel parlatma araçları ve glaze yöntemleri uygulanmıştır. Tüm materyaller, üretici firma önerileri doğrultusunda uygulanmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri kontakt profilometre cihazı ile renkleri CIELab renk sistemine göre spektrofotometre cihazı ile başlangıçta ve yüzey işlemi uygulaması sonucunda ölçülmüştür.

Araştırmada elde edilen sonuçlara göre; glaze uygulanan örneklerin Ra değerleri, manuel parlatma uygulanan örneklerin Ra değerinden daha yüksek bulunmuştur. En yüksek Ra değeri glaze uygulanan GC Cerasmart (0.544), en düşük Ra değeri manuel parlatma uygulanan Vita Suprinity (0.185) örnek gruplarında görülmüştür. İncelenen L*, a*, b* değerlerinin sonuçlarına göre ΔE değişimi hesaplanmıştır. Glaze uygulanan grupların ΔE değeri (1.88), manuel parlatma uygulanan grupların ΔE değerinden (1.46) yüksek bulunmuş, en yüksek ΔE değeri Vita Suprinity örnek grubunda (2.35), en düşük ΔE değeri IPS E-max CAD örnek grubunda (1.15) saptanmıştır.

Çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda manuel parlatma işleminin restorasyonlarda pürüzsüz bir yüzey oluşturmada daha etkin bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır. ΔE değişim sonuçlarına göre manuel parlatma ve glaze işlemi sonucunda materyallerde gözle fark edilebilir, klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM seramik, renk değişimi, yüzey pürüzlülüğü

SUMMARY

Comparison of Different Surface Finishing Techniques and Color Stability of CAD/CAM Ceramic and Nano Ceramic Materials

The development of CAD/CAM technology and the importance of aesthetic understanding have also led to the development of materials used in prosthetic treatment. Polishing methods applied on these materials developed to replace the lost tooth tissue affect the surface properties and the survival rate of the restoration. Purpose of the study; It is the in vitro examination of the change in surface roughness and color parameters of two different polishing methods applied to the surfaces of 4 different CAD / CAM materials (IPS E-max CAD, Vita Suprinity, Lava Ultimate, GC Cerasmart) in different compositions.

Manual polishing tools and glazing methods were applied to a total of 120 samples (n: 120), 15 from each sample group. All materials were applied in line with the manufacturer's recommendations. Surface roughness measurements of the samples were measured with a contact profilometer device at the beginning and after the application of surface treatment with a spectrophotometer device according to the CIELab color system. According to the results obtained in the research; Ra values of glaze applied samples were higher than those with manual polishing. The highest Ra value was observed in GC Cerasmart (0.544) applied with glaze and the lowest Ra value was observed in Vita Suprinity (0.185) with manual polishing. The ΔE change was calculated according to the results of the analyzed L^* , a^* , b^* values. The ΔE value (1.88) of the glaze applied groups was higher than the ΔE value (1.46) of the manual polishing groups, the highest ΔE value was found in Vita Suprinity sample group (2.35) and the lowest ΔE value was found in IPS E-max CAD sample group (1.15).

According to the results obtained from this research, it was concluded that manual polishing process is a more effective method for creating a smooth surface in restorations. According to the results of ΔE change, as a result of manual polishing and glazing, noticeable and clinically acceptable results were observed in the materials.

Keywords: CAD/CAM ceramic, color stability, surface roughness

KAYNAKLAR

- ABI CB, EMRULLAHOGLU OF, SAID G (2013). Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO₂-Al₂O₃ dental composites. *J Mech Behav Biomed Mater*, **18**: 123–131.
- ABOUSHLIB MN, ELSAFI MH (2015). Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Materials*, **32(4)**: 529–534.
- ABOUSHLIB MN, SLEEM D (2014). Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent*, **16**: 547-552.
- ACAR O, YILMAZ B, ALTINTAS H (2015). Color stainability of CAD / CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent*, **115(1)**: 71–75.
- ADDISON O, CAO X, SUNNAR P, FLEMING GJ (2012). Machining variability impacts on the strength of a ‘chair-side’ CAD-CAM ceramic. *Dent Mater*, **28**: 880–7.
- AHMAD R, MORGANO SM, WU BM, GIORDANO RA (2005). An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and polishing load on the flexural strength of polished ceramics. *J Prosthet Dent*, **94(5)**: 421–429.
- AKAR GC, PEKKAN G, CAL E, ESKITASCIOGLU G, OZCAN M (2014). Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. *J Prosthet Dent*, **112(2)**: 314-21.
- ALBAKRY M, GUAZZATO M, SWAIN MV (2004). Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent*, **32(2)**: 91-9.
- ALHARBI FA, AYAD NM, ARREJAIE AS, BAHGAT HA, BABA NZ (2017). Effect of Aging Regimens on Resin Nanoceramic Chairside CAD/CAM Material. *J Prosthodont*, **26(5)**: 432-439.
- AL-NAWAS B, GROTZ KA, GOTZ H, HEINRICH G, RIPPIN G, STENDER E, WAGNER W (2001). Validation of Three-Dimensional Surface Characterising Methods: Scanning Electron Microscopy and Confocal Laser Scanning Microscopy. *Scanning*, **23(4)**: 227-231.
- ALSALEH S, LABBAN M, ALHARIRI M, TASHKANDI E (2012). Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *J Dent*, **40**: e82–87.
- AL-WAHADNI A, MUIR MARTIN D (1998). Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *Journal-Canadian Dental Association*, **64**: 580-583.
- AMAYA-PAJARES SP, RITTER AV, DONOVAN TE (2016). Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. *J Esthet Restor Dent*, **28(6)**: 382-396.

- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION (2015). CDT: Code on dental procedures and nomenclature. [<http://www.ada.org/en/publications/cdt/>.] Erişim Tarihi: 17 Mart 2020.
- ANCOWITZ S, TORRES T, ROSTAMI H (1998). Texturing and polishing: the final attempt at value control. *Dent Clin North Am*, **42**: 607-12.
- ANMOL C, SONI S (2014). Effect of two different finishing systems on surface roughness of feldspathic and fluorapatite porcelains in ceramo-metal restorations: Comparative in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent*, **4(1)**: 22-28.
- ANONYMOUS (2011). R Development Core Team. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. ISBN 3-900051-07-0, Erişim: [<http://www.R-project.org/>].
- ANUSAVICE KJ, SHEN C RH (2012). Dental cements. 12th Ed. Phillip's Science of Dental Materials. s.: 307–338.
- ANUSAVICE, KJ, KAKAR K, FERREE, N (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*, **18**: 218-231.
- ARDU S, BRAUT V, GUTEMBERG D, KREJCI I, DIETSCHI DFA (2010). A long-term laboratory test on staining susceptibility of esthetic composite resin materials. *Quintessence Int*, **41**: 695–702.
- ARMSTRONG S, GERALDELI S, MAIA R, RAPOSO LH, SOARES CJ, YAMAGAWA J (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater*, **26**: 50-62.
- ATABEK D, SILLELIOGLU H, OLMEZ A (2010). The efficiency of a new polishing material: nanotechnology liquid polish. *Oper Dent*, **35(3)**: 362-369.
- ATAY A, KARAYAZGAN B, OZKAN Y, AKYIL MS (2009). Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence Int*, **40(7)**: 41-8.
- BAGHERI R, BURROW MF, TYAS MJ (2007). Surface characteristics of aesthetic restorative materials - an SEM study. *J Oral Rehabil*, **34**: 68-7.
- BARAKAH HM, TAHER NM (2014). Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *J Prosthet Dent*, **112(3)**: 625-31.
- BARIZON KTL, BERGERON C, VARGAS MA, QIAN F, COBB DS, GRATTON DG, GERALDELI S (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: Part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *J Prosthet Dent*, **112(4)**: 864–870.
- BASHETTY K, JOSHI S (2010). The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent*, **13(1)**: 34–39.
- BAYINDIR F, KURKLU D, YANIKOGLU ND (2012). The effect of staining solutions on the color stability of provisional prosthodontic materials. *J Dent*, **40**: 41-6.

- BELLI R, GEINZER E, MUSCHWECK A, PETSCHOLT A, LOHBAUER U (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater*, **30(4)**: 424–432.
- BELLI R, WENDLER M, DE LIGNY D, CICONI MR, PETSCHOLT A, PETERLIK H, LOHBAUER U (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater*, **33(1)**: 84–98.
- BENETTI P, KELLY JR, DELLA BONA A (2013). Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater*, **29(11)**: 1166–1172.
- BERTOLOTI R (2002). Alloys for porcelain-fused-to-metal restorations. Dental materials and their selection. *J Dent Biomater*, **3**: 200–209.
- BESSING C, WIKTORSSON A (1983). Comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scand J Dent Res*, **91(6)**: 482–487.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D (2008). Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, **204(9)**: 505–511.
- BINDL A, LUTHY H, MORMANN WH (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*, **22(1)**: 29–36.
- BOURAUUEL C, FRIES T, DRESCHER D, PLIETSCH R (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*, **20(1)**: 79–92.
- BRAGA RR, MEIRA JB, BOARO LC, XAVIER TA (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, **26**: 38–49.
- CARRABBA M, VICHI A, VULTAGGIO G, PALLARI S, PARAVINA R, FERRARI M (2017). Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness and Gloss of Feldspathic Ceramic for Chairside CAD/CAM Systems. *Oper Dent*, **42**: 175–84.
- CHANG JY, CHEN WC, HUANG TK, WANG JC, FU PS, CHEN JH, HUNG CC (2012). Evaluating the accuracy of tooth color measurement by combining the Munsell color system and dental colorimeter. *Kaohsiung J Med Sci*, **28(9)**: 490–494.
- CHEUNG KC, DARVELL BW (2002). Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater*, **18**: 163–73.
- CHEVALIER J, GRANDJEAN S, KUNTZ M, PEZZOTTI G (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, **30(29)**: 5279–5282.
- CHOCHLIDAKIS KM, PAPASPYRIDAKOS P, GEMINIANI A, CHEN CJ, FENG IJ, ERCOLI C (2016). Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, **116(2)**: 184–190.
- CHU J, DA MA (2004). The physics of color en Fundamentals of color: Shade Matching and communication in esthetic dentistry. *Ed Quintessence Chicago*, s.: 3–17.

- CHU SJ, TRUSHKOWSKY RD, PARAVINA RD (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent*, **38(2)**: 2–16.
- CHUNG KH (1994). Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater*, **10**: 325-30.
- CLAUSSEN N (1976). Fracture Toughness of Al₂O₃ with an Unstabilized ZrO₂ Dispersed Phase. *J Am Ceram Soc*, **59(1–2)**: 49–51.
- COCHRANE S (2014). The Munsell Color System: a scientific compromise from the World of art. *Stud Hist Philos Sci*, **47**: 26-41.
- COLDEA A, SWAIN M V., THIEL N (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated ceramic- network materials. *Dent Mater*, **29(4)**: 419–426.
- COMLEKOGLU ME, PAKEN G, TAN F, COMLEKOGLU DM, OZCAN M, AKAN E, ALADAG A (2016). Evaluation of Different Thickness, Die Color, and Resin Cement Shade for Veneers of Multilayered CAD/CAM Blocks. *J Prost*, **25(7)**: 563-9.
- CONRAD HJ, SEONG W-J, PESUN IJ (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, **98(5)**: 389– 404.
- CORAZZA PH, de CASTRO HL, FEITOSA SA, KIMPARA ET, DELLA BONA A (2015). Influence of CAD-CAM diamond bur deterioration on surface roughness and maximum failure load of Y-TZP-based restorations. *Am J Dent*, **28(2)**: 95-9.
- DACOSTA J, FERRACANE J, PARAVINA RD, MAZUR RF, ROEDER L (2007). The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *J Esthet Restor Dent*, **19**: 214-24.
- DACUNHA LF, MUKAI E, HAMERSCHMITT RM, CORRER GM (2015). Fabrication of lithium silicate ceramic veneers with a CAD/CAM approach: a clinical report of cleidocranial dysplasia. *J Prosthet Dent*, **113(5)**: 355-9.
- DAVIDOWITZ G, KOTICK PG (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin North Am*, **55(3)**: 559–570.
- DEDE DO, CEYLAN G, YILMAZ B (2016). Effect of brand and shade of resin cements on the final color of lithium disilicate ceramic. *J Prosthet Dent*, **117(4)**: 539-544.
- DEGIRMENCI K, BUYUKDERE A (2016). Evaluation of the Surface Roughness and Translucency For All Ceramics by in Vitro Testing Methods: Review. *Journal of International Dental Sciences*, **1**: 13-18.
- DELLA BONA A, CORAZZA PH, ZHANG Y (2014). Characterization of a polymerinfiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, **30**: 564–569.
- DENRY ILJ, SAKAGUCHI RL (2006). Restorative Materials Ceramics. *Powers Craig's Restor Dent Mater ed 12, St Louis Mosby*, s.: 253–275.
- DONG JK, LUTHY H, WOHLWEND A, SCHARER P (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont*, **5 (1)**: 9-16.

- DOUGLAS WH, CRAIG RG (2014). Resistance to extrinsic stains by hydrophobic composite resin systems. *J Dent Res*, **61(1)**: 41–43.
- EGILMEZ F, ERGUN G, NAGAS IC, VALLITTU PK, LASSILA LVJ (2013). Short and long term effects of additional post curing and polishing systems on the color change of dental nano-composites. *Dent Mater*, **32(1)**: 107–114.
- ELMOWAFY O, MCCOMB D, MEYERS G, PETERS T (1995). Change Of Address: University Of Washington. *Operative Dentistry*, **20(3)**: 128.
- ESQUIVEL JF, CHAI J, WOZNIAK W T (1995). Color stability of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont*, **8**: 479-85.
- FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS D, NEIVA GA (2010). Clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*, **141**: 10S–4S.
- FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS DR, LAMPE K (2005). The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc*, **136(12)**: 1714–1723.
- FASBINDER DJ, NEIVA GF (2016). Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent*, **28(1)**:56–66.
- FASBINDER DJ, WOOD DJ, BIOLOGY O, CAM CAD (2006). The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD/CAM ceramics following two polishing techniques. *Dent Mater*, **23(6)**: 736–741.
- FLEMING GJ, SHAINI FJ, MARQUIS PM (2000). An assessment of the influence of mixing induced variability on the bi-axial flexure strength of dentine porcelain discs and the implications for laboratory testing of porcelain specimens. *Dent Mater*, **16**: 114-9.
- FLURY S, LUSSI A, ZIMMERLI B (2010). Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent*, **35**: 470–81.
- FONS-FONT A, SOLARUIZ MF, GRANELL-RUIZ M, LABAIG RC, MARTINEZ GA (2006). Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. *Med oral, Patol oral y cirugia bucal*, **11(3)**: 297–302.
- FRIEBEL M, POVEL K, CAPPIUS HJ, HELFMANN J, MEINKE M (2009). Optical properties of dental restorative materials in the wavelength range 400 to 700 nm for the simulation of color perception. *J Biomed Opt*, **14(5)**: 054029.
- FUZZI M, ZACCHERONI Z, VALLANIA G (1996). Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont*, **9**: 452-8.
- GALLARDO YR, BOHNER L, TORTAMANO P, PIGOZZO MN, LAGANA DC, SESMA N (2017). Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. *J Prosthet Dent*, **119(2)**: 214-219.
- GARVIE RC, HANNINK RH, PASCOE RT (1975). Ceramic steel? Nature. *Ceramic Materials: Science and Engineering*, **258**: 703–770.

- GIORDANO R (2006). Materials for chairside CAD/CAM–produced restorations. *J Am Dent Assoc*, **137**: 14–21.
- GRACIS S, THOMPSON V, FERENCZ J, SILVA N, BONFANTE E (2016). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont*, **28(3)**: 227–235.
- GREEN DJ, HANNINK RH SM (1989). Transformation Toughening of Ceramics. *Boca Raton, Florida CRC*, s.: 210-218.
- GUARDA GB, CORRER AB, GONCALVES LS, COSTA AR, BORGES GA, SINHORETI MA, CORRER-SOBRINHO L (2012). Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*, **38**: 208-217.
- GUESS PC, SCHULTHEIS S, BONFANTE EA, COELHO PG, FERENCZ JL, SILVA NRFA (2011). All ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am*, **55(2)**: 333–352.
- GUTH JF, ALMEIDA JS, SC M, BEUER FF, EDELHOFF D (2016). Enhancing the predictability of complex rehabilitation with a removable CAD/CAM - fabricated long-term provisional prosthesis: A clinical report. *J prosthet dent*, **107**: 1–6.
- HAN G, KIM J, LEE M, CHAE S, LEE Y, CHO B (2014). Performance of a novel polishing rubber wheel in improving surface roughness of feldspathic porcelain. *Dent Mater J*, **33(6)**: 739–748.
- HEINTZE SD, FORJANIC M, OHMITI K, ROUSSON V (2010). Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dent Mater*, **26**: 306-19.
- HOLAND W, RHEINBERGER V, APEL E, VANT HOEN C (2007). Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *J Eur Ceram Soc*, **27(2–3)**: 1521–1526.
- HOLAND W, SCHWEIGER M, WATZKE R, PESCHKE A, KAPPERT H (2008). Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*, **5(6)**: 729–745.
- HULTERSTROM AK, BERGMAN M (1993). Polishing systems for dental ceramics. *Acta odontol Scand*, **51(4)**: 229–234.
- IVOCLAR VIVADENT (2020). IPS Emax. Erişim: [<https://www.ivoclarvivadent.com>] Erişim Tarihi: 13.07.2020.
- JEFFERIES SR (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art re- view. *Dent Clin North Am*, **51**: 379-97.
- JEFFERIES SR (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, **42(4)**: 613–627.
- JEFFERIES, S.R (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, **42(4)**: 613-627.

- JOHNSTON W, KAO E (1989). Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J dent res*, **68(5)**: 819-22.
- JONES CS, BILLINGTON RW, PEARSON GJ (2004). The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*, **196**: 42-5.
- JUNG M (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent*, **27**: 175–183.
- KAKABOURA A, FRAGOULI M, RAHIOTIS C, SILIKAS N (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composite using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, **18(1)**: 155-163.
- KALANTIRI MH, GHORAISHIAN SA, MOHAGHEGH M (2017). Evaluation of accuracy of shade selection using two spectrophotometer systems: Vita Easysshade and Degudent Shadepilot. *Eur J Dent*, **11(2)**: 196-200.
- KAWAI, K. VE URANO, M (2001). Adherence of plaque components to different restorative materials. *Oper Dent*, **26(4)**: 396-400.
- KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, **75(1)**: 18-32.
- KEMALOGLU H, KARACOLAK G, TURKUN LS (2016). Can Reduced-Step Polishers Be as Effective as Multiple-Step Polishers in Enhancing Surface Smoothness? *J Esthet Restor Dent*, **22**: 1–10.
- KERN F, PALMERO P (2013). Microstructure and mechanical properties of alumina 5 vol% zirconia nanocomposites prepared by powder coating and powder mixing routes. *Ceram Int*, **39(1)**: 673–682.
- KILINC H, TURGUT S (2018). Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **120(1)**: 107–113.
- KIM B, ZHANG Y, PINES M, THOMPSON VP (2007). Fracture of porcelain veneered structures in fatigue. *J Dent Res*, **86(2)**: 142–146.
- KIM HY, KIM SH, LEE JB, HAN JS, YEO IS (2013). Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont*, **5(3)**: 296-304.
- KIM-PUSATERI S, BREWER JD, DAVIS EL, WEE AG (2009). Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent*, **101(3)**: 193–199.
- KLOTZ AL, HABIBI Y, CORCODEL N, RAMMELSBERG P, HASSEL AJ, ZENTHOFER A (2018). Laboratory and clinical reliability of two spectrophotometers. *J Esthet Restor Dent*, s.: 1–5.
- KOIZUMI H, SAIKI O, NOGAWA H, HIRABA H, OKAZAKI T, MATSUMURA H (2015). Surface roughness and gloss of current CAD / CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dental Mater J*, **34(6)**: 881–887.

- KUENHI RCMR (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Res App*, **4**: 83–91.
- KUMARI RV, NAGARAJ H, SIDDARAJU K, POLURI RK (2015). 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*, **7(7)**: 63– 70.
- KURKLU D, AZER SS, YILMAZ B, JOHNSTON WM (2013). Porcelain Thickness and Cement Shade Effects on the Colour and Translucency of Porcelain Veneering Materials. *J Dent*, **41**: 1043-1050.
- LAUVAHUTANON S, TAKAHASHI H, SHIOZAWA M, IWASAKI N, ASAKAWA Y, OKI M, FINGER WJ, ARKSORNNUKIT M (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*, **33(5)**: 705–710.
- LAWSON NC, BURGESS JO (2016). Gloss and stain resistance of ceramic-polymer CAD/CAM restorative blocks. *J Esthet Restor Dent*, **28**: S40–45.
- LEE YK, LIM BS, KIM CW PJ (2001). Comparison of color of resin composites of White and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent*, **13**: 179–186.
- LEE YK, YU B, LIM JI, LIM HN (2011). Perceived color shift of a shade guide according to the change of illuminant. *J Prosthet Dent*, **105(2)**: 91-9.
- LEHMANN KM, IGIEL C, SCHMIDTMANN I, SCHELLER H (2010). Four color-measuring devices compared with a spectrophotometric reference system. *J Dent*, **38**: 65-70.
- LIU PR (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, **26(7)**: 507-12.
- LLENA C, LOZANO E, AMENGUAL J, FORNER L (2011). Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color *J Contemp Dent Pract*, **12(1)**: 19-23.
- LOHBAUER U, MULLER FA, PETSCHERT A (2008). Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater*, **24**: 250–6.
- LU H, ROEDER LB, LEI L, POWERS JM (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J esthet restor dent*, **17(2)**: 102–108.
- MAGRI LV, CARVALHO VA, RODRIGUES FCC, BATAGLION C, LEITE-PANISSI CRA (2017). Effectiveness of low-level laser therapy on pain intensity, pressure pain threshold, and SF-MPQ indexes of women with myofascial pain. *Lasers Med Sci*, **32(2)**: 419–428.
- MAINJOT AK, DUPONT NM, OUDKERK JC, DEWAELE TY, SADOUM MJ (2016). From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *J Dent Res*, **95(5)**: 487–495.
- MALKIN S, HWANG TW (1996). Grinding mechanisms for ceramics. *Ann CIRP*, **45**: 569–80.

- MARTIN DM (1999). An in vitro investigation into the wear effects of glazed/unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material. *J Oral Rehab*, **26**: 538–546.
- MAUNULA H, HJERPPE J, LASSLA LL V, NARH TO (2017). Optical Properties and Failure Load of Thin CAD/CAM Ceramic Veneers. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, **25(2)**: 86–92.
- MAYEKAR SM (2001). Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am*, **45(1)**: 155-172.
- MCLEAN JW (1974). The science and art of dental ceramics. A collection of monographs. Louisiana State University. School of Dentistry, Continuing Education Programme.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, **28(1)**: 44–56.
- MO WH, BINDL A. (2002). Design / Computer-Aided Machining Restorations. *Dent Clin North Am*, **46**: 405–426.
- MOORMANN WH (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, **137**: 7-13.
- MOTRO PF, KURSOGLU P, KAZAZOGLU E (2012). Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *J Prosthet Dent*, **108(4)**: 231- 7.
- NAGLIERI V, PALMERO P, MONTANARO L, CHEVALIER J (2013). Elaboration of alumina-zirconia composites: Role of the zirconia content on the microstructure and mechanical properties. *Materials (Basel)*, **6(5)**: 2090–2102.
- NEJATIDANESH F, MORADPOOR H SO (2016). Clinical outcomes of zirconia based implant and tooth-supported single crowns. *Clin Oral Investig*, **20(1)**: 169–178.
- O'BRIEN WJ (1997). Color Appearance, Dental Materials and Their Selection. 2nd Ed. *Chicago Quintessence Publ Co*, s.: 256-280.
- O'BRIEN WJ (2002). Dental Materials and Their Selection. 3rd ed. *Chicago, Quintessence Publ Co*, s.: 256-268.
- OILO M, QUINN GD (2016). Fracture origins in twenty-two dental alumina crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, **53**: 93–103.
- OKUBO SR, KANAWATI A, RICHARDS MW, CHILDRESS S (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*, **80(6)**: 642–648.
- OTTO T (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, **15(2)**: 122-8.
- OTTO T, NISCO SD (2003). Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10 year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays. *Schweiz Monatssch Zahnmed*, **113(2)**: 156 169.

- OZCAN M, ALLAHBEICKARAGHI A, DUNDAR M (2012). Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clin Oral Investig*, **16**: 15-23.
- OZDOGAN A, BAYINDIR F, DUYMUS Z (2014). İki Farklı Cila Yönteminin Porselenin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi. *Ankara Univ Dis Hekim Fak Derg*, **24(2)**: 16-19.
- OZGUNALTAY G, YAZICI AR, GORUCU J (2003). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil*, **30(2)**: 218-224.
- OZTURK O, ULUDAG B, USUMEZ A, SAHİN V CG (2008). The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, **100**: 99-106.
- PANADENT (2020). Vita Suprinity Technicaland Scientific-Document. Erişim: [https://panadent.co.uk] Erişim Tarihi: 13.07.2020
- PARAVINA RD (2004). Esthetic color training in dentistry. *1st ed. St Lois; Elsevier- Mosby, s.:* 3-47.
- PARAVINA RD, POWERS JM (2004). Esthetic color training in dentistry. Maryland: Elsevier Mosby Chapter 2.
- PATTERSON CJ, MCLUNDIE AC, STIRRUPS DR, TAYLOR WG (1992). Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *J Prosthet Dent*, **68**: 402-6.
- PAUL SJ, PETER A, RODONI L, PIETROBON N (2004). Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *J Periodontics Restor Dent*, **24(3)**: 222-231.
- PICONI C, MACCAURO G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20(1)**: 1-25.
- PIRES-DE-SOUZA FDEC, CASEMIRO LA, GARCIA LDAF, CRUVNEL DR (2009). Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent*, **101(1)**: 13-18.
- PREIS V, GRUMSER K, SCHNEIDER-FEYRER S, BEHR M, ROSENTRITT M (2015). The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. *Int J Prosthodont*, **28**: 149-51.
- QUINN GD, IVES LK, JAHANMIR S (2005). On the nature of machining cracks in ground ceramics: part I: SRBSN strengths and fractographic analysis. *Mach Sci Technol*, **9**: 169-210.
- RAGAIN JC, JOHNSTON WM (2000). Color acceptance of direct dental restorative materials by human observers. *Color Research and Application*, **25(4)**: 278 - 285.
- RAIMONDO RL, RICHARDSON JT, WIEDNER B (1990). Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent*, **64**: 553-7.

- RAMOS NDC, CAMPOS TMB, PAZ ISD LA, MACHADO JPB, BOTTINO MA, CESAR PF, MELO RM (2016). Microstructure characterization and SCG of newly engineered dental ceramics. *Dent Mater*, **32(7)**: 870–878.
- RAPTIS NV, MICHALAKIS KX, HIRAYAMA H (2006). Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **26(1)**: 31-41.
- REICH S, FISCHER S, SOBOTTA B, KLAPPER HU, GOZDOWSKI SA (2010). Preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont*, **23**: 214–6.
- REIS AF, GIANNINI M, LOVADINO JR, AMBROSANO GM (2003). Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dental Mater*, **19 (1)**: 12-18.
- RELEVANCE C (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with. *Oper Dent*, **31(5)**: 577–583.
- RITTER RG (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*, **22(5)**: 332–341.
- ROUALDES O, DUCLOS ME, GUTKNECHT D, FRAPPART L, CHEVALIER J, HARTMANN DJ (2010). In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, **31(8)**: 2043–2054.
- RUYTER IE, NILNER K, MOLLER B (1987). Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater*, **3(5)**: 246-251.
- SAGSOZ O, DEMIRCI T, DEMIRCI G, SAGSOZ NP, YILDIZ M (2016). The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *J Adv Prosthodont*, **8**: 417-22.
- SAKAGUCHI RL, POWERS JM (2012). Craig's Restorative Dental Materials, 13th ed *Philadelphia: Mosby*, s.: 48-56.
- SARAC D, SARAC YS, KULUNK S, URAL C, KULUNK T (2006b). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent*, **96(1)**: 33-40.
- SARAC D, SARAC YS, YUZBASIOGLU E, BAL S (2006a). The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, **96(2)**: 122-128.
- SARAFIANOU A, KAMPOSIOIRA P, PAPAVALILIOU G, GOULA H (2012). Matching repeatability and interdevice agreement of 2 intraoral spectrophotometers. *J Prosthet Dent*, **107(3)**: 178–185.
- SARIKAYA I, GULER AU (2011). Effects of different surface treatments on the color stability of various dental porcelains. *J Dent Sci*, **6**: 65-71.

- SASAHARA RM, RIBEIRO FC, CESAR PF, YOSHIMURA HN (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent*, **31**: 577–83.
- SATO TP, ANAMI LC, MELO RM, VALANDRO LF, BOTTINO MA (2016). Effects of Surface Treatments on the Bond Strength Between Resin Cement and a New Zirconia-reinforced Lithium Silicate Ceramic. *Oper Dent*, **41(3)**: 284-92.
- SCHENK O FG (2015). Cerec software goes 4.4. *Int J Comput Dent* **18(1)**: 59–64.
- SCHERRERA SS, QUINN GD, QUINN JB (2008). Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram Crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*, **24(8)**: 1107–1113.
- SEGHI RR, JOHNSTON WM, O'BRIEN WJ (1989). Performance Assessment of Colorimetric Devices on Dental Porcelains. *J Dent Res*, **68(12)**: 1755-9.
- SILVA TM, SALVIA AC, CARVALHO RF, PAGANI C, ROCHA DM, SILVA EG (2014). Polishing for glass ceramics: which protocol? *J Prosthodont Res*, **58(3)**: 160-70.
- SONG XF, REN HT, YIN L (2015). Machinability of lithium disilicate glass ceramic in *in vitro* dental diamond bur adjusting process. *J Mech Behav Biomed Mater*, **53**: 78-92.
- SOYGUN K, VAROL O, OZER A, BOLAYIR G (2017). Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *J Adv Prosthodont*, **9(3)**: 200-207.
- SPITZNAGEL FA, HORVATH SD, GUESS PC, BLATZ MB (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **26(6)**: 382–393.
- SPITZNAGEL FA, VUCK A, GIERTHMHULEN PC, BLATZ MB HS (2016). Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent*, **37(9)**: 630–637.
- SPROULL RC (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J Prosthet Dent*, **86(5)**: 453–457.
- SRIAMPORN T, THAMRONGANANSKUL N, BUSABOK C, POOLTHONG S, UO M, TAGAMI J (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dent Mater J*, **33(1)**: 79– 85.
- STEINER R, BEIER US, HEISS-KISIELEWSKY I, ENGELMEIER R, DUMFAHRT H, DHIMA M (2015). Adjusting dental ceramics: An *in vitro* evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *J Prosthet Dent*, **113**: 616-22.
- STOLL R, SEITNER T, SCHULTE A, STACHNISS V (1996). The use of polishing systems on the surface of different ceramic materials. *Quintessence Publishing*, s.: 589-597.
- SWAIN MV (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta biomaterialia*, **5(5)**: 1668-1677.

- THOMPSON VP, OPDAM NJ, ZHANG Y, CAM CAD. (2015). Fatigue resistance of CAD / CAM resin composite molar crowns. *Dental Materials*, **32(4)**: 499–509.
- TURGUT S, BAGIS B (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, **109(3)**: 179–186.
- TURGUT S, BAGIS B, AYAZ E (2014). Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate systems. *J Dent*, **42**: 68–74.
- TURKUN LS, TURKUN M (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*, **29**: 203-211.
- VASCONCELLOS BTD, MIRANDA-JUNIOR WG, PRIOLI R, THOMPSON J, ODA M (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, **31(4)**: 442–449.
- VICHI A, FONZAR RF, GORACCI C, CARRABBA M, FERRARI M (2018). 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*, **43(1)**: 90-100.
- WENDLER M, BELLI R, PETSCHERT A, MEVEC D, HARRER W, LUBE T, DANZER R, LOHBAUER U (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. *Dent Mater*, **33(1)**: 99–109.
- WHITEHEAD SA, SHEARER AC, WATTS DC, WILSON NH (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J. Oral Rehabil*, **22(6)**: 421-247.
- WIEDHAHN K (2005). Cerec 3D veneers with R2005--veneers a la carte. *Int J Comput Dent*, **8(1)**: 59-68.
- WRIGHT MD, MASRI R, DRISCOLL CF, ROMBERG E, THOMPSON GA, RUNYAN DA (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*, **92**: 486-90.
- YANIKOGLU N, DUYMUS Z, YILMAZ B (2009). Effects of different solutions on the hardness of composite resin materials. *Dent Mater J*, **28(3)**: 344-51.
- YAVUZYILMAZ H, TURHAN B, BAVBEK BKE (2005). Tam porselen sistemleri. *GU Dişhek Fak Derg*, **22(1)**: 41-48.
- YILMAZ C, KORKMAZ T, DEMIRKOPRULU H, ERGUN G, OZKAN Y (2008). Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthet Dent*, **17(1)**: 20-4.
- YILMAZ K, OZKAN P (2010). Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int*, **41(7)**: 41-47.
- YIN R, JANG YS, LEE MH, BAE TS (2019). Comparative Evaluation of Mechanical Properties and Wear Ability of Five CAD/CAM Dental Blocks. *Materials (Basel)*, **12(14)**: 2252.

ZHANG Y, GRIGGS JA, BENHAM AW (2004). Influence of powder/liquid mixing ratio on porosity and translucency of dental porcelains. *J Prosthet Dent*, **91**: 128-35.

ZHANG Y, KELLY JR (2017). Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent Clin North Am*, **61(4)**: 797–819.

3M DENTAL PRODUCTS (2020). Lava Ultimate. Erişim: [<https://www.3m.com.tr>]. Erişim Tarihi: 13.07.2020.



ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı : Kübra
Soyadı : Kirişci
Doğum Yeri ve Tarihi : Gölcük 30.08.1991
Uyruğu : T.C.
Medeni Durumu : Evli
İletişim Adresi : İşçi Blokları Mah. 1489. Sok. No:1/21
Çankaya/ANKARA
Tel : +905066429125
Elektronik Posta : kubrakozlu@gmail.com

II- Eğitimi

2017-2020 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı/Uzmanlık Programı
2010-2015 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2005-2009 Diyarbakır İMKB Anadolu Öğretmen Lisesi
Yabancı Dil İngilizce

III- Ünvanları

2015 Diş Hekimi

IV- Mesleki Deneyimi

2017- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı, Araştırma Görevlisi

V- Bilimsel İlgi Alanları

Seminerler

1. Aşınmış Dişlerin Protetik Rehabilitasyonunda Klinik Protokoller (2018). Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.

Poster ve sözlü sunumlar

1. **Kübra Kozlu**, Mahmud Afandiyev (2018). Prosthetic Rehabilitation with Soft Tissue Augmentation in the Aesthetic Region: A Case Report. 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, Antalya.
2. **Kübra Kozlu**, İrem Öztürk (2018). Mandibular Overdenture Prosthesis Supported by Tooth and Implant Combination: 3 Months Follow-up Report. Turkish Dental Association 24th International Congress of Dentistry, Ankara.
3. İrem Öztürk, **Kübra Kozlu** (2018). Removable Prosthesis With Canin Tooth Supported and Telescope Retainer: A Case Report. Turkish Dental Association 24th International Congress of Dentistry, Ankara.

VI- Diğer Bilgiler

Kongre ve Sempozyum Katılımları

1. 24. Uluslararası Türk Dişhekimleri Birliği Diş Hekimliği Kongresi, 2018, Ankara.
2. ITI Türkiye & Azerbaycan Section, 2018, Antalya.
3. 10th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, 2018, Antalya.