

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**CAD-CAM TAM SERAMİK MATERYALLERİN RENK,
TRANSLÜSENSİ VE PÜRÜZLÜLÜKLERİ ÜZERİNE POLİSAJ
VE GLAZE İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Sena KAMACI ERĐÜL

**Protetik Diş Tedavisi Programı
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2020**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca benden desteğini esirgemeyen, mesleki bilgisini, becerisini ve hayattaki tecrübelerini paylaşan, değerli hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. S. Cumhur Altıntaş'a,

Mesleki bilgi ve becerisinden yararlandığım, güleryüzünü, anlayışını ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocam sayın Prof. Dr. Bahadır ERSU'ya

Aralarında olmaktan her zaman gurur duyduğum, üzerimde emeği olan tüm Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve personeline,

Sonuçların istatistiksel analizinin yapılmasında yardımlarını esirgemeyen sayın Prof. Dr. Erdem Karabulut'a,

Uzmanlık hayatım boyunca sevgilerini ve desteklerini derinden hissettiğim Dt. Nigar Baghirova, Dt. Zühre Belde Akkaya, Dt. Nuray Eren Cordanoglu, Dt. Diler Deniz, Dt. Elif Melike Akarca ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, koşulsuz sevgilerini her zaman derinden hissettiğim, haklarını asla ödeyemeyeceğim kıymetli annem Gülseren Kamacı ve babam İlhami Kamacı'ya, birtanecik abime ve ablama,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım sırasında çocuğuma yokluğumu hissettirmeyen, ikinci ailem Halil İbrahim ve Sırma Ergül'e,

İyi kötü her anımda her zaman yanımda ve destekçim olan, sevgisini, sabrını, anlayışını hiç bir zaman esirgemeyen sevgili eşim Mücahit Ergül'e,

Son olarak, her şeyi daha anlamlı, daha güzel kılan, güler yüzü tatlı kahkahasıyla hayatımı aydınlatan, birtanecik oğlum Yağız'a tüm kalbimle teşekkür ediyorum.

ÖZET

Kamacı Ergül S. CAD-CAM Tam Seramik Materyallerin Renk, Translusensi ve Pürüzlülükleri Üzerine Polisaj ve Glaze İşlemlerinin Etkisinin Değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Programı Uzmanlık Tezi, Ankara, 2020. Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey bitirme işlemleri (Glaze: G ve Polisaj: P) uygulanmış LDS (Lityum disilikat), ZLS (Zirkonya ile güçlendirilmiş lityumsilikat) ve TrZ (translusens zirkonya) materyallerinin translusensi, renk ve pürüzlülüklerinin kahve termal siklusu öncesi ve sonrası in-vitro değerlendirilmesidir. Lityum disilikat (IPS e.max CAD), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Celtra Duo HT) ve translusens zirkonya (Cercon HT) materyallerinden 40'ar adet (1 mm kalınlığında) örnek hazırlanmıştır. Klinik aşındırmayı taklit etmek amacıyla 20 sn aşındırma işlemi uygulanmıştır. Örnekler iki farklı yüzey işlemi (glaze ve polisaj) uygulanmış ve bir kahve çözeltilisinde 10.000 termosiklusa tabi tutulmuştur. Örneklerin pürüzlülük değerlerini (Ra: Ortalama Pürüzlülük Değeri, Rz: Ortalama Maksimum Profil Yüksekliği) ölçmek için kontakt profilometre, renk stabilitelelerini ve translusensi parametrelerini (TP) ölçmek için kolorimetre cihazı kullanılmıştır. Renk farkı verileri Kruskal Wallis testi ile değerlendirilmiş, grupların farklılık gösterdiği durumda Dunnet çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Aşındırma sonrası pürüzlülük verilerinin değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılmıştır. Pürüzlülük ve translusensi parametresi (TP) verilerinin değerlendirilmesinde tekrarlı ölçümlerde varyans analizi ve Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. $p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Renk değişimi sadece polisaj uygulanmış ZLS (ZLS-P) grubunda klinik olarak algılanabilir eşğin üstünde olup, tüm gruplarda klinik olarak kabul edilebilir eşğin altındadır (< 2.23). Aşındırma sonrası en yüksek pürüzlülük değerleri (Ra ve Rz) ZLS materyalinde görülmüş, bunu LDS ve TrZ takip etmiştir. Glaze uygulanmış ZLS (ZLS-G) ve LDS (LDS-G) gruplarının ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) polisaj uygulanan gruplara kıyasla daha düşük olmasına karşın bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Glaze uygulanmış TrZ (TrZ-G) grubu, polisaj uygulanan (TrZ-P) gruba kıyasla istatistiksel olarak anlamlı olacak düzeyde daha yüksek bir Ra değeri göstermiştir. Rz (Ortalama Maksimum Profil Yüksekliği) parametresi açısından ise tüm materyallerde glaze uygulaması daha düşük değerler görülmesini sağlamışken, bu fark TrZ grubunda istatistiksel farka sebep olmamıştır. Termal siklus öncesi ve

sonrası en yüksek translusensi değeri LDS materyalinde görülmüş, bunu ZLS ve TrZ takip etmiştir. Kahve termal siklusu materyallerin pürüzlülük değerlerinde (Ra, Rz) artışa, translusensilerinde ise azalmaya sebep olmuştur.

Anahtar Sözcükler: Lityum disilikat, Zirkonya ile güçlendirilmiş lityumsilikat, Translusens Zirkonya, Translusensi Parametresi, Renk Stabilitesi, Yüzey Pürüzlülüğü, Termal siklus, Termal Siklus.

Destekleyen Kurumlar: H.Ü.B.A.K.B Destek Projesi (Proje Kodu: THD:2019-17671)

ABSTRACT

Kamaci Ergül S., Evaluation of the Effect of Polishing and Glaze Techniques on the Color, Translucency and Surface Roughness of CAD-CAM All-Ceramic Materials, Hacettepe University Faculty of Dentistry, Prosthetic Dentistry Program Specialization Thesis, Ankara, 2020. The purpose of this study is to evaluate the influence of different surface treatments (Glaze: G and Polishing: P) on the translucency, color stability and surface roughness of LDS (Lithium disilicate), ZLS (Zirconia reinforced lithium silicate) and TrZ (translucent zirconia) materials. 40 specimens (1 mm thickness) discs were prepared from lithium disilicate (IPS e.max CAD), zirconia reinforced lithium silicate (Celtra Duo HT) and translucent zirconia (Cercon HT) materials. Specimens were grinded in order to mimic the chairside-adjustment process for 20 seconds. Two different types of surface treatments (glazing or polishing) were applied to the specimens and the specimens were subjected to 10.000 thermocycles in a coffee solution. Contact profilometer was used to measure the roughness values (Ra: Average Roughness Value, Rz: Maximum Height of Profile), and colorimeter was used to measure color stability and translucency parameters (TP). Color difference data were evaluated with Kruskal Wallis test and Dunnet multiple comparison test. One-way variance analysis (ANOVA) was used to evaluate the roughness data after grinding. Repeated measures ANOVA and Duncan multiple comparison test was used to evaluate the roughness (Ra, Rz) and translucency parameter (TP) data. $p < 0.05$ was considered significant. Only the ZLS-P (Zirconia reinforced Lithiumsilicate-polishing) group's color differences was perceptible but the color differences values of all groups were smaller than the clinically acceptability threshold (< 2.23). The highest roughness values (Ra and Rz) were observed in the ZLS material after grinding, followed by LDS and TrZ. ZLS-G (Zirconia reinforced Lithiumsilicate-glaze) and LDS-G (Lithium disilicate-glaze) groups showed the lower mean value Ra than polished groups, which showed no statistically significant difference among them. TrZ-G (Translucent Zirconia-glaze) group showed a significantly higher Ra value compared to TrZ-P (Translucent Zirconia-polishing) group. For all materials, glazing provided lower Rz (Maximum Height of Profile) value, but for TRZ no significant differences were found between the Rz

values of glazed and polished surfaces. Before and after coffee thermocycling, LDS presented the highest TP values, followed by ZLS and TrZ. The coffee thermocycling increased the roughness values (Ra and Rz) and decreased the translucency of materials.

Key words: Lithium disilicate, Zirconia reinforced lithium silicate, Translucency, Zirconia, Translucency Parameter, Color Stability, Surface Roughness, Thermal cycle.

Supported by H.Ü.B.A.K.B Support Project (Project Number: THD:2019-17671)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	ix
İÇİNDEKİLER	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
TABLolar	xvi
ŞEKİLLER	xvii
GRAFİKLER	xix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental Seramikler	3
2.2. Dental Seramiklerin Tarihi	3
2.3. Dental Seramiklerin Yapısı	6
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
2.4.1. Cam Matriks Seramikler	8
2.4.1.1. Feldspatik Seramikler	8
2.4.1.2. Sentetik Seramikler	9
2.4.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler	13
2.4.2. Polikristalin Seramikler	14
2.4.3. Rezin-Matriks Seramikler	19
2.5. CAD-CAM Sistemi	20
2.6. Yüzey Pürüzlülüğü	23
2.6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Parametreleri	23
2.6.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	25
2.7. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj	27
2.7.1. Abrazivler ve Polisaj Malzemeleri	29
2.7.2. Abrazivlerin Sınıflandırılması	32
2.8. Dental Seramiklerde Glazürleme	34

2.9. Işık ve Renk Kavramı	35
2.9.1. Işık ve Renk ile İlgili Kavramlar	37
2.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri	40
2.10.1. Munsell Renk Sistemi	40
2.10.2. CIE Lab Renk Sistemi (Commission International de l'Eclairage)	43
2.11. Diş Hekimliği'nde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri	44
2.11.1. Görsel Teknik	44
2.11.2. Enstrümental Teknik	45
2.12. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma	49
3. GEREÇ VE YÖNTEM	50
3.1. Örneklerin Hazırlanması	50
3.1.1. Lityum Disilikat Disklerin Hazırlanması	50
3.1.2. Translusens Zirkonya Disklerin Hazırlanması	51
3.1.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Disklerin Hazırlanması	52
3.2. Örneklerle Yüze Aşındırma İşleminin Uygulanması	53
3.3. Glaze İşleminin Uygulanması	55
3.4. Polisaj İşleminin Uygulanması	57
3.4.1. Lityum Disilikat (Ips e.max CAD) Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması	57
3.4.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (Celtra Duo) Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması	58
3.4.3. Translusens Zirkonya (Cercon HT) Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması	59
3.5. Örneklerin Temizlenmesi	61
3.6. Yüze Pürüzlülük Değerlerinin Ölçümü	61
3.7. Renk ve Translusensi Ölçümlerinin Yapılması	62
3.8. Termal Siklus İşleminin Yapılması	64
3.9. İstatistiksel Analiz	65

4. BULGULAR	66
4.1. Yüzey Pürüzlülüğün Değerlendirilmesi	66
4.1.1. Aşındırma Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Değerlendirilmesi	66
4.1.2. Yüzey Bitirme İşlemi Sonrası Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirilmesi	67
4.2. Renk Değişimi Verilerinin Değerlendirilmesi	72
4.3. Translusensi Verilerinin Değerlendirilmesi	75
4.3.1. Termal Siklus Öncesi TP Verilerinin Değerlendirilmesi	78
4.3.2. Termal Siklus Sonrası TP Verilerinin Değerlendirilmesi	78
4.3.3. Termal Siklus Öncesi ve Sonrası Grupların TP Değişimlerinin Değerlendirilmesi	79
4.4. SEM Analizi	80
5. TARTIŞMA	84
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	99
7. KAYNAKÇA	100
8. ÖZGEÇMİŞ	113

SİMGELER VE KISALTMALAR

>	Büyük
<	Küçük
≥	Büyük eşit
±	Artı Eksi
≅	Yaklaşık eşit
%	Yüzde
°C	Santigrat derece
ADA	American Dental Assisosiation-Amerika Diş Hekimleri Birliği
AlCl₃	Alüminyum klorür
Al₂O₃	Alüminyum oksit
Al₂O₃·2SiO₂·H₂O	Kaolin
ATZ	Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya
Bis GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
CAD	Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Computer Aided Manufacturing-Bilgisayar Destekli Üretim
CaO	Kalsiyum oksit
CIE	Commission International de l'Eclairage
Dk	Dakika
FDI	World Dental Assosiation-Dünya Diş Hekimleri Birliği
FSZ	Tam stabilize zirkonya
GPa	Gigapaskal
K₂O	Potasyum oksit-Potas
K₂OAl₂O₃·6SiO₂	Potasyum alümina silikat
LCS	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik
LDS	Lityum disilikat seramik
Li₃PO₄	Lityum ortofosfat
MgO	Magnezyum oksit
MPa	Megapaskal

MPa.m^{1/2}	Megapaskal.metre ^{1/2}
Na₂O	Sodyum oksit-Soda
Na₂OAl₂O₃6SiO₂	Sodyum Alümina silikat
Mm	Milimetre
nm	Nanometre
RICs	Rezin infiltre cam seramik
P₂O₅	Fosfor pentoksit
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
RPM	Revolutions Per Minute-Dakikada dönme sayısı
SiO₂	Silisyum dioksit- Silika
sn	Saniye
SnO₂	Kalay oksit
TEGDMA	Trietilen glikol dimetkrilat
TrZ	Translusens Zirkonya
TZP	Tetragonal zirkonya polikristalleri
UDMA	Üretan dimetakrilat
Y-TZP	Yitriyum ile stabilize edilmiş polikristalin zirkonya
ZLS	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramik
Zr₂O	Zirkonyum Oksit
ZrSiO₄	Zirkonyum silikat
ZTA	Zirkonya ile güçlendirilmiş alümina
µm	Mikrometre

TABLOLAR

Tablolar	Sayfa
2.1. Gracis ve ark. [18]'nin yaptığı sınıflandırmanın şematik görüntüsü.	8
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri.	50
3.2. Ips e.max CAD HT kristalizasyon parametreleri	51
3.3. Çalışma gruplarının şematize edilmiş hali.	54
4.1. Aşındırma sonrası materyallerin Ra ve Rz değerlerinin tanıtıcı istatistikleri.	66
4.2. Tek yönlü varyans analizi sonuçları.	66
4.3. a) Aşındırma sonrası grupların Ra değerlerinin Duncan testi sonuçları b) Aşındırma sonrası grupların Rz değerlerinin Duncan testi sonuçları	67
4.4. Grupların termal siklus öncesi ve sonrası Ra değerlerinin ortalama ve standart sapmaları	67
4.5. Termal siklus öncesi ve sonrası grupların Rz değerleri.	68
4.6. Duncan testi sonuçları.	69
4.7. Duncan testi sonuçları.	71
4.8. Renk farkı verilerinin materyallere ve yüzey işlemlerine göre tanıtıcı istatistikleri.	72
4.9. Renk değişim verilerinin değerlendirilmesi.	73
4.10. Grupların TP değeri açısından tanıtıcı istatistikleri	76
4.11. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları	76
4.12. Termal siklus öncesi grupların TP değerlerinin Duncan testi sonuçları (p<0.05)	77
4.13. Termal siklus sonrası grupların TP değerlerinin Duncan testi sonuçları (p<0.05)	77
4.14. Yüzey işlemi ve termal siklus uygulamasına göre materyallerin TP değerlerinin karşılaştırılması.	77
4.15. Grupların termal siklus öncesi-sonrası TP değişiminin bağımlı gruplarda T-testi analizi sonucu.	79

ŞEKİLLER

Şekiller	Sayfa
2.1. Zirkonyanın faz dönüşümünün şematize edilmiş hali.	15
2.2. Zirkonyada çatlak oluşumu ve Transformasyon sertleşmesi	16
2.3. Ortalama pürüzlülük, Ra.	24
2.4. Ortalama maksimum profil yüksekliği (Rz) ve Maksimum Profil yüksekliği (Rmax).	24
2.5. Kontakt profilometrenin şematik görüntüsü [57].	25
2.6. Optik profilometrenin şematik görüntüsü.	26
2.7. A) İki gövdeli abrazyon B) Üç gövdeli abrazyon C) Hava yoluyla abrazyon [10].	33
2.8. a) Görünür ışığın dalga boyları. b) Tüm elektromanyetik spektruma göre görünür ışık spektrumu [87].	36
2.9. Farklı ışık kaynakları altında meydana gelen metamerizm etkisi[87].	37
2.10. a) Mavi opalesans etki. b) Turuncu opalesans etki. [87]	38
2.11. Doğal bir diş tarafından sergilenen ışık özellikleri. a)Doğal ışık efekti b) Floresans c)Translüsensi (Yarısaydamlık)[87]	38
2.12. Munsell renk sistemine göre hue, value ve chroma.	40
2.13. Munsell renk sisteminde hue düzenlenmesi. R, kırmızı; P, Mor; B, Blue, G, Yeşil; Y, Sarı; YR, Sarı-kırmızı, RP, Kırmızı-Mor; PB, Mor; BG, Mavi-Yeşil; GY, Yeşil-Sarı.	41
2.14. Munsell renk sisteminde value düzenlenmesi.	42
2.15. Munsell renk sisteminde chroma düzenlenmesi.	42
2.16. VITA klasik renk kılavuzu.	48
2.17. Vita toothguide 3D-master renk kılavuzu.	49
3.1. IPS e.max CAD bloklar	51
3.2. TABEO-1/S/ZIRKON-100 fırını.	52
3.3. Cercon Ht zirkonya disk	52
3.4. Celtra Duo bloklar.	53
3.5. Çalışmada kullanılan hassas kesim cihazı	53
3.6. a) Aşındırma işleminde kullanılan laboratuvar piyasemeni ve motoru b) Aşındırma işleminin uygulanışı	54

3.7. Kristalizasyon ve glaze işlemlerinde kullanılan fırın.	55
3.8. Glaze uygulaması sırasında kullanılan fırın.	56
3.9. Optrafine polisaj seti.	57
3.10. Startec Polisaj seti.	58
3.11. EVE diacera polisaj seti.	59
3.12. Örneklerin boyutunun dijital kumpasla ölçülmesi.	60
3.13. Yüzey işlemleri tamamlanmış örnekler.	61
3.14. Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde kullanılan Perthometer M2 profilometre cihazı.	62
3.15. Örneklerin renk ve translusensi ölçümlerinde kullanılan renk ölçüm cihazı, Konica Minolta CR-321 (Minolta, Tokyo, Japan).	63
3.16. Sd Mechatronic termal siklus cihazı.	65
4.1. Taramalı elektron mikroskobuna yerleştirilmiş örnekler.	81
4.2. a) ZLS-G grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) ZLS-G grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü.	81
4.3. a) ZLS-P grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) ZLS-P grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü.	81
4.4. a) LDS-G grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) LDS-G grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü.	82
4.5. a) LDS-P x1000 büyütme SEM görüntüsü b) LDS-P x5000 büyütme SEM görüntüsü.	82
4.6. a) TrZ-G grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) TrZ-G grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü	82
4.7. a) TrZ-P grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) TrZ-P grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü	83

GRAFİKLER

Grafikler	Sayfa
4.1. Gruplara göre ortalama Ra değerleri.	69
4.2. Grupların Rz ortalamaları.	71
4.3. Renk farkı değerlerinin box-plot grafiği	73
4.4. Grupların renk farkı verilerinin grafişel gösterimi.	74
4.5. TP değerlerinin termal siklus öncesi-sonrası değişimi gösteren etkileşim grafiği.	80

1. GİRİŞ

Günümüzde estetik kavramı pek çok alanda olduğu gibi diş hekimliğinde de son derece önem arz eden bir unsur haline gelmiştir. Estetik beklentideki artış ve dijital diş hekimliğinde yaşanan gelişmelerle birlikte, metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak biyolojik olarak uyumlu, üstün estetik ve mekanik özellikleri sahip bir çok tam seramik sistem başarıyla diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur [1, 2].

Metal destekli seramik restorasyonlar uzun zamandır diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir tedavi seçeneği olmasına karşın, metal alt yapının koyu renginin yansımaları, allerji, veneer materyalinde görülen kırık, çatlak gibi komplikasyonlar ve doğal diş dokusuna benzer optik özellikleri sağlamadaki yetersizlik gibi dezavantajlar farklı materyal ve üretim yöntemlerinin gelişimine sebep olmuştur [3].

İtiryumla stabilize tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP) metal destekli seramik restorasyonlarda metalik alt yapıya alternatif olarak üretilmiş bir materyaldir. Beyaz opak rengi nedeniyle feldspatik porselenlerle veneerlenmesi gerekmektedir. Veneer porseleni uygulanan zirkonya destekli restorasyonlarda yaşanan en sık komplikasyon ise veneer porseleninde meydana gelen kırıktır. Bu dezavantajların üstesinden gelme arayışı, doğal dişlere benzer optik özelliklere sahip, herhangi bir veneer porseleninin kullanılmadığı monolitik (tek parça) tam seramik sistemlerin geliştirilmesini sağlamıştır [1, 4, 5].

Son zamanlarda çeşitli yöntemlerle translusensisi geliştirilmiş zirkonyum oksit seramiklerle monolitik restorasyonların üretimi mümkün olmuştur. Lityum disilikat seramikler de veneer porselenine ihtiyaç duyulmaksızın doğal diş benzer gelişmiş optik ve uygun mekanik özelliklere sahip monolitik restorasyon üretimine izin veren bir seramik grubudur [6, 7]. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler ise, içeriğinde kütlece %10 zirkonyum oksit içeren ve böylece mekanik özellikleri LDS seramiklere kıyasla daha da geliştirilmiş bir seramik grubu olup,

monolitik restorasyon üretiminde kullanılabilen bir diğer tam seramik materyal grubudur [8].

Diş hekimliğinde Cad-Cam teknolojisinin gelişmesiyle birlikte monolitik restorasyonların hızlı ve güvenli bir şekilde üretimi mümkün olsa da, bu restorasyonların ağız içi uyumlama gereksinimleri hala bir sorun olmaya devam etmektedir. Restorasyonların uyumlanması sırasında oluşan pürüzlü yüzeylerin giderilmesi amacıyla çeşitli yüzey bitirme işlemleri uygulanabilir. Bunlar glazürleme ve mekanik polisaj olmak üzere temel olarak iki çeşittir. Hasta konforunun sağlanması ve restorasyonun optimal estetik, biyolojik ve mekanik özelliklere sahip olabilmesi için restorasyon yüzeylerinin pürüzsüz olması gerekmektedir.

Literatürde monolitik tam seramik restorasyonların uyumlanması sırasında oluşan pürüzlü yüzeylerin giderilmesinde kullanılacak en etkili yüzey bitirme yönteminin ne olduğu bilinmemekte ve yüzey bitirme protokollerinin yüzey pürüzlülüğü (Ra, Rz), renk değişimi (ΔE) ve translusensi (TP) üzerindeki etkisi hakkında literatürde yeterli bilgi bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı; farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanmış LDS (Lityum disilikat), ZLS (Zirkonya ile güçlendirilmiş lityumsilikat) ve TrZ (translusensisi geliştirilmiş zirkonya) materyallerinin translusensi, renk ve pürüzlülüklerinin kahve termal siklusu öncesi ve sonrası karşılaştırılmalı olarak in-vitro değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Seramik terimi, porseleni ve porselene benzer görünümde olan ancak bileşimlerinde, imâlat şekillerinde ve fiziksel ve mekanik özelliklerinde farklılıklar gösteren malzemeleri tanımlamak için kullanılır [9].

Dental seramikler, metalik olmayan, inorganik yapılardır. Temel olarak bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik element (oksijen, bor, kalsiyum, seryum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) içeren oksijen bileşiklerinden oluşurlar ve hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptirler [10, 11].

2.2. Dental Seramiklerin Tarihi

İlk seramik yapay diş malzemesi, 1789 yılında Fransız eczacı Alexis Duchateau ile Fransız diş hekimi Dubois de Chemant tarafından geliştirilmiş ve patentlendirilmiştir. Duchateau'nun 1774 yılında ürettiği yapay dişlerin geliştirilmiş bir versiyonu olan bu seramik materyal, o dönemde yapay dişleri protez kaidesinde tutmanın etkili bir yolu olmadığı için kişisel dişler üretmek için kullanılamamıştır [10, 12].

1808'de İtalyan bir diş hekimi olan Fonzi, bir platin iğne veya çerçeve tarafından yerinde tutulan ve kişisel olarak üretilmeye imkan sağlayan "terrometalik" porselen diş icat etmiştir. Bu gelişme protetik diş hekimliğinde estetik ve mekanik açıdan önemli bir ilerleme sağlamıştır [10, 13].

Bu gelişmeler yeni kimyasal bileşim ve yeni üretim yöntemleri ile seramiğin gelişimine devam etmek, doğal dişlere yakın renkte ve uygun translusensiye sahip dental restorasyonlar üretmek için başka araştırmacıları teşvik etmiştir[12]. Porselenin translusensi ve rengindeki iyileştirmeler, 1838'de Elias Wildman'ın

geliştirdiği formülasyonlardan, 1949'da vakumla ateşlemeye kadar değişen gelişmelerle gerçekleştirilmiştir [13].

1885 yılında Logan, platin post üzerine porselen uygulayarak, porselen ve post arasındaki retansiyon problemini çözdüğü, Richmond kronunu geliştirmiştir. Bu 1808 yılında Fonzi tarafından icat edilen terrometalik dişlerden bu yana metal seramik bir sistemin ilk yenilikçi kullanımı olmuştur [13].

Detroit Charles H. Land, 1886-87 yıllarında platin folyo tekniğini tanıtmış ve 1903 yılında ilk tam seramik kronlardan birini diş hekimliğiyle tanıştırmıştır. Tam seramik kronlar yüksek feldspatik seramik içeriğinden dolayı mükemmel estetik göstermiş olsalar da kırılma oranlarının yüksek olması, endikasyonlarının anterior tek dişlerle sınırlı kalmasına sebep olmuştur [10, 12].

1960'lı yıllardan itibaren, feldspatik porselenler metal-seramik protezlerde güvenle kullanılmasına rağmen, daha sert bir seramik alt yapı, döküm metal alt yapı veya metal folyo olmadan tam seramik kronların yapımında kullanılamayacak kadar zayıf olarak kabul edilmiştir [10, 14].

Tam seramik kron sisteminin estetik avantajlarına rağmen, alümina dental porselende güçlendirici ajan olarak kullanılmaya kadar popülerlik kazanamamıştır. 1950'lerde, porselenin yapısına lösit eklenmesi, porselenin altın alaşımları ile olan bağlantısını güçlendirmiştir. Metal-seramik sistemlerindeki iyileştirmeler son 35 yılda dental seramik araştırmalarına egemen olmuş ve porselen ve metal arasındaki bağların ve porselenin iyileştirilmesine yol açmıştır [13].

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları sinterleme sıcaklığının ve termal genişleme katsayısının kontrolüne imkan sağlayan yeni bir feldspatik porselen formülasyonu tanımlamışlar ve feldspatik porselenlere kimyasal olarak bağlanan, ısıl olarak uyumlu alaşımları üretmek için kullanılacak bileşenleri tarif etmişlerdir [10].

Daha doğal görünümlü kronlara olan talep arttıkça, diş hekimleri, laboratuvar teknisyenleri ve porselen üreticileri, üstün estetiğe ve biyouyumluluğa sahip sabit kısmi protezlerin imalatına izin verecek yeterli dayanıklılıkta bir seramik malzeme geliştirmek için çeşitli yöntemler araştırmışlardır [14].

1965 yılında McLean ve Hughes, porselende meydana gelen çatlakların yayılmasını engellemek için hacimce % 40 ila % 50 alümina kristalleri içeren feldspatik porselen kora sahip jaket kronu geliştirmiştir. Bu gelişmeyle geleneksel porselen jaket kronundan yaklaşık iki kat daha güçlü bir restorasyon elde edilmiştir. Alüminanın opak oluşu nedeniyle, kabul edilebilir estetiğe ulaşmak için feldspatik porselenle veneerlemeye ihtiyaç duyulmuştur. Bu tip takviyelerin kullanımı porselen jaket kronların kullanımını canlandırır da, posterior kronlardaki kırılma oranının fazla oluşu restorasyon endikasyonunun anterior tek kronlarla limitli kalmasına sebep olmuştur [10, 12, 14].

1980'lerde büzülme göstermeyen tam seramik kron sistemi (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Cola.) ve dökülebilir cam seramik kron sistemi (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn.) tanıtılmıştır [13].

1990'ların başında, hacmen yaklaşık olarak % 34 lösit içeren preslenebilir bir cam seramik olan IPS Empress tanıtılmış, 1990'ların sonunda ise, hacimce yaklaşık % 70 lityum disilikat kristal içeren, kırılmaya dirençli, preslenebilir bir cam seramik olan IPS Empress 2 piyasaya sürülmüştür. Bu kor seramik, ikinci premolara kadar üç üyeli sabit dental protezlerde kullanılmıştır. IPS Empress 2 cam seramiğinin ($3.3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) kırılma tokluğu, öncülü olan IPS Empress cam seramiğin ($1.3 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$) iki katından fazladır [10].

Tüm bu gelişmeler günümüzde kullanılan yenilikçi üretim teknikleri ve geliştirilmiş seramiklerin ortaya çıkmasını sağlamış ve tam seramik protezler üzerine yeni bir ilgi uyandırmıştır.

2.3. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental seramikler, metalik olmayan, inorganik yapılardır [11]. Pek çok dental seramik, kristal faz ve cam matris fazı içerir. Yapıları, merkezinde Si^{4+} kationları, dört köşenin her birinde ise O^- anyonları bulunan $(\text{SiO}_4)^{4-}$ silisyum oksijen tetrahedron zincirleri ile karakterize edilir. Elde edilen yapı kapalı değildir ve hem kovalent hem de iyonik bağlara sahiptir. Bu güçlü bağlar seramiklere stabilite, sertlik, sıcağa ve kimyasal maddelere direnç gibi olumlu özelliklerin yanı sıra düşük ısı ve elektrik iletkenliği ile kırılabilirlik gibi istenmeyen özelliklere de sahip olmasına neden olmaktadır. Tüm silikat yapılarıdaki birincil yapısal birim, negatif yüklü silisyum oksijen tetrahedrondur $(\text{SiO}_4)^{4-}$ [10].

Geleneksel dental seramiğin bileşimi temel olarak feldspar, kuartz ve kaolinden oluşmaktadır [15].

Feldspar, camsı matrisin oluşumundan sorumlu potasyum alümino-silikat ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) ve albit ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) olarak da bilinen sodyum alümino-silikat karışımıdır. Feldspar, doğal olarak oluşan bir maddedir, bu nedenle potasyum (K_2O) ve sodyum (Na_2O) arasındaki oran değişebilmektedir. Bu oran, feldsparın özelliklerini etkiler; sodyum alüminasilikat, füzyon sıcaklığını düşürme eğilimindedir. Potasyum alüminasilikat, dental porselenlere yarı saydamlık kazandırdığı için hali hazırda piyasada mevcut olan dental porselenlerin çoğunun içeriğinde mevcuttur. Potasyum alüminasilikat, 1250°C ila 1500°C arasında ısıtıldığında camsı matriksi oluşturmak için kaolin ve kuvars ile birleşir. Porselenlerin pişirilmesi sırasında, kenarların yuvarlanması ve diş formunun kaybıyla sonuçlanabilecek proplastik akış tehlikesi nedeniyle porselenin füzyon ısısını düşüren sodyum alüminasilikat doğru oranda bulunmalıdır [15, 16].

Silika (SiO_2) yapısında olan kuartz, matriks içinde doldurucu görevi yapmaktadır. Erime ısısının yüksek oluşu sayesinde fırınlama işlemi sonucu meydana gelebilecek büzülme önleyerek kitleye stabilite sağlamak ve yüksek sıcaklıklarda restorasyonun formunu korumasına yardım etmektedir [16, 17].

Kuartz, yüksek füzyon sıcaklığına sahiptir, böylece fırınlama işlemleri sırasında değişmeden kalır ve bir güçlendirici ajan olarak görev yapar. Feldsparın erimesiyle oluşan camlı faz içinde, ince kristalli bir dağılım halinde bulunur [10, 15, 16].

Kaolin ($Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidratlanmış bir alüminyum silikattır. Çin kili olarak da isimlendirilir. Ergime derecesi $1300^\circ C$ 'dir. Bağlayıcı olarak işlev görür ve pişirilmemiş porselenin şekillendirilebilme yeteneğini artırır. Opak olması sebebiyle çok az miktarda (% 1-3 oranında) kullanılır [15, 16].

Dental seramiğin içeriğine bu üç yapıya ek olarak renklendirici oksitler, opaklaştırıcılar, cam modifiye ediciler, akışkanlar ve opaklaştırıcılar gibi çeşitli ajanlar da eklenebilmektedir [9, 10, 18].

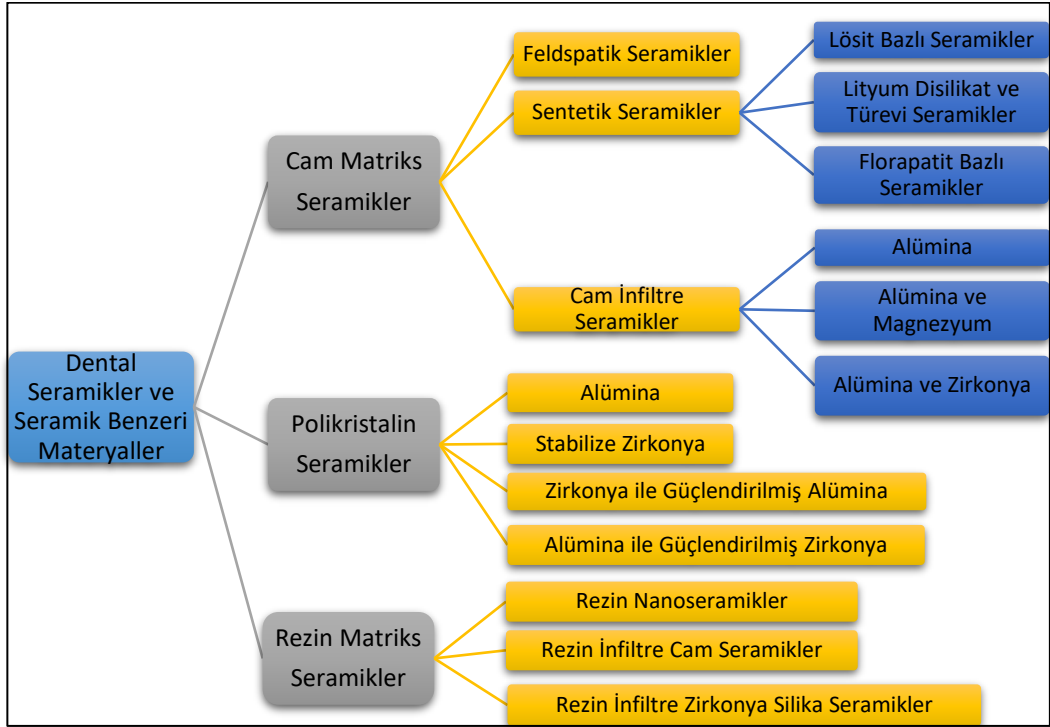
2.4. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, kompozisyonları, üretim teknikleri, füzyon ısıları, mikroyapıları, translusensileri, kırılma dirençleri ve aşındırıcılıkları gibi pek çok özellikleri esas alınarak sınıflandırılabilir [9, 10].

Polikristalin seramiklerinin artan kullanımı ve "hibrit" seramiklerin tanıtılması yeni bir sınıflandırma sistemine ihtiyaç duyulmasına sebep olmuştur. Gracis ve arkadaşlarının yaptığı sınıflandırma en güncel sınıflandırmalardan biridir. Bu sınıflandırma sistemine göre, tam seramik ve seramik benzeri restoratif materyaller üç gruba ayrılabilir: [19](Tablo 2.1.)

1. Cam matriks seramikler
2. Polikristalin seramikler
3. Rezin matriks seramikler

Tablo 2.1. Gracis ve ark. [18]'nin yaptığı sınıflandırmanın şematik görüntüsü.



2.4.1. Cam Matriks Seramikler

Cam seramikler, amorf, camsı faz ve kristalinler içeren multifaz materyallerdir [20]. Bu grup feldspatik seramikler, sentetik seramikler ve cam infiltre seramikler olarak üç alt gruba ayrılmıştır [19].

2.4.1.1. Feldspatik Seramikler

Önemli miktarda feldspar, kuartz ve kaolinden oluşan, dental seramiklerin geleneksel tipidir [21]. Feldspar, demir ve mika yönünden zengin kayalarda bulunabilen grimsi renkte kristalli bir mineraldir. İçeriğindeki %55-65 oranındaki kuartz veya silika (SiO_2), restorasyonun translusensliğinden sorumlu olan matris bileşenidir. Seramiği güçlendirmek için, % 20–25 oranında alümina (Al_2O_3) takviye bileşeni olarak eklenebilir. Kaolin, opak özelliklere sahip olduğundan sınırlı miktarda (% 1-3) kullanılan, hidrate alüminyum silikattır ve dental seramiklerin bileşiminde seramik parçacıklarını birbirine bağladığı için kullanılır [21, 22].

Feldspatik seramiklere IPS Empress Esthetic, IPS Empress CAD, IPS Classic, Ivoclar Vivadent; Vitadur, Vita VMK 68, Vitablocs, Vident örnek olarak verilebilir.

2.4.1.2. Sentetik Seramikler

Doğal hammadde kaynaklarına daha az bağımlı kalmak için, çatlak oluşma olasılığını azaltan veya oluşmuş çatlağın ilerlemesini yavaşlatan, kristal içeriği fazla sentetik cam seramikler üretilmiştir [19, 21].

Cam seramiklerin mikroyapıları, yarı saydam bir camsı faz ile çevrili, camsı faz içinde dağılmış kristalli faz içerir. Camsı faz, saydamlık, kırılma ve yönsüz kırılma paterni gibi olağan cam özelliklerine sahiptir. Kristal faz, ışık saçılımını ve opasiteyi artırır, böylece saydam camsı fazın dış sert dokularıyla olan renk uyumunu sağlar ve seramik malzemeye fırınlama sırasında stabilite, ağızda meydana gelen baskılara karşı direnç ve dayanıklılık sağlar [21, 22].

Yapay kristaller, kontrollü çekirdeklenme ve kristalleşme ile üretilirler. Kristallerin büyüklüğü ve dağılımı, camın bileşimi, işlenmesi ve uygulanan ısı işlemleri ile belirlenir. Bu işlem, homojen yapıya, üstün optik özelliklere, uygun aşınma özelliklerine ve optimum güce sahip malzemelerin üretilmesine izin verir [23, 24]. Sentetik cam seramiklerin nihai mekanik özellikleri içsel ve dışsal faktörler tarafından belirlenir. İçsel faktörler kristallerin büyüklüğü, sayısı, geometrisi, dağılım paterni ve kristal faz ile camsı matris arasındaki termal genişleme / büzülme katsayısıdır. Bununla birlikte malzemenin uzun vadeli performansı, üretim koşulları, nem, pH seviyesinin değişmesi, termal şoklar, döngüsel yükleme ve yanlışlıkla sert nesnelere çarpmasıyla oluşabilecek yüksek kuvvetlerle karşılaşılması gibi dışsal faktörlere de bağlıdır [23]. Lösit bazlı seramikler, lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve fluorapatit bazlı seramikler, sentetik cam seramiklerin temsilcileridir [21].

a) Lösit Bazlı Seramikler: Dental seramiklerin güçlendirilmesinde ilk kullanılan doldurucu olan lösit, potasyum alümina silikat yapısındaki 1-5 µm

büyüklüğündeki kristallerdir. Lösit esaslı cam seramikler, üstün kimyasal, fiziksel ve mekanik özellik gösteren, biyouyumlu materyallerdir. Presleme ve bilgisayar destekli üretime uygundur. [10, 25].

Feldspatik camlara kıyasla daha yüksek termal genleşme/büzülme katsayısına sahip olan lösit kristalleri (1-5 μm), gerekli termal genleşme katsayısına ulaşmada önemli bir rol oynarak seramiğin metal altyapıyla olan bağlantısını güçlendirmek ve malzemenin kırılma ve bükülme dayanımını artırmak amacıyla dental seramiklerin yapısına eklenmiştir [10, 13, 25].

Bu gruba IPS Empress® CAD, IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Noritake örnek olarak verilebilir [19, 25].

b) Lityum Disilikat ve Türevi Seramikler: Lityum disilikat seramikler hacimce %70 oranında, ince çubuk benzeri lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristallerinden ve az miktarda camsı matriste rastgele yönlendirilmiş ve eşit olarak dağılmış lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristalinden oluşur. Ivoclar firması tarafından açıklanan bileşimine göre, ağırlıkça, % 57.0-80.0 SiO_2 , % 11.0-19.0, Li_2O , % 0.0-13.0 K_2O , % 0.0-11.0 P_2O_5 , % 0.0-8.0 ZrO_2 , % 0.0-8.0 ZnO , % 0.0-5.0 Al_2O_3 , % 0.0-5.0 MgO ve % 0.0-8.0 renklendirici oksit içerir. Fosfor pentoksit (P_2O_5), lityum silikat fazlarının hacimsel çekirdeklenmesini destekleyen heterojen bir çekirdeklendirici ajan olarak işlev gördüğü için önemli bir bileşendir [18, 26].

Lityum disilikatın kristalizasyon mekanizması, kristallerin cam boyunca çekirdeklediği ve büyüdüğü heterojen bir hacim kristallenmesidir ve üretim tekniğine bağlı olarak (CAD/CAM milling veya sıcak presleme tekniği) iki aşamalı veya üç aşamalı bir işlemlerle gerçekleştirilir [18].

Her iki teknikte de, kuartz, lityum oksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve renklendirici oksitler içeren sentetik hammaddelerden oluşan eriyik madde çelik kalıplar içine basınçla dökülerek cam bloklar veya ingotlar haline getirilir. Oda sıcaklığına soğutulmadan önce, eriyik maddenin çelik kaptan ayrılmasını

sağlamak ve camda gerilim birikmesini önlemek amacıyla 450-550 ° C'de önceden ısıtılmış bir fırına aktarılır. Bu aşamada cam blok, sonraki kristalizasyon işlemlerini gerçekleştirmeden önce lityum silikat fazlarının çekirdeklenmesini başlatmak için yaklaşık 1 saat boyunca aynı sıcaklıkta fırında tutulabilir[18].

Ips e.max CAD bloklardan frezeleme yoluyla restorasyon üretiminde üç aşamalı bir kristalizasyon işlemi uygulanır. İlk aşamada, cam blok metasilikat kristallerinin büyümesini sağlamak için maksimum sayıda çekirdek oluşturmak üzere 450-550°C'de 5 dakika ila 1 saat arasında ısıtılır. Bu birinci işlem, daha önce belirtildiği gibi soğutma adımı sırasında da gerçekleştirilebilir. İkinci aşamada, cam blok nano-lityum ortofosfat çekirdeklerinden lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri oluşturmak için 10-30 dakika boyunca 690-710 ° C sıcaklıkta ısıtılır ve oda sıcaklığına soğutulur. Bu ara metasilikat fazı, materyal hacminin % 40'ını oluşturan, 0.2-1.0 μm 'lik eşit olarak dağılmış küçük trombosit şeklindeki kristallerden oluşur. 130 MPa'lık bükülme dayanımına sahip, mavi renkteki bu blok kırılma olmasına karşın mikroyapısı sayesinde istenen restorasyonu oluşturmak için frezelemeye uygundur. Üçüncü aşama, restorasyonun istenen formunun frezelemeyle elde edilemesinden sonra, lityum disilikat fazını ve az miktarda lityum ortofosfat kristallerini çöktürmek için restorasyonun 850°C'de 20-30 dakika ısıtıldığı aşamadır. Bu sinterleme aşamasında materyalde % 0.2'lik bir büzülme meydana gelir. Bu aşama, lityum metasilikat kristallerinin etrafını çevreleyen cam silika ile katı hal reaksiyonuna girmesi sonucu, materyalin hacimce %70'ini oluşturan, küçük çubuk benzeri ve birbirine kilitlemiş yapıda, 1.5 μm uzunluğunda lityum disilikat kristallerinin oluşumuyla sonuçlanır. Bu kristal yapı malzemenin 360 MPa'lık yüksek bir bükülme dayanımına ve 2.25 MPa.m^{1/2}'lik bir kırılma tokluğuna sahip olmasını sağlar [18, 25-27].

Ips e.max Press ingotlardan, kayıp mum ve sıcak presleme tekniğiyle restorasyon üretiminde ise iki aşamalı bir kristalizasyon işlemi gerçekleştirilir. İlk aşamada, soğutma veya ön ısıtma işlemi sırasında oluşan çekirdekleri içeren ingotlar yaklaşık 2 saat boyunca 750-850 ° C'de tek bir ısıl işlemde lityum disilikat haline kristalleştirilir. İkinci aşamada, kristalize haldeki ingotlar, istenen restorasyonu oluşturmak için 920 ° C'de kayıp mum tekniğiyle preslenir ve bu

sıcaklıkta 5 - 15 dakika bekletilir. Bu son sıcak presleme aşaması, hacimce yaklaşık % 70'lik, 3 ila 6 µm büyüklüğünde iğne benzeri lityum disilikat kristallerinin oluşumunu sağlar. Ips e.max Press'in daha uzun kristal boyutuna sahip oluşu, Ips e.max CAD bloklara kıyasla daha üstün fiziksel özelliklere, 400 MPa 'lık bükülme dayanımı ve 2.75 MPa.m^{1/2}'lik kırılma tokluğuna sahip olmasını sağlar [18, 25, 27].

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler, zirkonyanın mekanik özellikleri ve cam seramiklerin estetik avantajlarının bir araya getirildiği yeni nesil seramik sistemleridir. 2013 yılında piyasaya çıkan Celtra Duo TM (Dentsply, Degudent) ve VITA Suprinity® (VITA Zahnfabrik) bu grubun örnekleridir [28].

Seramik blokların üretimi ve restorasyonun imalatı, lityum disilikat seramiklere benzer üç aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada, erimiş malzeme kalıplanır, bu aşamada blok cam haldedir. Nükleasyon/prekristalizasyon aşaması, kristallerin oluşmaya ve büyümeye başladığı ve camın seramik özelliklere sahip olduğu müteakip bir termal ön işlemdir. Bu aşamada, malzeme sadece lityum metasilikat kristalleri içerir ve CAM ünitesinde işlenmesi kolaydır. Son kristalizasyon aşaması, 840 °C'de 8 dakika süreyle uygulanan kısa bir ısıtma işlemi olup restorasyonun nihai renk ve fiziksel özelliklerini kazandığı aşamadır. Son iki aşamada, materyalin yapısında bulunan ağırlıkça %8 ila 10 zirkonyum oksit, çekirdekleştirici bir ajan olarak işlev görür ve camsı matris içinde çözülmüş halde kalır [21, 29].

Kristalleşmeden sonra, malzeme ortalama tanecik büyüklüğü yaklaşık 0.5-0.7 µm olan homojen bir yapıya sahip olur. Oluşan kristaller, lityum disilikat kristalinden 4 ila 8 kat daha küçüktür. ZLS seramikler ikili bir mikro yapıdan oluşur: ilk bileşen lityum disilikat kristalleri ile birlikte çok ince lityum metasilikat kristalleridir. Bu ikili mikroyapı, sadece lityum disilikat kristalleri içeren seramiklerden temel farkıdır. İkinci bileşen, % 10 zirkonyum oksit içeren camsı matristir. İçeriğindeki camsı matris yüzdesinin yüksek oluşu üstün optik, işlenebilir ve parlatılabilir özelliklerine yol açar [21, 29, 30].

Çalışmamızda kullanmış olduğumuz Celtra Duo materyali üretici firma tarafından tam kristalize formda üretilmiş olup, ZLS grubuna diğer bir örnek olan Vita Suprinity gibi ek bir kristalizasyon işlemi gerektirmez ve frezeleme sonrasında polisaj veya glazelenerek hastaya teslim edilebilir. Restorasyonun polisajlanması 210 Mpa'lık bükülme mukavemetine sahip bir materyal elde edilmesini sağlarken, glaze uygulaması malzemenin bükülme mukavemetini 370 MPa'a çıkarır. İçeriğindeki 0,5-0,7 µm büyüklüğündeki lityum silikat kristalleri, doğal gün ışığının dalga boyu aralığına tekabül eder, böylece diş minesinin opalesans davranışını taklit eder. Mikroyapısındaki ince kristaller ve yüksek cam içeriği restorasyonun floresansından sorumludur [31, 32].

Bu gruba, yukarıda bahsedilen materyallere ek olarak, 3G HS, Pentron Ceramics; Obsidian, Glidewell Laboratories; İntial LiSi Press, GC de örnek verilebilir [19].

c) Florapatit Bazlı Seramikler: Lityum disilikat ve zirkonyum oksit alt yapıların tabakalanmasında kullanılan florapatit esaslı materyallerdir. Cam seramik ve florapatit kristalleri, yani $Ca_5(PO_4)_3F$ içerirler. Seramik içerisine dahil edilen florapatit kristallerinin büyüklükleri değişmektedir [33, 34]. Bu gruba, IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent örnek verilebilir [19].

2.4.1.3. Cam İnfiltre Seramikler

a) Alümina: 1989 yılında tanıtılan in-ceram alümina ilk cam infiltre seramiktir ve slip-cast tekniği kullanılarak imal edilmiştir. Bu teknikte refrakter day üzerine kütlece %70-80 alüminyum oksit içeren karışım uygulanır ve 10 saat süreyle 1120° C'de sinterlenir. Sinterleme sonrası oluşan pöröz yapıya, gözenekliliği yok etmek, dayanıklılığı artırmak ve kırık oluşumunu sınırlandırmak amacıyla 4 saat süreyle 1100° C'de ikinci bir fırınlamayla lantanit oksit esaslı cam infiltrasyonu yapılır. Bu iki aşamalı işlem materyalin dayanıklılığını artırsa da, opaklığı nedeniyle doğal diş görünümünü sağlayamadığı için veneerleme gerektirmektedir [19, 35].

b) Alümina ve Magnezyum: In-Ceram Spinel, In-Ceram Alümina'nın opak görüntüsü nedeniyle, aynı üretici tarafından 1994 yılında alternatif olarak geliştirilmiştir. In-Ceram Alumina içindeki alüminyum oksit kristali yerine magnezyum alüminatın gelmesiyle birlikte, daha translusens ve optik özellikleri iyileştirilmiş bir materyal geliştirilmiş olsa da, alümina esaslı bazlı materyaller kadar güçlü değildir ve endikasyonu sadece anterior dişlerle sınırlıdır [13, 36].

c) Alümina ve Zirkonya: Bu grubun örneği In-Ceram Zirconia'dır. Materyali güçlendirmek amacıyla In-Ceram Alümina 'ya %35 parsiyel stabilize zirkonyum oksitin eklenmesi ile geliştirilmiştir. Geleneksel slip-casting teknikleriyle üretilebileceği gibi, copy-milling tekniğiyle parsiyel sinterize bloklardan da üretilebilir. Opak oluşu ve translusensi yetersizliği nedeniyle posterior köprü ve kronlarda alt yapı malzemesi olarak kullanımı önerilmiştir [36].

2.4.2. Polikristalin Seramikler

Bu grupta sınıflandırılan seramiklerin temel özelliği, camsı faz içermeyen ince taneli kristal yapıdır. Kristaller düzenli diziler halinde yoğun bir şekilde düzenlenmiştir, böylece malzemeye yüksek mukavemet ve kırılma tokluğu sağlayarak çatlak yayılımını azaltırlar [21, 37, 38].

Alümina:

Bu malzeme yüksek saflıkta (%99,5) alüminyum oksit (Al_2O_3)'ten oluşur. Diğer seramik malzemelerle kıyaslandığında, düşük ısı iletkenliği ve yüksek eğilme dayanımı (> 500 MPa) ile hidrolize karşı en yüksek direnci gösterir. İlk kez 1990'ların ortalarında Nobel Biocare tarafından CAD-CAM ile üretim için geliştirilmiş bir malzeme olarak tanıtılmıştır. Çok yüksek sertliğe (17-20 GPa) ve nispeten yüksek bir dayanıklılığa sahiptir. 300 GPa 'lık elastisite modülüne sahip oluşu, kütleli kırıklara karşı kırılma yol açmıştır. Ayrıca, stabilize zirkonya gibi iyileştirilmiş mekanik özelliklere ve transformasyon sertleşmesi özelliğine sahip malzemelerin artan kullanımı, alümina kullanımının azalmasına neden olmuştur.

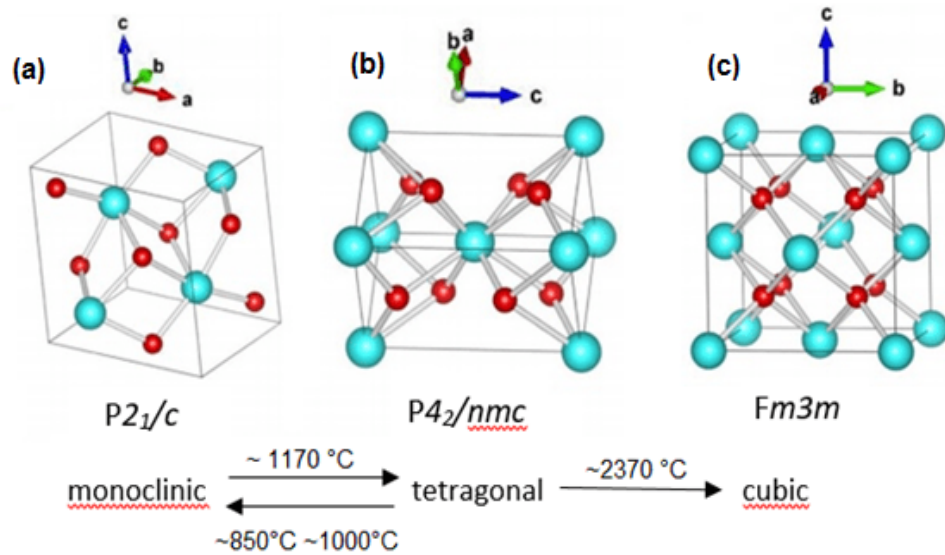
Nobel Biocare'den Procera® AllCeram ve VITA Zahnfabrik'in bir ürünü olan Ceram® AL bu tür seramiklerin örnekleridir. [19, 21]

Stabilize Zirkonya:

Zirkonyum (Zr) parlak gümüş renkli bir metaldir. [21] Doğada saf bir oksit olarak bulunmaz. Genellikle bileşik halinde olan zirkonyumun en çok bilinen bileşikleri zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) ve zirkonyum oksit (ZrO_2)'dir. Zirkonyum silikatın diğer adı zirkondur. Zirkonyum oksitin diğer adları ise zirkonya, zirkonyum dioksit ve badeleyittir [39, 40].

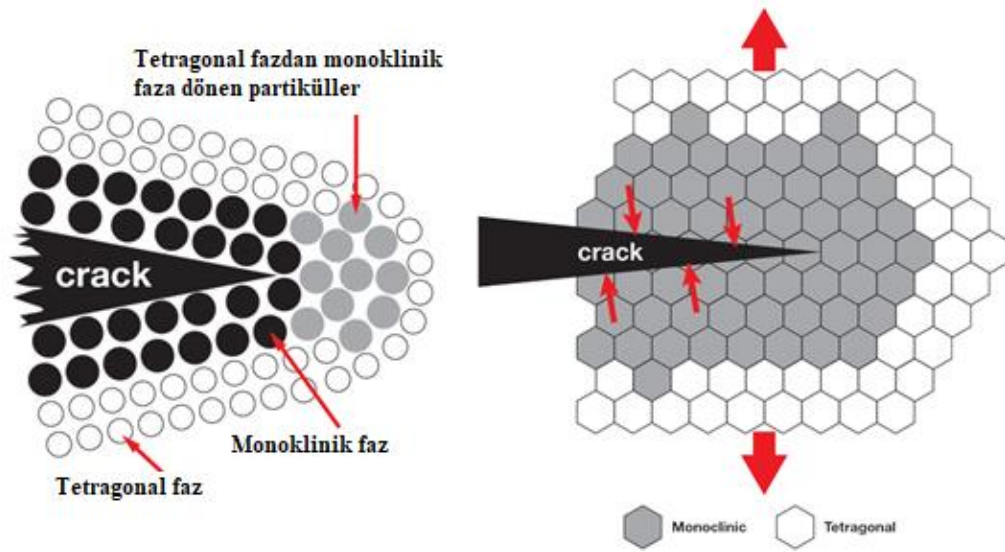
"Seramik çelik" olarak da adlandırılan zirkonya (zirkonyum dioksit, ZrO_2) mükemmel aşınma özelliği ve biyouyumluluğunun yanısıra, üstün dayanıklılık, güç ve yorulma direnci gibi optimum özelliklere sahiptir [41].

Saf zirkonya, sıcaklığa bağlı olarak üç farklı kristalografik faz gösteren polimorfik bir materyaldir. Oda sıcaklığı ile $1170^\circ C$ arasında monoklinik faz, $1170^\circ C$ ile $2370^\circ C$ arasında tetragonal faz, $2370^\circ C$ ile erime noktası olan $2680^\circ C$ arasında ise kübik fazda bulunur [19, 21, 39, 41].



Şekil 2.1. Zirkonyanın faz dönüşümünün şematize edilmiş hali.

Soğutma sırasında, 1070°C'nin yaklaşık 100°C altındaki bir sıcaklık aralığında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm gerçekleşir. Soğutma sırasında gerçekleşen bu faz dönüşümü, hacimce yaklaşık % 3-4'lük bir genleşmeye sebep olur. Bu hacim artışı, stabilize edici oksitler kullanılmazsa seramikte çatlakların oluşmasına neden olabilir. Stabilize edici oksitler olarak; seryum oksit (CeO_2), itriyum oksit (Y_2O_3), alüminyum oksit (Al_2O_3), magnezyum oksit (MgO) ve kalsiyum oksit (CaO) kullanılmıştır. Stabilizatörlerin kullanımıyla materyal kübik ya da tetragonal fazlarda kısmen veya tamamen stabilize edilebilir. Böylece, monoklinik faz normal soğutma koşullarında oluşmadığından, kübik ve tetragonal fazlar korunur ve faz dönüşümü nedeniyle çatlak oluşumu önlenir. Diğer yandan yayılan bir çatlağın önünde oluşan yüksek lokalize stres, çatlak ucu ve çevresindeki zirkonya kristallerinin faz dönüşümünü tetikleyerek “transformasyon sertleşmesi” olarak da bilinen durumun oluşmasını sağlar. Böylece, faz dönüşümü sırasında meydana gelen % 3-4'lük hacim artışı çatlağın ilerleyişini durdurarak materyalin kırılma direncinin artmasına yol açar [19, 21, 37, 39, 41, 42].



Şekil 2.2. Zirkonyada çatlak oluşumu ve Transformasyon sertleşmesi.

Tetragonal ve kübik yapıların stabilizasyonunun farklı miktarlarda stabilizatörler gerektirdiğini göz önünde bulundurmak önemlidir. Tetragonal faz, kübik fazdan daha düşük stabilizatör konsantrasyonlarında stabilize edilir. Bununla birlikte, tetragonal fazı oda sıcaklığında stabilize etmenin bir başka yolu kristal

boyutunu azaltmaktır. Oda sıcaklığında tetragonal formda tutulacak parsiyel stabilize zirkonya için kritik partikül boyutu, 0.2 um ila 1 µm arasındadır, çünkü 0.2 mikrometre altında monoklinik faza dönüşüm imkansızdır [41-43].

Zirkonya seramikler mikroyapılarına göre;[19]

- a) Tamamen stabilize edilmiş zirkonya (FSZ),
- b) Parsiyel stabilize edilmiş zirkonya (PSZ)
- c) Tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) olarak üçe ayrılır.

Tam stabilize edilmiş zirkonyada, zirkonya kübik formdadır ve %16 mol magnezyum oksit (MgO), % 16 mol kalsiyum oksit (CaO) veya % 8 mol itriyum oksit (Y₂O₃) gibi yeterli miktarda stabilize edici oksitler ilave edilerek elde edilir. Parsiyel stabilize zirkonya ise kübik bir matrikse gömülmüş nano boyutlu tetragonal veya monoklinik tanecikler tarafından oluşturulur. TZP yaygın olarak seryum veya itriyum ile tetragonal fazda stabilize edilmiş monolitik materyallerdir. Dental zirkonyalar itriyumla stabilize edilmiş Y-TZP formundadır ve bu form, frezeleme ve sinterleme sonrası yüksek dayanıklılık ve kırılma direncine sahiptir [19, 44].

Dental amaçlı kullanılan zirkonya, CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat) teknolojisi kullanılarak iki şekilde üretilir. Birinci yöntem, nihai yapıda herhangi bir büzülme olmaksızın tam sinterlenmiş zirkonya bloğunu frezelenmesiyle restorasyonun üretilmesidir. Bu yöntemin dezavantajları, frezelerin kolay aşınması ve frezeleme sırasında meydana gelen çatlak, kırık gibi üretim hatalarının restorasyonun mekanik güvenilirliğini azaltabilme ihtimalidir [41, 45]. Diğer yöntemde, restorasyon pre-sinterize bir bloktan materyalin özelliğine göre yaklaşık %25-30 daha büyük olacak şekilde frezelenir ve frezeleme sonrası sinterlenerek nihai mekanik özelliklerine ve boyutuna ulaşır. Bu yöntemde tasarım aşamasında kısmen telafi edilebilecek yapısal bir büzülme meydana gelir [41]. Zirkonya yüksek büzülme dayanımı, aşınma ve kırılma direnci gösteren,

bununla birlikte kimyasal korozyon, gingival boyanma ve alerjik yanıtı sebep olacak metal içermeyen, biyouyumluluğu yüksek bir materyaldir [46]. Zirkonya seramikler sabit protezlerde alt yapı malzemesi olarak kullanılabildiği gibi, tek parça (monolitik) restorasyon yapımında da kullanılabilir [19].

3Y-TZP (%3 mol itriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristali)'nin diş hekimliğinde metal destekli restorasyonlarda metal alt yapıya bir alternatif olarak kullanımı oldukça yaygındır. Bununla beraber, geleneksel zirkonyanın doğal diş dokusunu taklit etmekte zorluğa sebep olan opak beyaz görüntüsü veneer porseleninin kullanımını gerekli kılmıştır. İki tabakalı zirkonya destekli sabit protezlerde en sık karşılaşılan komplikasyon veneer porseleninde görülen *chipping*'dir[47-50]. Bu amaçla, son yıllarda tanecik büyüklüğü, stabilizatör cinsi ve oranı, sinterleme ısı ve süresindeki modifikasyonlarla optik özellikleri iyileştirilmiş, veneer porseleni kullanımına ihtiyaç olmaksızın monolitik restorasyon üretimine imkan sağlayan bir çok yeni nesil translusens zirkonya materyalleri geliştirilmiştir [1, 51-54]. Translusens zirkonyaya örnek olarak Katana Zirconia ML/HT/STML (Kuraray Noritake) Cercon HT/XT (Dentsply Sirona), Prettau Anterior (Zirkonzahn GmbH), Lava Esthetic Zirconia (3M ESPE), Ceramill Zolid FX (Amann Girrbach) verilebilir.

Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonyanın genel olarak tetragonal fazda parsiyel stabilize halde olması ve alüminanın orta derecede tokluk sergilemesi sebebiyle, mikro veya nano ölçekte alümina-zirkonya ve zirkonya-alümina kompozitlerinin geliştirilmesinde artan bir eğilim vardır.

1976 yılında, Claussen ilk kez alüminaya stabilize edilmemiş zirkonya ilavesinin, alüminanın kırılma tokluğunu arttırdığını açıklamıştır. Kompozit içindeki zirkonya veya alümina yüzdesi talebe veya üreticilerin manipülasyonuna göre değiştirilebilir. Sınıflandırma amacıyla, ZTA'nın ağırlıkça >% 50 alümina içermesi, ATZ'nin ise ağırlıkça >%50 zirkonya içermesi gerekir. Bu kompozit

malzemelerin Y-TZP'ye kıyasla avantajları, düşük ısı degradasyonuna direnç, daha yüksek mukavemet ve kırılma tokluğu göstermeleri ve Y-TZP'nin siklik yorulma dayanımının iki katından fazla dayanıklılığa sahip olmalarıdır [19].

2.4.3. Rezin-Matriks Seramikler

Bu grup, seramik parçacıklarla yüksek oranda doldurulmuş organik bir matrikse sahip malzemeleri içermektedir. Organik bir matrikse sahip olması bu grubu geleneksel seramik tanımına uymadığı için seramik sınıflamasına dahil etmese de, 2013 yılında “ADA Code on Dental Procedures and Nomenclature” ‘nin yaptığı “ porselen, cam, seramik ve cam seramikler dahil olmak üzere, ağırlıkça %50 ‘den daha fazla inorganik refrakter madde içeren, preslenmiş, fırınlanmış, parlatılmış veya frezelenmiş materyaller” tanımına göre içeriğindeki organik faza kıyasla daha çok yani kütlece %50’den daha fazla inorganik faz içermeleri sebebiyle porselen sınıflandırması içerisine girmişlerdir [19].

Rezin-matriks seramikler, inorganik bileşimlerine göre, aşağıdaki gibi birkaç sınıfa ayrılabilirler [19]:

Rezin Nanoseramikler:

Bu grubun örneği olan Lava Ultimate (3M ESPE), yüksek derecede çapraz bağlı bir polimerik matrikse bağlanmış nanoseramik partiküller (nanomer ve nanokluster partikülleri) içerdiğinden rezin nano seramik olarak gruplandırılır. İçeriğinde ağırlıkça %80 oranında, 20 nm çaplı silika partikülleri ve 4-11 nm çaplı zirkonya partikülleri bulunmaktadır. Bu partiküllerin ayrı ve birleşik formları olmak üzere üç farklı doldurucu içerir [19].

Rezin İnfiltre Cam Seramikler (RİCS):

Bu grubun örneği olan VITA Enamic, birbiriyle iç içe geçmiş iki adet üç boyutlu ağ yapısına sahiptir; baskın ince yapı feldspatik seramik ağı (ağırlıkça % 86 veya hacimce % 75) ve metakrilattan (ağırlıkça % 14 veya hacimce % 25) oluşan

bir polimer ağı ile güçlendirilir [19, 21, 55].

Seramik ağıın bileşimi; %58-63 silisyum dioksit (SiO_2), %20-23 alüminyum oksit (Al_2O_3), %9-11 sodyum oksit (Na_2O), %4-6 potasyum oksit (K_2O), %0.5-2 bor oksit (B_2O_3), %1'den az zirkonyum oksit (Zr_2O) ve kalsiyum oksitten (CaO) oluşmaktadır. Polimer ağ ise üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA)'tan oluşmaktadır [19].

Rezin İnfiltre Zirkonya-Silika Seramikler:

Bu grubun örneklerinden biri olan 3M TM Paradigma TM MZ100 Blok, çapraz bağlı polimerik matriks ve bu matriksi güçlendiren, ağırlıkça % 85 oranında ultra ince zirkonya-silika seramik partiküller içerir. Ultra ince zirkonya-silika seramik partikülleri küresel bir şekle ve 0.6 mikrometrelik bir ortalama parçacık boyutuna sahiptir ve materyale radyoopaklık, aşınma direnci ve kuvvet kazandırır. Polimer matriksi bisGMA ve TEGDMA'dan oluşmaktadır [56]. Bu gruba ait diğer örnek ise Shofu Block HC, Shofu 'dur [19].

2.5. CAD-CAM Sistemi

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli imalat (CAM), son yıllarda diş hekimliğinin giderek daha popüler olan bir parçası haline gelmiştir ve dental iş akışı için vazgeçilmez bir araç olmuştur [57, 58]. Hem dental laboratuvarında hem de dental ofiste kullanılan teknoloji, inlay, onlay, endokron, laminate veneer, kron, sabit kısmi protezler, implant abutmentleri ve hatta tam ağız rekonstrüksiyonların üretiminde kullanılabilir [57-60].

Bilgisayar destekli tasarım ve imalat 1960'larda uçak ve otomotiv endüstrilerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir ve diş hekimliğine ise ilk defa Dr. François Duret tarafından 1971 yılında tanıtılmıştır. Dr. Duret, 1971 yılının başlarında, dental CAD / CAM cihazını geliştiren ilk kişi olmuştur. 1984 yılında ise CAD-CAM sistemlerinin gelişimine öncü olacak Sopha sistemini geliştirmiştir [57, 58, 60].

Dental CAD / CAM gelişiminde diğer bir önemli isim olan Dr. Mormann, ilk ticari CAD / CAM sisteminin geliştiricisidir. Diş taraması için optik tarayıcı kullanma fikrini bulan Dr. Marco Brandestini ile birlikte 1985'te optik tarayıcı ve frezeleme cihazının bir kombinasyonunu kullanarak "CEREC" adını verdikleri CAD-CAM cihazıyla ilk hastabaşı inlayi yapmışlardır. 1983 yılında ise Dr. Andersson, Procera'yı geliştirmiştir. Aynı zamanda kompozit kaplama restorasyonlar için CAD / CAM kullanan ilk kişi olmuştur [57, 58].

1985'den bugüne Cerec, Cicero, Procera, Celay, DC-Zirkon ve Cercon gibi bir çok CAD-CAM sistemi geliştirilmiştir.

Tüm CAD / CAM sistemleri üç bileşenden oluşur:[59, 61-63]

1. **Tarayıcı/Dijitalleştirme aracı:** Diş hekimliği alanında "tarayıcı" terimi üç boyutlu çene ve diş yapılarını ölçen ve bunları dijital veri setlerine dönüştüren veri toplama araçları anlamına gelmektedir. Temel olarak optik ve mekanik tarayıcılar olmak üzere iki çeşit tarayıcı tipi vardır.

➤ **Optik Tarayıcı:** Bu tarayıcı tipinin temeli, üç boyutlu yapıların görüntüsünün elde edilmesini sağlayan "üçgenleştirme prosedürü"ne dayanır. Tarayıcıdaki ışık kaynağı ve reseptör ünitesi, birbirleriyle belirli bir açıda konumlanmalıdır. Beyaz ışık projeksiyonu veya lazer ışını bir aydınlatma kaynağı olarak kullanılabilir. Harekete son derece hassastır. Hızlı ve net görüntü alımını sağlar. Lava Scan ST (3M ESPE), Everest Scan (KaVo) örnek olarak verilebilir.

➤ **Mekanik Tarayıcı:** Bu tarayıcı tipinde ana model, iğne ucu ya da top şeklindeki dedektörle mekanik olarak satır satır okunur ve üç boyutlu yapı ölçülür. Bu tarayıcı tipi, yüksek tarama doğruluğuna sahiptir. Optik sistemlere kıyasla uzun işlem süresi gerektirir.

2. **Dizayn yazılımı (Software):** Verileri işleyen ve uygulamaya bağlı olarak, üretilecek ürün için bir veri seti üreten yazılımdır.

3. **Üretim Cihazı (Hardware):** CAD yazılımı ile üretilen verilere göre dental restorasyonun üretiminden sorumlu olan freze makinesidir. Veriler CAM işlemesi için frezeleme şeritlerine dönüştürülür ve freze cihazına yüklenir.

Üretim cihazları, freze eksenli sayısı ile ayırtılır:[61, 64]

- 3 eksenli cihazlar: inLab (Sirona), Lava (3M ESPE), Cercon brain (Degudent)

- 4 eksenli cihazlar: Zeno (Wieland-Imes)

- 5 eksenli cihazlar: Laboratuvar Alanında: Everest Engine (KaVo),

Üretim Merkezinde: HSC Freze Cihazı (etkon)

CAD / CAM sistemlerinin bileşenlerinin konumuna bağlı olarak, diş hekimliğinde üç farklı üretim konsepti bulunmaktadır [61]:

- **Chairside Üretim (Hastabaşı Üretim):** CAD / CAM sisteminin tüm bileşenleri dental klinikte bulunur. Dental restorasyonların imalatı, laboratuvar prosedürü olmadan hasta başında yapılabilir. Dijitalleştirme aracı, konvansiyonel ölçünün yerini alan bir ağız içi kameradır. Bu yöntem zaman kazandırır ve hastaya tek bir randevuda indirekt üretilen restorasyon imkanı sunar.

- **Laboratuvar Üretimi:** Bu üretim çeşidi, diş hekimi ile laboratuvar arasındaki geleneksel çalışma stiline benzerdir. Diş hekimi, aldığı ölçüyü ana modelin elde edildiği laboratuvara gönderir. Kalan CAD / CAM üretim aşamaları tamamen laboratuvarında gerçekleştirilir. Bir tarayıcının desteğiyle, ana kalıp temelinde üç boyutlu veriler üretilir. Bu veriler dental tasarım yazılımı ile işlenir ve frezeleme cihazında üretim gerçekleştirilir.

- **Merkezi Üretim:** Model taraması ve CAD aşamaları dental laboratuvarında yapılıp, üretilen veriler üretim merkezine gönderilir.

CAD / CAM teknolojisinin avantajları [62]

- Seans sayısı ve süresinin kısalması sonuca hem hasta hem de hekimin klinikte geçirdiği vaktin azalması
- Kaşık seçimi ve uyumlaması, dezenfeksiyon ve ölçülerin laboratuvara gönderilmesi gibi zaman alıcı aşamaların ortadan kaldırılması
- Diş teknik laboratuvarları için maliyette önemli ölçüde azalma
- Daha az malzeme tüketimi
- Artan verimlilik
- Geleneksel yöntemle kıyasla daha kolay üretim
- Daha hassas restorasyonlar üretebilme imkanı

2.6. Yüzey Pürüzlülüğü

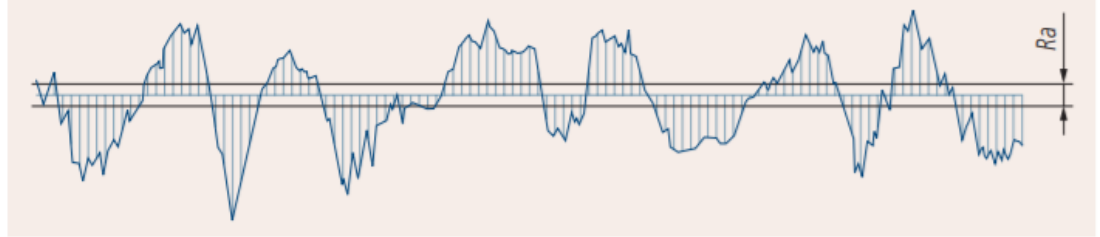
Yüzey pürüzlülüğü, yüksekliği, genişliği ve yönü baskın yüzey desenini oluşturan, ince aralıklı yüzey kusurları olarak tanımlanır. Her işleme prosesi, işlenen yüzey üzerinde karakteristik izler bırakır [65]. Yüzey pürüzlülüğü, yüzey düzensizlikleri ile karıştırılmamalıdır. Yüzey düzensizlikleri, tüm yüzey alanının karakteristiği olmayan nodüller gibi izole kusurlardır [10].

2.6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Parametreleri

Yüzeylerin pürüzlülüğünü tanımlamak amacıyla çeşitli pürüzlülük parametrelerinden faydalanılır.

Ra (Ortalama Pürüzlülük): Ortalama yüzey pürüzlülüğüdür. Değerlendirme uzunluğu boyunca merkezi çizgiden ölçülen yükseklik

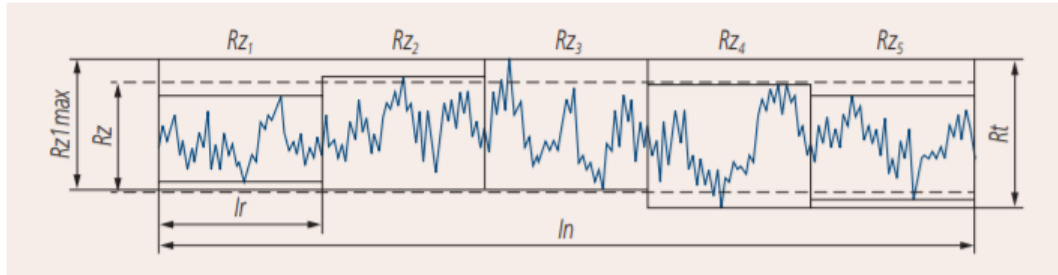
değişimlerinin mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Ra parametresi bir yüzeyin genel pürüzlülüğünü tanımlar [66]. (Şekil 2.3.)



Şekil 2.3. Ortalama pürüzlülük, Ra.

Rz (Ortalama Maksimum Profil Yüksekliği): Rz yüzey parametresi, değerlendirme uzunluğu içinde art arda beş örnekleme uzunluğundan ölçülen en büyük pik yüksekliği ve en alçak vadi derinliği arasındaki mesafenin ortalaması olarak tanımlanabilir ve numune yüzeyinin pürüzlülük derecesini tanımlamak için kullanılır[66]. (Şekil 2.4.)

Rq: Değerlendirme uzunluğundaki profil yüksekliğinin ortalamasının kare kök ortalamasıdır[67].



Şekil 2.4. Ortalama maksimum profil yüksekliği (Rz) ve Maksimum Profil yüksekliği (Rmax).

Rt (Maksimum Profil Yüksekliği): Değerlendirme uzunluğu içindeki profilin en yüksek ve en alçak noktaları arasındaki dikey mesafedir [67]. (Şekil 2.4.)

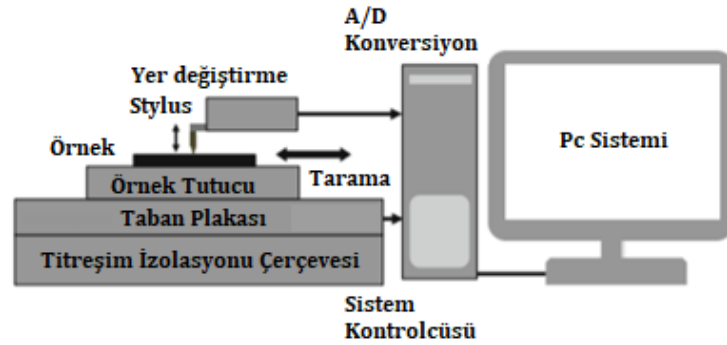
Rmax (Maksimum Pürüzlülük Derinliği): Değerlendirme uzunluğu üzerinde, art arda hesaplanan Rt değerlerinin en büyüğüdür [67].

2.6.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Profilometre

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde en yaygın kullanılan ölçüm cihazı profilometredir. Profilometreler, kontakt profilometre ve optik profilometre olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Kontakt Profilometre: Yüzeyle temasta olan bir mekanik ucun yüzey üzerinde hareket etmesi ve yüzeyin girinti ve çıkıntı alanlarının ölçülerek yüzey profilinin çıkarılması prensibine dayanarak çalışmaktadır. Tarayıcı uç elmas olup, analizin türüne göre farklı kalınlık ve açıda olabilir [66, 68]. (Şekil 2.5.)

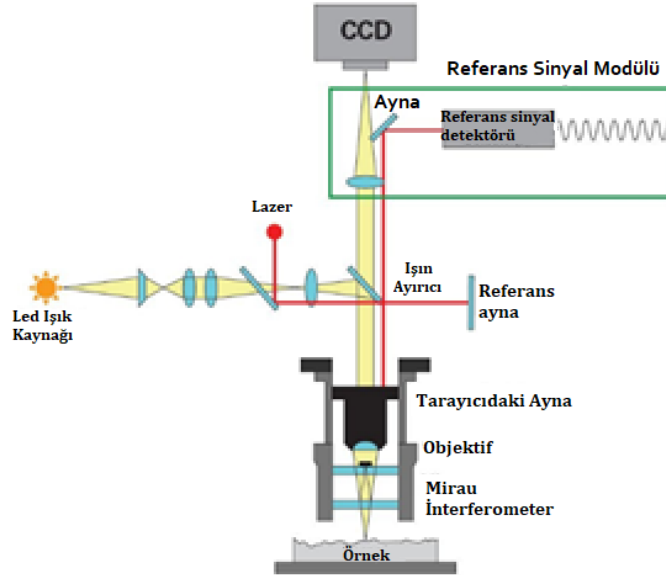


Şekil 2.5. Kontakt profilometrenin şematik görüntüsü [57].

Yüzey profilometresi; bir tarayıcı uç (stylus), tarayıcı uca bağlı bir yer değiştirme sensörü, örnek tutucu, çizgi tarama sistemine sahip bir taban plakası, titreşim izolasyonu çerçevesi, ölçüm ve veri analizi için bilgisayarlı bir sistem denetleyicisinden oluşur [69].

Optik Profilometre: Işığın, örnek ve lens arasına yerleştirilmiş bir ışın ayırıcı tarafından iki yola bölündüğü, optik mikroskopun kullanıldığı, temassız yüzey ölçüm tekniğidir. Bir yol ışığı örnek yüzeyine yönlendirirken, diğer yol ışığı objektifin hemen altındaki bir referans aynaya yönlendirir. Numune yüzeyinden ve aynadan gelen yansımalar, bir dizi detektöre yansıtılan farklı girişim saçakları oluşturularak yeniden birleştirilir. Bu girişim görüntülerinden, yüzeyin üç boyutlu yüzey topoğrafyasının temelini oluşturan yükseklik farkları hesaplanır. Elde edilen

dikey çözünürlük nanometre aralığındadır ve yanal çözünürlük genellikle ışığın dalga boyu ile sınırlı olduğundan daha zayıftır [68]. (Şekil 2.6.)



Şekil 2.6. Optik profilometrenin şematik görüntüsü.

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), mikroyapıların yüzey morfolojisi ve kimyasal bileşim karakterizasyonlarının incelenmesi ve analizi için kullanılan çok yönlü araçlardan biridir. 1930'lu yıllarda Manfred Von Ardenne tarafından geliştirilmiştir [70].

Taramalı elektron mikroskobu küçük bir alana odaklanan yüksek voltaj ile hızlandırılan elektron demeti aracılığıyla yüzeyin taranması prensibiyle çalışmaktadır [70].

Gönderilen elektron demeti numunenin yüzeyini tararken, numune ile elektron ışını arasında oluşan etkileşimler, numune yüzeyinde veya yakınında yayılan farklı tipte elektron sinyallerinin oluşumuna sebep olur. Bu elektronik sinyaller, numunenin üç boyutlu yüzey topografyasının bir görüntüsünü oluşturmak için monitörde toplanır, işlenir ve piksel formatına çevrilir. Numunenin yüzeyinde tespit edilen en yaygın sinyal, uyarılmış düşük enerjili ikincil elektronlardır.

Örneğin içeriği hakkında bilgi sağlayan yüksek enerjili geri saçılmış elektronlar ve X ışınları ise örnek yüzeyinin altından yayılır [71].

Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu 1986'da Binnig, Quate ve Gerber tarafından geliştirilen, atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir tarayıcı uç aracılığıyla yüzeyin yüksek çözünürlüğe sahip üç boyutlu görüntüsünü elde etmeyi sağlayan bir mikroskoptur [72].

Aletin çalışma prensibi, bir kantilevera entegre edilmiş ucun atomları ile yüzey atomları arasında oluşan interatomik kuvvetlere dayanır. Uç yüzey boyunca hareket ettikçe oluşan interatomik potansiyeller, konsolun yüzeyin dış hatlarındaki değişikliklerle yukarı ve aşağı hareketine neden olur. Konsolun hareketi, lazer ışını ve dedektör aracılığıyla ölçülerek, yüzeyin topografik özellikleri haritalanır. İncelenecek yüzeyin üç boyutlu haritalanması 10^{-10} m'lik atomik çözünürlükte veya nanometrenin onda biri çözünürlükteki görüntüler elde ederek yapılır. Taramalı elektron mikroskobu ve transmisyon elektron mikroskobu ile karşılaştırıldığında nispeten tahribatsız bir tekniktir ve numuneyi iletken hale getirmek için herhangi bir özel hazırlık yapılmadan da görüntü elde edilebilir [61, 72, 73].

2.7. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj

Bitirme ve polisaj, istenen anatomiyi elde etmek için restorasyonun genel olarak şekillendirilmesi ve son işlem aletlerinin yarattığı pürüzlülük ve çiziklerin azaltılması, pürüzsüzleştirilmesi anlamına gelir. Dental bağlamda, restorasyonların bitirme ve polisaj işlemlerini incelerken aşağıdaki tanımlar yardımcı olabilir [74]:

Yüzey Bitirme: Marjinal düzensizliklerin giderilmesini, anatomik konturların oluşturulmasını ve restorasyonun yüzey pürüzlülüğünü yumuşatmayı içeren işlemdir. Yüzey bitirme işlemi tanımında da belirtildiği üzere marjinyasyon işlemini içerir [74].

Marjinasyon: Diş ve restoratif materyalin birleşme yerindeki fazla restoratif materyalin çıkarılmasını ve pürüzsüz, düzgün ve iyi uyarlanmış bir cavosurface marjin oluşturmak için çeşitli bitirme tekniklerinin uygulanmasını içeren bitirme işleminin spesifik bir aşamasıdır [74].

Polisaj: Restorasyon yüzeyindeki küçük çizikleri gidermek ve pürüzsüz, ışık yansıtıcı bir parlaklık elde etmek için bitirme ve marjinasyon adımlarından sonra gerçekleştirilen işlemdir [74]. Polisaj işlemiyle, minimum çizikler ve sapsmalar ile homojen bir yüzey oluşturmak ve restorasyona mine benzeri bir parlaklık kazandırmak amaçlanmaktadır [10, 74].

Restoratif diş hekimliğinde bitirme ve polisaj işlemleri;

- istenen anatomiyi elde etmek için restorasyonun kaba şekillendirilmesi,
- kaba redüksiyon ve başlangıç polisajı işlemleri sırasında oluşturulan yüzey pürüzlülüğü ve çiziklerin azaltılması ve pürüzsüzleştirilmesi,
- son parlatma yoluyla oldukça pürüzsüz, ışık yansıtıcı, mine benzeri bir yüzey oluşturma işlemlerini içeren, art arda uygulanan ve istenen yüzey pürüzsüzlüğüne ulaşmak için birkaç adım gerektirebilen aşamalı işlemlerdir [10, 74].

Herhangi bir bitirme veya cilalama cihazının etkinliği ve uygulanan posedür sonucu restorasyonda meydana gelen yüzey pürüzlülüğü, birkaç faktör tarafından belirlenir [74-76]:

1. Bitirilen ve parlatılan substratın yapısı ve mekanik özellikleri (örneğin, kompozit rezin, kompomer, cam iyonomer, amalgam, porselen-seramik malzemeler)

2. Aşındırıcı cihaz ile substrat arasındaki sertlik farkı

3. Abrazivin sertliği, boyutu ve kullanılan aşındırıcının şekli

4. Aşındırıcı malzemeyi veya maddeyi taşımak için kullanılan destek veya bağlama malzemesinin fiziksel özellikleri (örneğin sertlik, elastikiyet, esneklik, kalınlık, yumuşaklık, gözeneklilik)

5. Aşındırıcının substrata uygulandığı hız ve basınç

6. Aşındırıcı uygulaması sırasında lubrikant kullanımı

2.7.1. Abrazivler ve Polisaj Malzemeleri

Yaygın olarak kullanılan bazı aşındırıcılar ve parlatma malzemeleri aşağıda kısaca açıklanmıştır.

Alüminyum oksit

Alüminyum oksit, kimyasal formülü Al_2O_3 olan alüminyum ve oksijenden oluşmuş bir bileşiktir. Boksitin saflaştırılmayla üretilmiş sentetik bir aşındırıcıdır. Ayrıca madencilik, seramik ve malzeme bilimlerinde alümina olarak da adlandırılır. Sertliği, kesici ve aşındırıcı aletlerde kullanım için uygun olmasını sağlar. Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan abrazivlerdendir [10, 14].

Alüminyum oksit genel olarak kağıt veya polimer disklere ve şeritlere bağlanmış veya lastiklere emdirilmiş parçacıklar olarak üretilir. Sinterlenmiş alüminyumoksitler seramik ve rezin esaslı kompozitlerin uyumlamasında kullanılan beyaz taşların üretiminde kullanılır. Alüminyum oksit, porselen, seramik ve kompozit rezini parlatmak için yeterli sertliğe (Mohs sertliği ölçeğinde 9) sahiptir. İnce alüminyum oksit parçacıkları, akrilikler ve kompozitler dahil olmak üzere birçok restorasyon türünde pürüzsüz, cilalı yüzeyler üretmek için bir parlatma macununa karıştırılabilir [74].

Karbür bileşikleri

Karbür bileşikleri formundaki aşındırıcılar arasında silikon karbür, bor karbür ve tungsten karbür bulunur. Çok yivli bitirme frezlerinin aşındırma ve kesme kısmı, tungsten karbürden üretilir. Bitirme aletleri için silikon ve bor tipik olarak, düşük hızlı el cihazlarında kullanılmak üzere bir bağlayıcı ile disklere, alev, kadeh veya tekerlek şeklindeki lastiklere emdirilen parçacıklar halinde üretilir. Silikon karbür ayrıca, özellikle mikro dolgulu kompozit rezinlerde kullanılan kağıt veya polimer destekli bitirme diskleri üzerine de kaplanabilir [14, 74].

Elmas aşındırıcılar

Karbondan oluşan elmas, bilinen en sert maddedir. Elmas sertliği nedeniyle oldukça etkili bir aşındırıcıdır, böylece kullanılan aletin aşınmaya karşı direnç göstermesini ve keskinliği korumasını sağlar. Çeşitli boy ve büyüklükteki elmas tozu veya partikülü sert bir matris üzerine kaplanabilir, yapıştırılabilir veya parlatma macunu olarak kullanılabilir [9, 74].

Silisyum dioksit

Silisyum dioksit (SiO_2) genelde kauçuk veya elastomerik bitirme ve cilalama aletlerinde bağlı aşındırıcı partikül olarak kullanılır. 6 ila 7 arasında bir Mohs sertlik derecesine sahiptir [9].

Zirkonyum silikat

Zirkon veya zirkonyum silikat (ZrSiO_4), kirli beyaz renkte doğal bir mineraldir. Çeşitli parçacık boyutlarına öğütülür ve strip, disk ve profilaktik pastalarda parlatma maddesi olarak sıklıkla kullanılır [10, 74].

Zımpara

Bu sert, siyah doğal mineral alüminyum oksit ve demir oksit karışımıdır. Yapıştırıcı veya reçineli kağıt disklere bağlı zımpara, altın veya porselen üzerinde kullanılabilir. [14]

Kum

Kum, ağırlıklı olarak kuartz ve silikadan oluşan, küçük mineral parçacıklarının bir karışımı olan doğal bir aşındırıcıdır. Mohs sertlik değeri 7'dir ve genellikle bitirme işleminde kullanılan kaplamalı diskler ve el tipi şeritler olarak üretilir [9, 10].

Pomza

Pomza gevşek bir aşındırıcı olarak üretilen volkanik silikadır. Süper ince, pomza unu (Mohs sertlik ölçeği, 6) son derece incedir ve diş yapısını, diş amalgamını ve akrilik bazları cilalamak için kullanılan birçok profilaksi macunun önemli bir bileşenidir. İnce, orta ve kaba pomza esas olarak laboratuvar prosedürlerinde kullanılır ve doğal diş yapılarında kullanılmamalıdır [9].

Ruj

Mohs sertlik değeri 5 ila 6 olan demir oksittir. Sıklıkla blok formunda bulunur ve laboratuvardaki değerli ve yarı değerli metal alaşımlarını parlatmak için bir tekerlek keçelerle uygulanır. İntraoral olarak kullanılamaz[9].

Kalay Oksit (SnO₂)

Kalay oksit, mine ve restorasyonlar için son parlatma maddesi olarak yaygın olarak kullanılan, son derece ince bir aşındırıcıdır. Bu aşındırıcı genellikle su, alkol veya gliserin ile karıştırılarak kullanılması gereken toz formunda üretilir[9, 10].

2.7.2. Abrazivlerin Sınıflandırılması

Dental aşındırıcılar çeşitli formlarda bulunabilirler:[9]

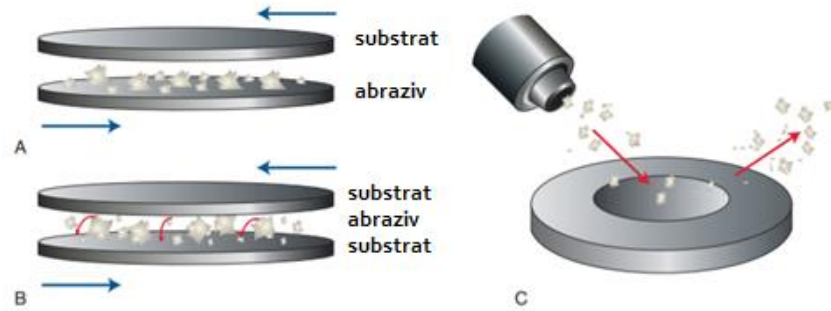
- İki gövdeli aşındırıcılar
 - Bağlı (Bonded) aşındırıcılar
 - Kaplı (Coated) aşındırıcılar
- Üç gövdeli aşındırıcılar
 - Pasta formundaki aşındırıcılar
 - Bağsız (Loose) aşındırıcılar
- Mikropartikül (veya sert partikül) aşındırıcılar (Air abrasion)

Abrazyon işlemi, iki gövdeli abrazyon, üç gövdeli abrazyon ve hava yoluyla abrazyon (air-abrasion) olarak üç şekilde gerçekleştirilir.

İki gövdeli abrazyon, aşındırıcı parçacıklar aşındırıcı aletin yüzeyine sıkıca bağlandığında ve başka aşındırıcı parçacıklar kullanılmadığında meydana gelir. Elmas bir frezle diş yüzeyinde aşındırma işlemi uygulanması iki gövdeli abrazyona örnektir. Doğrudan temaslı olarak bilinen iki gövdeli aşındırıcılar, zımpara kağıdı diskleri, şeritler, frezler gibi aşındırıcı alete bağlanma veya kaplanma yoluyla sabitlenmiş aşındırıcıları içerir.

Üç gövdeli abrazyon ise, aşındırıcı parçacıkların iki yüzey arasında serbestçe dönebildiklerinde meydana gelen aşınma tipidir. Diş macunlarında olduğu gibi bağlanmamış aşındırıcıların kullanımını üç gövdeli aşınmaya bir örnektir [9, 10, 74, 77].

Mikropartikül veya sert partikül aşınması, aşındırıcının hava basıncıyla substrata uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Bu yöntem kullanılan parçacıklara ve hava basıncına bağlı olarak *air-polishing* veya *air-abrasion* olarak adlandırılır [9].



Şekil 2.7. A) İki gövdeli abrazyon B) Üç gövdeli abrazyon C) Hava yoluyla abrazyon [10].

Restorasyonların uygun ve etkin bir şekilde bitirilmesi ve parlatılması önemlidir. Bitirme ve parlatma işlemlerinin sayıladığı faydalar şöyle sıralanabilir[9, 74, 77, 78];

1. İyi şekillendirilmiş ve parlatılmış restorasyon, gıda kalıntıları ve patojenik bakteri birikimine direnç göstererek diş eti sağlığını destekler. Bu, toplam yüzey alanında azalma ve restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğünün azaltılması ile gerçekleştirilir. Hastalar dil propriyosepsiyonu ile 1 μm 'den daha az bir yüzey pürüzlülüğü değişimini tespit edebilir [50]. 1 μm 'den büyük yüzey değişiklikleri yüzey renklenmesinin yanı sıra bakteriyel yapışmanın artmasına neden olabilir. Parlatılmış yüzey, oral yumuşak dokular tarafından iyi tolere edilebilecek ve bakteriyel yapışmaya ve aşırı plak birikimine karşı koyacak kadar pürüzsüz olmalıdır.

2. Pürüzlü bir yüzeyin kırılmaya daha yatkın olması nedeniyle, restorasyon yüzeylerinin pürüzsüzleştirilmesi kırılma riskini azaltır.

3. Yüzey kusurlarını azaltır, yüzey alanındaki azalma sayesinde meydana gelebilecek bozulma ve korozyon riskini azaltır.

4. Plak tutma olasılığı daha düşük olan pürüzsüz bir yüzey oluşturur.

5. Parlatılmış yüzeyler daha az retansiyon alanlarına sahiptir ve bakımı daha kolaydır. Normal diş fırçalama ve diş ipi kullanımı ile tüm yüzeylere, marjinal alanlara ve interproksimal bölgelere erişime izin vererek ağız hijyeni prosedürlerini kolaylaştıran pürüzsüz yüzeyler üretir.

6. Pürüzsüz restorasyon yüzeyleri karşıt ve bitişik dişlerde aşınma oranlarını en aza indirir. Bu, özellikle diş minesinden ve dentinden daha sert fazlar içeren seramikler gibi restoratif materyaller için geçerlidir. Pürüzlü malzeme yüzeyleri, dişler arasında fonksiyonel ve dengeleyici temasların kaybına veya oklüzyonun dikey boyutunda bir azalmaya neden olabilecek yüksek, iki gövdeli temas streslerinin gelişmesine yol açar. Seramik üzerindeki pürüzlü yüzeyler de stres konsantrasyon noktaları olarak işlev görür. Bu yüzeylerde bitirme ve polisaj işlemlerinin yapılması, restorasyonun gücünü artırabilir.

7. Karşılıklı ve bitişik dişlerde daha az aşınmaya yol açan düzgün restorasyon temasları üretir.

8. Daha estetik, doğal olarak ışığı yansıtan bir restorasyon üretimini ve optik özelliklerin iyileştirilmesini sağlar.

2.8. Dental Seramiklerde Glazürleme

Natural veya otoglaze: Porselenin sinterleme sıcaklığında fırınlanması sırasında porselen yüzeyi erimesi ve camsı fazın küçük yüzey düzensizliklerini doldurmasıyla pürüzsüz bir yüzey elde edilmesidir. Ek bir overglaze uygulaması gerektirmeden meydana gelir. Buna “otoglaze”, “natural glaze” veya “self glaze” denir [79, 80].

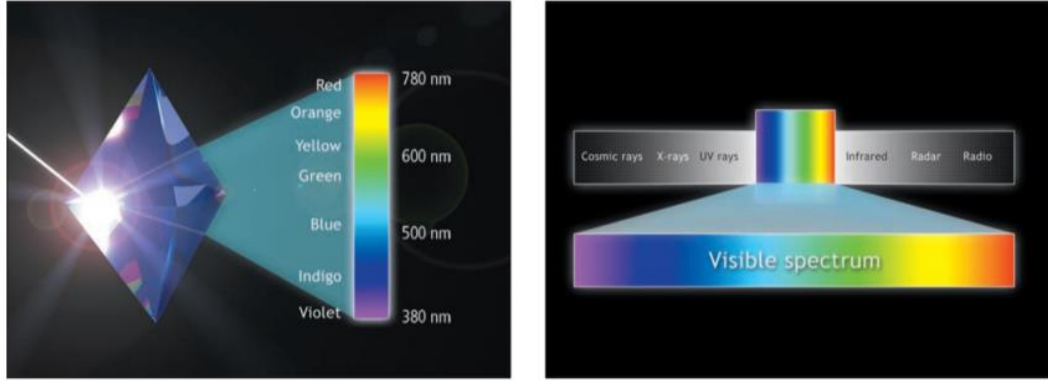
Overglaze: Glaze uygulaması, tamamlanmış bir restorasyonda estetik ve hijyenik yüzeyler sağlamak için uygulanan rutin bir laboratuvar prosedürüdür [81-83]. Restorasyon yüzeyine uygulanan overglaze, dentin ve mine

porselenlerininkinden çok daha düşük bir kaynaştırma sıcaklığında pişirilen, şeffaf, renklendirilmemiş bir düşük ısı porselenidir [14]. Fırınlama sonrası oluşan ince glaze tabakası, gözenekliliği, yüzey kusurlarının derinliğini ve genişliğini azaltır ve malzemeyi güçlendirir [84, 85]. Tüm pürüzsüz yüzeylerde olduğu gibi, glazeli yüzeyler daha az plak birikmesine neden olur. Ayrıca doğal dişin parlaklığını ve karakterizasyonunu taklit edebilir [86].

Porselen, birden fazla ateşlemeden sonra otoglaze yeteneğini kaybettiğinden, çok sayıda düzeltme gerektiren büyük restorasyonlarda overglaze uygulaması gerekebilir. Ancak, tekrarlayan fırınlamalar porselende devitrifikasyona sebep olabilir. Devitrifikasyon, porselende doğal görünüm kaybına neden olur ve hiçbir yüzey işlemleriyle geri döndürülemez. Parlatma, proksimal temaslar ve sınırlı oklüzal temas alanları gibi nispeten küçük uyumlama alanlarında kullanılabilir. Geleneksel olarak, parlatılmış porselen glaze uygulanmış porselenden daha pürüzlü bir yüzey olarak kabul edilir [14].

2.9. Işık ve Renk Kavramı

Işık insan gözüyle algılanabilen elektromanyetik radyasyondur. Göz, yaklaşık 400 nm ila 700 nm arasındaki dalga boylarına duyarlıdır. Bir nesnenin görünür olması için, ışık kaynağından gelen ışığı yansıtması ya da geçirmesi gerekmektedir. Gelen ışık genellikle polikromatiktir; yani, genellikle "beyaz" ışık olarak bilinen çeşitli dalga boylarının bir karışımıdır. Gelen ışık nesne tarafından belirli dalga boylarında seçici olarak emilir ve/veya saçılır ve böylece renk oluşur [10, 87].



Şekil 2.8. a) Görünür ışığın dalga boyları. b) Tüm elektromanyetik spektruma göre görünür ışık spektrumu [87].

Renk psikofiziksel bir duyuşsal deneyimdir. Işık kaynağından gelen ışığın cisim tarafından absorbe edilmesi ve/veya saçılması sonucu göze gelen ışık retinaya odaklanır ve beyne iletilen sinir uyarılarına dönüştürülür. Renk sinyalleri, insan beynine retinadaki koni adı verilen ve özellikle kırmızı, mavi ve yeşile duyarlı üç reseptör grubundan gönderilir. Retinanın sinyalleri, psikofizyolojik renk algısını üretmek için beyin tarafından işlenir [10].

Tek bir rengin sürekli uyarılması renk yorgunluğuna ve gözün tepkisinde bir azalmaya neden olabilir. Renk algılayıcı reseptörlerin belirli bölümlerindeki kusurlar, farklı renk körlüğüne neden olur; bu yüzden insanlar renkleri ayırt etme kabiliyetleri bakımından çok fazla çeşitlilik gösterir. Bilimsel anlamda normal insan gözünü, ışığın şiddetini ve dalga boylarını ölçen bilimsel bir araç olan son derece hassas bir diferansiyel kolorimetreye benzetilebilir. Her ne kadar kolorimetreler renkli cisimlerdeki hafif farklılıkları ölçmede insan gözünden daha kesin olsa da, pürüzlü veya kavisli yüzeyler için aynı başarıyı gösteremezler [10].

Özetle rengi etkileyen 3 temel faktör; ışık kaynağı, nesne ve gözlemcidir. Renk algılamasını etkileyen faktörler ise; düşük veya yüksek ışık seviyeleri, renk reseptörlerinin yorgunluğu, cinsiyet, yaş, hafıza ve kültürel geçmiştir [10, 88, 89].

2.9.1. Işık ve Renk ile İlgili Kavramlar

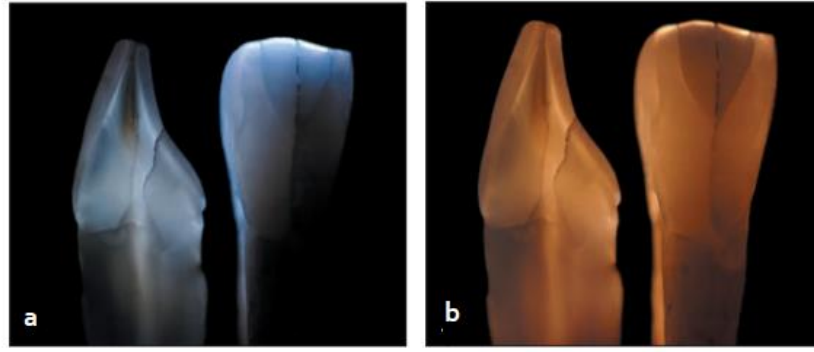
Metamerizm: Bir nesneden yansıyan veya geçen ışığın spektral dağılımı, gelen ışığın spektral içeriğine bağlı olduğundan, bir nesnenin görünümü, nesnenin görüntülediği ışığın doğasına bağlıdır. Gün ışığı, akkor lamba ve flüoresan lambalar, dental klinikte veya laboratuarda yaygın olarak kullanılan ışık kaynaklarıdır ve bunların her birinin farklı bir spektral dağılımı vardır. Bir ışık kaynağı altında belirli bir renkte görünen nesnelere başka bir ışık kaynağı altında farklı renkte görünebilir. Bu fenomene metamerizm denir. Bu nedenle renk seçimi, biri gün ışığı olması gereken iki veya daha fazla farklı ışık kaynağı altında ve laboratuvar ışıklandırma prosedürleri aynı aydınlatma koşullarında yapılmalıdır [10, 87].



Şekil 2.9. Farklı ışık kaynakları altında meydana gelen metamerizm etkisi[87].

Floresans: Doğal diş yapısı insan gözüyle görülemeyecek kadar kısa dalga boylarındaki (300-400 nm) ışığı absorbe eder. Doğal güneş ışığı, foto flaş lambaları, bazı buhar lambaları ve dekoratif aydınlatmada kullanılan “ultraviyole ışıklar” önemli miktarda ultraviyole radyasyon içeren kaynaklardır. Dişin absorbe ettiği bu radyasyon daha uzun dalga boylarında ışığa dönüştürülür, bu durumda diş bir ışık kaynağı haline gelir. Bu fenomene floresans denir [10, 87].

Opalesans: Mine gibi opalesans maddeler, ışığın kısa dalga boylarını (mavi renk) yansıtma, uzun dalga boylarını (sarı-turuncu) iletme ve orta uzunluktaki dalga boylarını (yeşil renk) ise absorbe etme yeteneğine sahiptirler. İletilen ışığın altında, kahverengi / sarı renkte görünen mine, yansıyan ışığın altında ise mavi tonlarında görünür. Bu durum opalesans olarak bilinmektedir. Dişin doğal görünümünü gerçekten taklit eden yüksek estetiğe sahip restorasyonlar üretmek için, opalesans özellik gösteren malzemeler kullanılmalıdır [87, 90-92]. (Şekil 2.9.)

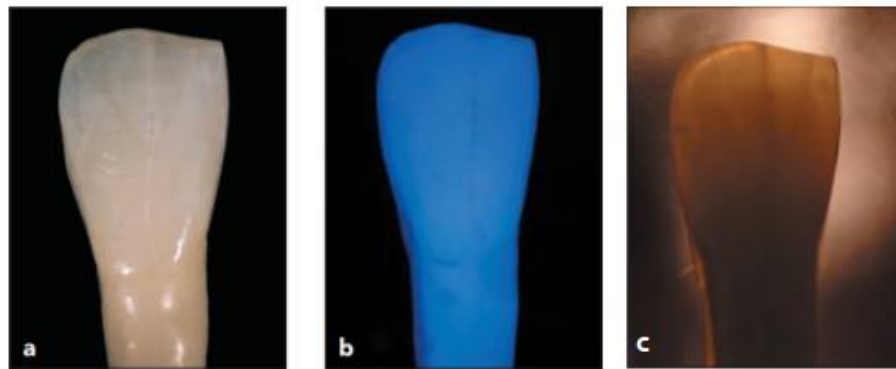


Şekil 2.10. a) Mavi opalesans etki. b) Turuncu opalesans etki. [87]

Opasite (Opaklık): Opaklık bir nesnenin ışık geçişini önleme yeteneğini temsil eder [91]. Opak materyaller ışık geçişine izin vermedikleri için, opak bir malzemenin arkasındaki nesne görülemez [93].

Transparanlık (Şeffaflık): Şeffaf malzemeler ışığın geçişine izin verir, böylece gelen ışıkta çok az bozulma meydana gelir. Şeffaf bir malzemenin arkasındaki nesne net bir şekilde görülebilir [91, 93].

Translusensi: Yarı saydamlık bir malzemenin ışığı iletebilme yeteneğini tarif eder. Işığın kısmen geçişine izin veren, ancak geçen ışığı dağıtan maddelerin bir özelliğidir [91, 93] ve bu maddeler opak ve transparan arasında görünürler [94]. (Şekil 2.11)



Şekil 2.11. Doğal bir diş tarafından sergilenen ışık özellikleri. a) Doğal ışık efekti b) Floresans c) Translusensi (Yarısaydamlık)[87]

Diş Hekimliği'nde Translusensi ve Ölçüm Metodları

Translusensi, diş hekimliğinde estetiğin en önemli belirleyici faktörlerinden biridir. Literatürde yaygın olarak üç farklı translusensi ölçüm yönteminden bahsedilmektedir [95];

1. Kontrast oranı (Contrast Ratio): Bir malzemenin siyah ve beyaz arka plan üzerindeki reflektans ölçümlerinden hesaplanır.

$$KO = Y_s / Y_b$$

Kontrast oranı 0-1 arasında bir değer alır. Kontrast oranı 1 olduğunda materyal opak demektir [95, 96]. Formülde Y_s terimi siyah arkaplan üzerindeki yansımayı, Y_b terimi ise beyaz fon üzerindeki yansımayı temsil eder.

2. Işık Geçirgenliği Metodu: Direkt, total transmisyona ve spektral yansıma yoluyla ölçülebilir. Direkt transmisyonda, detektöre ulaşan ışık ölçülürken, spektral yansıma yöntemlerinde ışık geçirgenliği dolaylı olarak ölçülür. Total transmisyondaysa, hem dedektöre ulaşan hem de seramikten geçen ve saçılan ışık ölçülür.

Transmisyona (T) şu şekilde hesaplanır:

$$T = (L_{\text{örnek}} / L_{\text{kaynak}}) \times 100\%$$

Formüldeki $L_{\text{örnek}}$, örneğin luminans değeri, L_{kaynak} ise kaynağın luminans değeridir [95].

3. Translusensi Parametresi (TP): Translusensi parametresi belirli kalınlıktaki malzemenin siyah ve beyaz arkaplan üzerindeki renk farkı olarak tanımlanır. TP ölçümünde hesaplamalar doğrudan beyaz ve siyah arka plan üzerinde renk ölçümü yapılmış örneklerin L^* , a^* , b^* değerleri kullanılarak yapılır. CIELab (ΔE) renk farkı formüllerinden faydalanılarak hesaplanır.

$$TP = [(L^*_B - L^*_S)^2 + (a^*_B - a^*_S)^2 + (b^*_B - b^*_S)^2]^{1/2}$$

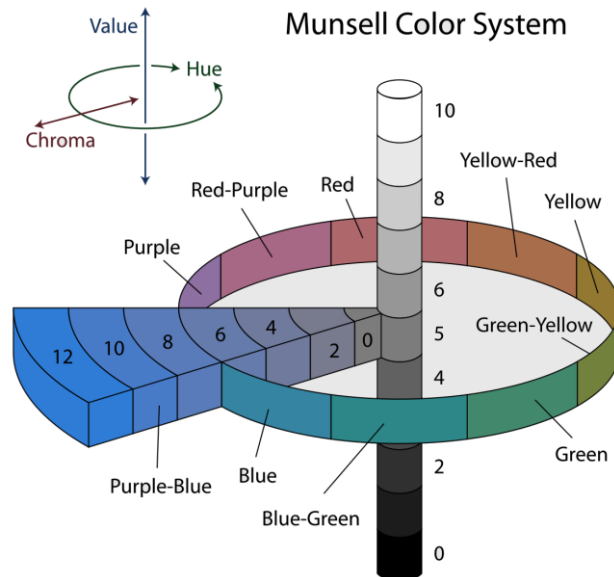
burada B ve S indisleri sırasıyla siyah ve beyaz arka plan üzerinde renk koordinatlarına işaret eder [95].

2.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

Renklerin sözel olarak tanımlanması sübjektif olmaları sebebiyle rengin açık bir şekilde algılanmasına izin vermez. Bu sorunun üstesinden gelmek için çeşitli renk sistemleri geliştirilmiştir. Renk algısı üç nesnel değişkenle tanımlanır. Bunlar; hue, value ve kromadır. Ancak bu nitelikleri tanımlamak, kullanılan renk sistemine bağlıdır [10, 94].

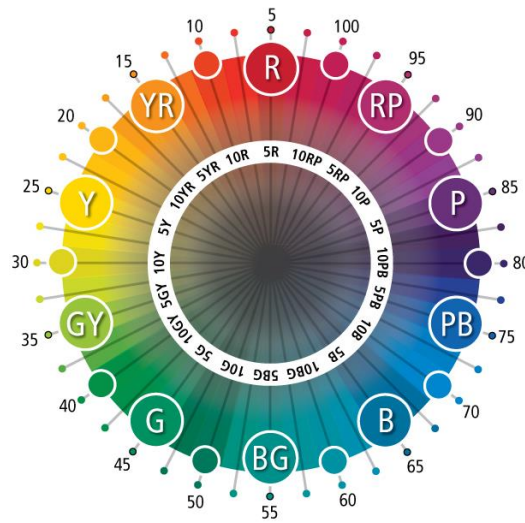
2.10.1. Munsell Renk Sistemi

1905 yılında yayımlanan Munsell renk sistemi, renklerin temel rengine (hue), doygunluğuna (kroma) ve parlaklığına (value) göre üç boyutlu (3D) bir dağılım tanımlamıştır [97].



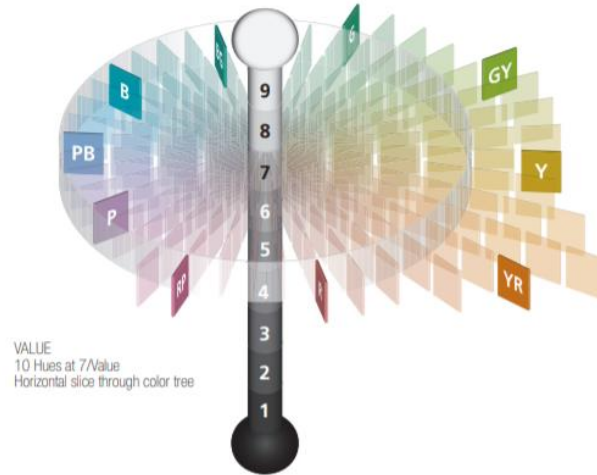
Şekil 2.12. Munsell renk sistemine göre hue, value ve chroma.

• **Hue (Ton):** Bir nesnenin baskın rengidir. Kırmızı, sarı, turuncu ve mavi gibi bir rengin (veya renk ailesinin) adıdır. Bu, nesneden yansıyan ışığın spektral dağılımında bulunan baskın dalga boylarını ifade eder. Munsell renk sisteminde kırmızı, sarı, yeşil, mavi ve mor olmak üzere 5 ana renk ve 5 ara renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, mavi-yeşil, mor-mavi ve kırmızı-mor) bir daire etrafına eşit aralıklarla yerleştirilmiştir. [10, 87, 89, 94]



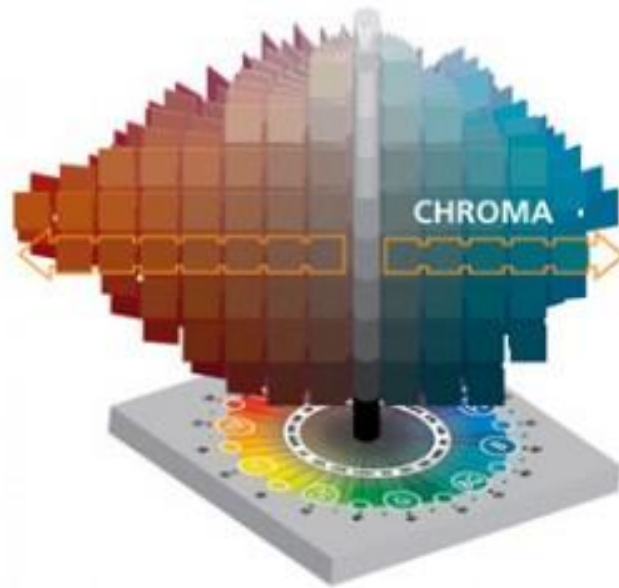
Şekil 2.13. Munsell renk sisteminde hue düzenlenmesi. R, kırmızı; P, Mor; B, Blue, G, Yeşil; Y, Sarı; YR, Sarı-kırmızı, RP, Kırmızı-Mor; PB, Mor; BG, Mavi-Yeşil; GY, Yeşil-Sarı.

• **Value (Parlaklık):** Parlaklık veya gri skala olarak da bilinir. (Şekil 2.12) Value, bir rengin göreceli açıklığı veya koyuluğu veya bir nesnenin parlaklığı olarak tanımlanır. Herhangi bir nesnenin parlaklığı, nesnenin yansıttığı ve / veya ilettiği ışık enerjisi miktarının doğrudan bir sonucudur. Bir diş veya diş kronu gibi ışık yayan ve ışığı yansıtan bir cisim için value, renkten bağımsız olarak ölçülebilen bir parametredir. Farklı tonlardaki nesnelerin aynı sayıda fotonu yansıtması ve böylece aynı parlaklığa sahip olması mümkündür. Yaygın bir örnek olarak, siyah beyaz bir fotoğraftaki mavi bir nesneden yeşil bir nesneyi ayırt etmeye çalışırken yaşanan zorluktur. İki nesne aynı miktarda ışık enerjisini yansıtır ve dolayısıyla resimde aynı görünür [10, 87, 94].



Şekil 2.14. Munsell renk sisteminde value düzenlenmesi.

• **Chroma (Yoğunluk):** Chroma, bir tonun yoğunluğu olarak tanımlanır. Bir limonun sarı rengi, “donuk” bir sarı olan bir muzdan daha yoğun, “canlı” bir renktir. Satürasyon ve kroma terimleri, dental literatürde birbirlerinin yerine kullanılır. Chroma radyal olarak, value / L^* eksenine dik olarak değişir. Merkezdeki renkler donuktur. Başka bir deyişle, chroma ne kadar yüksek olursa, renk o kadar yoğun ve canlı olur. Chroma, diş hekimliğinde ayrıca değerlendirilen bir parametre değildir. Her zaman diş dokularının ve protezlerin hue ve value değeri ile ilişkilidir [10, 87, 94].



Şekil 2.15. Munsell renk sisteminde chroma düzenlenmesi.

2.10.2. CIE Lab Renk Sistemi (Commission International de l'Eclairage)

Enstrümantasyonlu renk analizinin gerekli olduğu yerlerde ve özellikle renk farklarının niceliksel ifadelerinin istendiği durumlarda, CIE L* a* b* renk sistemi kullanılır. CIE LAB renk sistemi renk uzayını üç koordinatla tanımlar: L*, a* ve b* [94].

L (lightness) dikey ekseni bir parlaklık ölçüğüdür ve Munsell sistemindeki “value” değerine karşılık gelir. Munsell sistemine benzer şekilde, dikey akromatik eksen ile temsil edilir. Bir rengin kromatik özellikleri ise Munsell sisteminde “hue” ve “kroma” ile ve CIE Lab sisteminde ise a* ve b* koordinatları ile temsil edilir. a* yatay ekseni cismin yeşil(-) ve kırmızı(+) arasındaki chroma koordinatlarını, b* yatay ekseni ise mavi(-) ve sarı(+) arasındaki chroma koordinatlarını belirtir [10, 87, 94].

Hue (h_{ab}) L ekseni etrafındaki açı olarak, Chroma (C_{ab}) ise eksene uzaklık olarak görüntülenir. CIE Lab sisteminde Munsell renk sisteminden farklı olarak sayısal nicelleştirme kullanılır. Bu sayede ΔL^* , Δa^* , Δb^* , ΔC^*_{Lab} ve ΔH^*_{Lab} cinsinden hesaplamalarının yapılması mümkün olur. Ayrıca, tüm renk yönlerini hesaba katan toplam renk farkı formülleri (ΔE) mevcuttur.

Renk farkı formülleri aynı materyalde, iki farklı zaman veya işlem arasında meydana gelen renk farkını belirlemek amacıyla kullanılırlar. ΔE_{ab} formülü, renk farklılıklarını tanımlamak için CIE tarafından geliştirilmiş ilk formüldür. Zaman içinde CIELUV, CIELAB, CMC, CIE94, CIEDE2000 gibi çeşitli renk farkı formülleri geliştirilmiştir. 2001 yılında, CIELab formülünü iyileştirmek için CIEDE2000 renk farkı formülü geliştirilmiştir [98].

CIEDE2000 (ΔE_{00}) renk farkı formülü:

$$\Delta E_{00}(L_1^*, a_1^*, b_1^*; L_2^*, a_2^*, b_2^*) = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)}$$

Formülde yer alan ΔL , ΔC ve ΔH terimleri örneklerin sırasıyla iki farklı zaman veya işlem arasında meydana gelen value (L), kroma (C) ve hue (H) farkına karşılık gelmektedir. R_T , mavi bölgedeki kroma ve hue farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan devir fonksiyonudur (rotation function). Ağırlıklandırma fonksiyonları olan S_L , S_C , S_H algılanan renk farkı açısından lightness, hue ve chroma farklılıklarının göreceli öneminin, rengin CIELAB uzayındaki konumuna göre değişmesine izin verir. K_L , K_C , K_H ise deneysel koşullardaki varyasyonların algılanan renk farklılıkları üzerindeki etkisine izin vermek için kullanılan parametrik faktörlerdir [92, 99] Bu çalışmada, CIEDE2000 renk farkı formülünün parametrik faktörleri (1:1:1) olarak belirlenmiştir.

2.11. Diş Hekimliği'nde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri

Diş Hekimliği'nde renk tespiti temel olarak iki kategoriye ayrılır:

- Görsel Teknik
- Instrumental Teknik

2.11.1. Görsel Teknik

Görsel renk tayini klinik diş hekimliğinde en sık uygulanan yöntemdir. Bu yöntemde hekim hastanın diş rengi ile yapılacak restorasyonun rengini, renk skalaları kullanarak eşleştirmeye çalışır. Görsel karşılaştırmalı renk tespiti öznel bir yöntem olması sebebiyle renk seçiminin görsel olarak belirlenmesinin güvenilir ve tutarsız olduğu bulunmuştur [100, 101]. Ticari olarak üretilmiş renk skalalarıyla renk tayini yapmak, değişken gözlemci yorumu ve çevresel etkiler nedeniyle son derece zordur. Ek olarak, renk skalaları tüm doğal diş yelpazesini temsil etmemektedir ve mevcut renkler sistematik olarak dağıtılmamıştır [101, 102].

2.11.2. Enstrümental Teknik

Renk seçimi, göz yorgunluğu, yaş, duygu, ışık, ortam koşulları ve deneyim seviyesi gibi fizyolojik değişkenlerin ve çevresel faktörlerin gözlemcinin yorumunu etkileyebileceği öznel ve zor bir süreç olarak kabul edilir [103]. Renk ölçümü için enstrüman kullanımı, geleneksel görsel renk seçimine göre daha objektif ve güvenilir bir alternatif olarak ortaya çıkmaktadır. Renk ölçüm cihazları kullanılarak renk uyarıcısının fiziksel özelliklerinin doğru bir şekilde ölçülmesinin renk seçimindeki öznel değişimin ortadan kaldırılabileceği düşünülmektedir [104].

Kolorimetre

Kolorimetreler, bir rengi, o renkte mevcut olan mavi, yeşil ve kırmızı ana renk oranlarını veren “tristimulus değerleri” cinsinden tanımlarlar. Diğer bir deyişle, renkleri, retinada bulunan renkli görmeden sorumlu koni hücrelerini ne şiddette uyardıklarına göre tanımlayan dolayısıyla da görme duyusunu taklit eden aletlerdir. Kolorimetreler spektral yansıma kaydetmezler ve spektrofotometrelerden daha az hassastırlar. Klinik diş hekimliğinde ve dental araştırmalarda hem in vivo hem de in vitro olarak sıklıkla kullanılmaktadırlar. ShadeStar (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany), ShadeVison® (X-Rite, Grandville, MI, ABD) ve ShadeEye NCC® (Shofu, Menlo Park, CA, ABD) diş hekimliğinde kullanılan kolorimetrelere örnek verilebilir [87, 100-102, 105, 106].

Spektrofotometre

Spektrofotometreler obje tarafından yansıtılan ya da iletilen görünür radyan enerji miktarını ölçer ve kaydeder [87, 105]. Spektrofotometreler, bir optik radyasyon kaynağı, ölçüm için bir optik sistem, bir detektör ve elde edilen ışığı analiz edilebilen bir sinyale dönüştürme aracından oluşur. Görünür spektrum boyunca bir nesneden yansıyan ışık enerjisi miktarını 1-25 nm aralıklarla ölçer. Elde edilen veriler dental renk skalalarındaki eşdeğer renk tonuna dönüştürülür [87, 102].

Spektrofotometreler yüksek hassasiyete ve çok yönlülüğe sahiptir. Her dalga boyunda spektral yansımayı belirleyebildiklerinden dolayı karmaşık renk analizi için uygundurlar. Nesnelerin rengi kolorimetre ile ölçüldüğünde yalnızca çeşitli renk uzaylarındaki sayısal renk verileri elde edilebilir. Renk ölçümü için spektrofotometre kullanılırsa, yalnızca aynı türden sayısal veriler elde edilmez, aynı zamanda bu rengin spektral yansıma grafiği de elde edilebilir. Ayrıca, yüksek hassasiyetli sensörünün oluşu ve çeşitli aydınlatıcı koşulların dahil edilebilmesi, spektrofotometrenin tristumulus bir kolorimetreye kıyasla daha hassas olmasını sağlar [87, 106].

Klinik diş hekimliğinde kullanılan spektrofotometrelere örnek olarak CrystalEye (Olympus America, Center Valley, ABD), Vita Easyshade Compact (Vident, Brea, CA, ABD), Shade-X (XRite Grandville, MI, ABD), SpectroShade Micro (MHT, Niederhasli, Switzerland) örnek verilebilir [87, 107, 108].

Dijital Kamera

Dijital kameralar son derece verimli ve kullanımı kolay cihazlardır. Son zamanlarda diş hekimliği alanında dijital kameraların kullanımı yaygın olarak benimsenmiştir. Genellikle RGB cihazları olarak adlandırılan dijital kameralar mikroskobik boyutlarda milyonlarca ışığa duyarlı elemanlar içeren CCD'ler (Charge-Couple-Device) aracılığıyla görüntüleri yakalarlar ve renkli bir görüntü oluşturmak için kırmızı, yeşil ve mavi renk sinyallerini kullanırlar. Bu yöntemin avantajı, kameranın kırmızı, mavi ve yeşil rengin her birini her piksel konumuna kaydetmesidir [102, 109].

Dijital kamera kullanımıyla renk seçiminde sadece diş morfolojisi ve renklerini değil, aynı zamanda yüzey dokusu, renk dağılımı gibi diğer intraoral özelliklerin de teknisyene aktarılması sağlanır. Dijital görüntüler aracılığıyla renk seçiminin yapılması diş hekimleri ve teknisyenler arasındaki renk iletişim boşluğunu en aza indirebilir. ShadeScan dijital renk analizini kolorimetrik analiz ile birleştirir, ancak SpectroShade dijital renk görüntülemeyi spektrofotometrik analiz ile birleştiren alettir [102, 109].

Renk skalaları

Dental markette diş rengine uygun materyal (seramik, kompozit rezin) seçiminde kullanılacak çok sayıda evrensel renk skalası mevcuttur. Bu kılavuzlar hem seramik hem de kompozit rezin restorasyonların renk seçiminde kullanılabilir olmasına rağmen, bu renk tonlarının çoğu gerçek restoratif materyalden yapılmamıştır. Bu durum ise yanlış renk seçimi ve metamerik davranış gibi çeşitli sorunlara neden olabilmektedir. Bu sebeple, renk seçiminde restorasyonun yapılacağı restoratif materyalden yapılmış bir renk kılavuzunun kullanılması daha yararlı olacaktır. Seramikten yapılmış renk kılavuzlarına örnek olarak Vita renk kılavuzları (Vita North America, Yorba Linda, CA, ABD), Chromoascop® (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY) ve Vintage Halo® (Shofu Dental, Menlo Park, CA) örnek verilebilir [87, 106].

Renk kılavuzlarının çoğu benzer tasarıma ve işlevselliğe sahiptir, klinikte en sık kullanılanlar ise Vita Classic A1-D4 ve Vita 3D Master renk kılavuzudur.

VITAPAN Classic A1-D4® renk kılavuzu (Vita North America, Yorba Linda, CA, ABD) 1956 yılında diş hekimliğine tanıtılmış ve VITAPAN 3D-Master Renk Kılavuzu'nun geliştirilmesine kadar diş hekimliğinde altın standart olmuştur. (Şekil 2.14.) Restoratif materyallerin çoğuyla, özellikle de kompozit rezinlerle uyumludur. VITA Classic A1-D4® on altı renk sekmesinden oluşur. Sekmeler, gruplar içinde artan kromaya sahip olacak şekilde, renk tonunun esas alındığı dört grupta (A-D) düzenlenmiştir. Bu düzenlemede, A grubu kırmızımsı kahverengi, B grubu kırmızımsı sarı, C grubu grimsi, D grubu kırmızımsı-gri'dir. Her bir renk tonu (hue) grubu için value ve kroma, grubu belirten harften sonra gelen sayı ile belirtilir; sayı ne kadar yüksek olursa, sekme o kadar koyu yani yüksek kromaya ve düşük parlaklığa sahip demektir [87, 106, 110].



Şekil 2.16. VITA klasik renk kılavuzu.

VITAPAN 3D-Master renk kılavuzu 1990'lı yıllarda geliştirilen, ilk kapsamlı, bilimsel temelli renk kılavuzudur (Şekil 2.15.). Klasik sistemden farklı olarak parlaklık esas alınarak oluşturulmuş 5 gruptan ve grup içinde tonlarına göre yatay yönde ve kromalarına göre dikey yönde düzenlenmiş toplamda 26 renk sekmesinden oluşur. Renk sekmeleri sırasıyla value, hue ve chromayı temsil eden sayı-harf-sayı kombinasyonlarıyla kodlanmıştır. 0,1, ve 5 nolu gruplar tek bir renk tonu içerir ve M (middle hue) harfiyle kodlanır. 2,3 ve 4 nolu gruplardaki renk sekmeleri ise L(left): sarımsı, M(middle): orta ton, R(right): kırmızımsı olmak üzere üç farklı renk tonunu ifade eden harflerle kodlanırlar. Gruplardaki kroma ise, renk tonunu temsil eden harften sonra gelen bir sayıyla (1: düşük kroma, 2: orta kroma 3: yüksek kroma) ifade edilir. Vitapan 3D-Master renk kılavuzu görsel kapasitenin azami kullandığı üç aşamalı bir renk seçim sistemidir. Renk seçiminde insan gözü parlaklığa daha hassas olduğu için öncelikle value (parlaklık), ardından kroma (yoğunluk) ve en son olarak hue (ton) seçimi yapılır. Vita Klasik renk kılavuzuna göre kullanımı çok daha kolaydır ve daha doğru sonuç verir [87, 106, 110].



Şekil 2.17. Vita toothguide 3D-master renk kılavuzu.

2.12. Hızlandırılmış Suni Yaşlandırma

İn vitro araştırmalarda, dinamik stresleri yeniden üretebilen mevcut sistemlerden biri olan termal siklus, klinik uygulamada biyomalzemelerin yaşadığı fizyolojik yaşlanmayı simüle etmek için uluslararası literatürde de yaygın olarak kabul edilen yöntemlerden biridir. Malzemelerin performanslarını değerlendirmek için deneysel çalışmalarda rutin olarak kullanılır [111, 112].

Termal siklus cihazı ağız içerisindeki yeme-içme, nefes alma vb. durumlar sonucu oluşan sıcaklık dalgalanmalarını taklit eden cihazlardır. İstenilen sıcaklık aralığı, devir sayısı ve bekleme süresi otomatik olarak ayarlanabilir. Haznelere yerleştirilen örneklere ısı yüklemesi, örneklerin cihaz tarafından periyodik olarak soğuk-sıcak banyolarına daldırılmasıyla gerçekleştirilir. Banyoların sıcaklıkları cihaz tarafından otomatik feed-back ile istenilen sıcaklıklarda sabit tutulur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda üç farklı monolitik tam seramik materyale uygulanan polisaj ve glaze işlemlerinin, materyallerin renk, translusensi ve yüzey pürüzlülükleri üzerine olan etkisi termal siklüs öncesi ve sonrası değerlendirilmiştir. Lityum disilikat (Ips e.max CAD), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Celtra Duo) ve translusens zirkon (Cercon HT) bloklardan elde edilen, nihai kalınlığı 1 mm olan toplamda 120 adet örnek üzerinde çalışılmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3.1.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri.

Materyal	Marka	Üretici Firma
Translusens Zirkonya	Cercon HT A2	DeguDent GmbH Hanau-Wolfgang, Germany
Lityum disilikat (LDS)	Ips e.max CAD HT A2	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS)	Celtra Duo HT A2	DeguDent GmbH Hanau-Wolfgang, Germany
Glaze (Translusens Zirkonya)	Dentsply Universal Overglaze	DeguDent GmbH Hanau-Wolfgang, Germany
Glaze (Lityum disilikat)	IPS Ivocolor Glaze	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Glaze (Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat)	Celtra Universal Overglaze	DeguDent GmbH Hanau-Wolfgang, Germany
Translusens zirkon Polisaj seti	EVE Diacera Polishing kit	EVA Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Germany
LDS Polisaj Seti	Optrafine Polisaj Seti	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
ZLS Polisaj seti	StarTec Polisaj Seti	Edenta AG, Hauptstrasse, Switzerland
Kahve	Nescafe Klasik	Nestlé S.A. Vevey, Switzerland

3.1. Örneklerin Hazırlanması

3.1.1. Lityum Disilikat Disklerin Hazırlanması

Çalışmamızda IPS e.max CAD HT A2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklar kullanılmıştır. Kristalizasyon işlemi öncesinde, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda bulunan Metkon Microcut 201 Hassas testere cihazı (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) ile kalınlığı 1,1 mm olacak şekilde toplamda 40 adet disk şeklinde örnek

elde edildi. Örneklerin yüzeyleri 800-1000-1200 gritlik zımparalarla Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda bulunan Gripo 2V zımparalama cihazında (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) 30'ar saniye zımparalandı. Zımparalanan örneklere, Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınında üretici talimatlarına uygun olarak kristalizasyon işlemi gerçekleştirildi (Tablo 3.2.).

Tablo 3.2. Ips e.max CAD HT kristalizasyon parametreleri

Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Başlangıç Sıcaklığında bekleme (dk)	Sıcaklık artışı (°C/dk)	Kristalizasyon sıcaklığı (°C)	Bekleme zamanı (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitişi (°C)	Bitim Sıcaklığı (°C)
403	6:00	90	820	7:00	550	820	700



Şekil 3.1. IPS e.max CAD bloklar.

3.1.2. Translusens Zirkonya Disklerin Hazırlanması

Çalışmamızda Cercon HT A2 (DeguDent GmbH Hanau-Wolfgang, Germany) zirkonya diskler kullanılmıştır. Sinterizasyon işlemi öncesinde, Metkon Microcut 201 Hassas testere cihazı ile (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) pre-sinterize disklerden sinterizasyon sonrası büzülme oranları göz önüne alınarak, boyutları 14*14*1.35 mm olacak şekilde toplamda 40 adet örnek elde edildi. TABEO-1/S/ZIRKON-100 (MIHM-VOGT GmbH & Co.KG, Germany) zirkon fırınında üretici talimatlarına uygun olacak şekilde 1500°C'de 5 saat 30 dakika süreyle sinterizasyon işlemi uygulandı (Şekil 3.1.). Örneklerin yüzeyleri 800-1000-1200 gritlik zımparalarla Metkon Gripo 2V zımparalama cihazında

(Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) 30'ar saniye su soğutması eşliğinde zımparalandı.



Şekil 3.2. TABEO-1/S/ZIRKON-100 fırını.



Şekil 3.3. Cercon Ht zirkonya disk.

3.1.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Disklerin Hazırlanması

Celtra Duo HT A2 bloklardan Metkon Microcut 201 Hassas testere cihazı (Metkon Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) kullanılarak 1.1 mm kalınlığında 40 adet disk şeklinde örnek elde edilmiştir. Örneklerin yüzeyleri 800-1000-1200 gritlik zımparalarla Metkon Gripo 2V zımparalama cihazında (Metkon

Endüstriyel San. Tic. A.Ş., Bursa, Türkiye) 30'şar saniye su soğutması altında zımparalanmıştır.



Şekil 3.4. Celtra Duo bloklar.

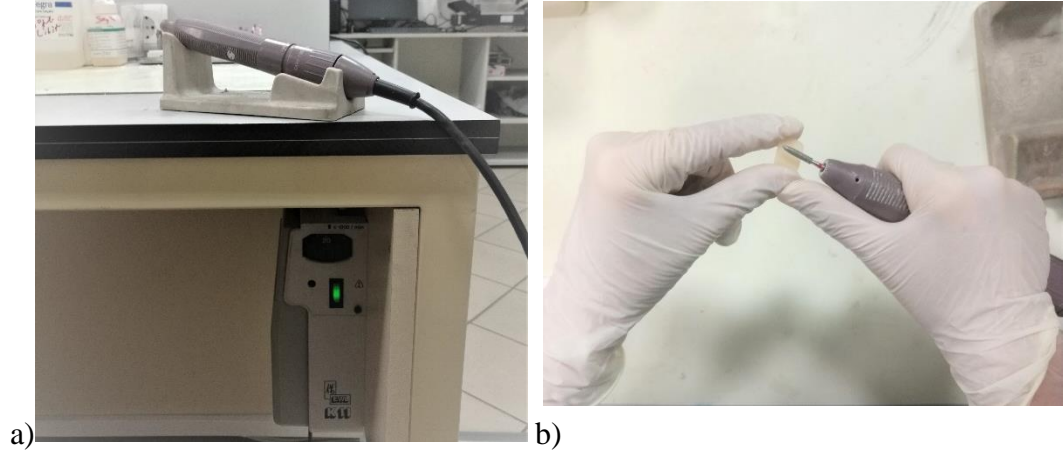


Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan hassas kesim cihazı

3.2. Örneklere Yüzey Aşındırma İşleminin Uygulanması

Elde edilen 120 adet örneğin glaze/polisaj uygulanacak yüzeyine, aynı araştırmacı tarafından motorun (Kavo Ewl K11; KaVo Dental GmbH, Germany) dönme hızı 20.000 rpm olacak şekilde, laboratuvar piyasemenine (Kavo Ewl 4990; KaVo Dental GmbH, Germany) kırmızı bantlı elmas frez takılarak, 20 sn süreyle tek bir yönde aşındırma işlemi uygulanmıştır. Her 10 örnekte bir yeni bir frez kullanılmıştır.

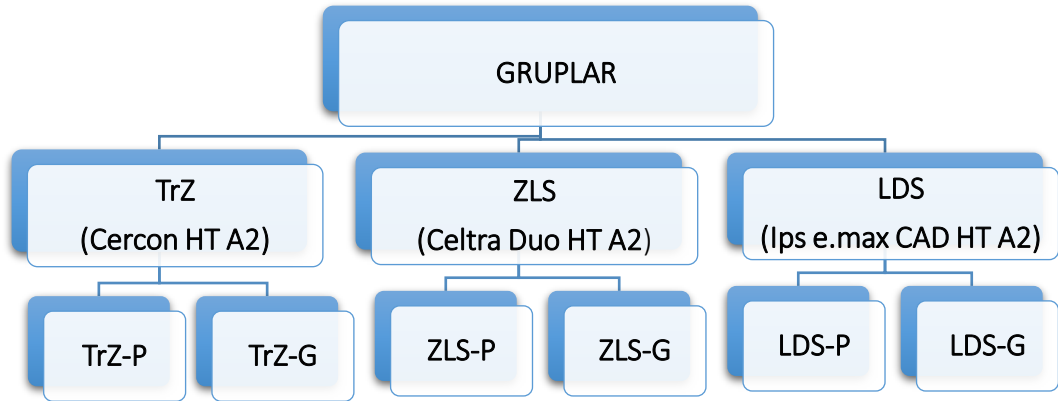
Aşındırma sonrası örneklerin nihai kalınlığının 1mm (± 0.1 mm) olduğu kontrol edilmiştir.



Şekil 3.6. a) Aşındırma işleminde kullanılan laboratuvar piyasemeni ve motoru b) Aşındırma işleminin uygulanışı

Aşındırma işlemi sonrası örnekler, glaze ve polisaj işlemi uygulanmak üzere 2 alt gruba ayrılmıştır. Çalışma grupları Tablo 3.3.' de gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Çalışma gruplarının şematize edilmiş hali.



TrZ-P: Polisaj uygulanan translusens zirkonya örnekler

TrZ-G: Glaze uygulanan translusens zirkonya örnekler

ZLS-P: Polisaj uygulanan ZLS örnekler

ZLS-G: Glaze uygulanan ZLS örnekler

LDS-P: Polisaj uygulanan LDS örnekler

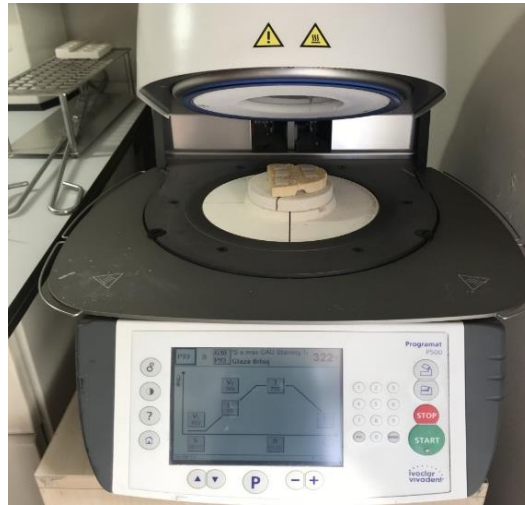
LDS-G: Glaze uygulanan LDS örnekler

3.3. Glaze İşleminin Uygulanması

20 adet lityum disilikat (Ips E.max Cad) örneğe toz-likit formundaki IPS Ivocolor Glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) aynı araştırmacı tarafından firma talimatlarına göre hazırlanarak, tek tabaka olacak şekilde fırça yardımıyla uygulandı ve Programat P500 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınında üretici firma talimatlarına uygun olacak şekilde glaze işlemi gerçekleştirildi. (Tablo 3.4.)

Tablo 3.4. Ips E.max Cad glazürleme protokolü

Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Kurutma süresi (dk)	Sıcaklık artışı (°C/dk)	Final Sıcaklığı (°C)	Bekleme zamanı (dk)	Vakum başlangıcı (°C)	Vakum bitışı (°C)
403	6:00	60	710	1:00	450	709



Şekil 3.7. Kristalizasyon ve glaze işlemlerinde kullanılan fırın.

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (Celtra Duo HT) disklere, pasta formundaki Celtra Universal Overglaze (DeguDent GmbH Hanau-Wolfgang, Germany) aynı araştırmacı tarafından fırça yardımıyla tek tabaka olacak şekilde uygulandı ve üretici talimatlarına uygun olacak şekilde Multimat Touch&Press (Dentsply GmbH) fırınında glaze işlemi gerçekleştirildi (Tablo 3.5.).

Tablo 3.5. Celtra Duo glazürleme protokolü.

Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Kurutma süresi (dk)	Sıcaklık artışı (°C/dk)	Final Sıcaklığı (°C)	Bekleme zamanı (dk)	Vakum başlangıç/bitiş (°C)	Uzun dönem soğutma
500 °C	3:30	60 °C	820 °C	1:00	-	750 °C

20 adet translusens zirkonya (Cercon HT) örneğe, pasta formundaki Dentsply Sirona Universal Overglaze (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany) aynı araştırmacı tarafından fırça yardımıyla tek tabaka olacak şekilde uygulandı ve üretici talimatlarına uygun olacak şekilde Multimat Touch&Press (Dentsply GmbH) fırınında glaze işlemi uygulandı (Tablo 3.6.).

Tablo 3.6. Cercon HT glazürleme protokolü.

Başlangıç Sıcaklığı (°C)	Kurutma süresi (dk)	Sıcaklık artışı (°C/dk)	Final Sıcaklığı (°C)	Bekleme zamanı (dk)	Vakum başlangıç/bitiş (°C)	Soğutma süresi (dk)
450 °C	3 dk	55 °C	820 °C	1:30	-	6:00

**Şekil 3.8.** Glaze uygulaması sırasında kullanılan fırın.

3.4. Polisaj İşleminin Uygulanması

3.4.1. Lityum Disilikat (Ips e.max CAD) Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması

Lityum disilikat (Ips e.max CAD) polisaj grubundaki disklerin polisaj işleminde Optrafine Polisaj seti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılmıştır (Şekil 3.9.).



Şekil 3.9. Optrafine polisaj seti.

Optrafine polisaj seti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 3 aşamalı bir porselen bitirme ve parlatma setidir. Bu aşamalar aşağıdaki gibidir:

1. Adım: Optrafine F (açık mavi) ile bitirme (alev, kadeh ve disk şeklinde)
2. Adım: Optrafine P (koyu mavi) ile polisaj (alev, kadeh ve disk şeklinde)
3. Adım: Optrafine HP naylon fırçalar ve polisaj pastası ile yüksek parlaklıklı cilalama

Bitirme ve polisaj aletleri sentetik kauçuk, elmas granülleri ve titanyum dioksitten yapılmıştır. Fırçalar naylon liflerden oluşur. Sapları paslanmaz çelikten yapılmıştır. Polisaj pastası gliserin, sodyum lauril sülfat ve propilen glikolden oluşan bir emülsiyon içerisinde 2–4 µm büyüklüğünde elmas tozu içerir [113].

Bitirme (F) ve polisaj (P) aletleri su spreyiyle (>50 ml/dk), ortalama 2 newtonluk basınçla ve maksimum 15.000 rpm hızda kullanılmalıdır. Naylon fırçalar ve polisaj pastasının kullanımında önerilen hız ise ortalama 5.000–7.000 rpm arası olup, maksimum 10.000 rpm'dir. Naylon fırçalar yalnızca tek kullanım için tasarlanmıştır ve sadece ilk kullanımlarından önce sterilizasyona tabi tutulabilir [113].

Çalışmamızda üretici talimatlarına uygun olarak, örneklerin aşındırma yapılmış yüzeylerine laboratuvar piyasemeniyle (Kavo Ewl 4990; KaVo Dental GmbH, Germany) su soğutması altında ve 12.000 rpm hızda, sırasıyla Optrafine açık mavi bitirme lastikleri ve ardından koyu mavi cilalama lastikleri 60'şar saniye uygulandı. Takiben, naylon fırçalar aracılığıyla polisaj pastası, 7.000 rpm hızda, 60'ar sn süreyle uygulandı ve örnek yüzeyleri hava-su spreyi kullanılarak polisaj artıklarından temizlendi.

3.4.2. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (Celtra Duo) Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityumsilikat (Celtra Duo) polisaj grubundaki örneklerle Startec polisaj seti (Edenta AG, Hauptstrasse, Switzerland) kullanılarak polisaj işlemi uygulanmıştır (Şekil 3.10.).



Şekil 3.10. Startec polisaj seti.

Startec polisaj seti (Edenta AG, Hauptstrasse, Switzerland) zirkonyum dioksit, lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS), hibrit seramik ve yaygın olarak kullanılan veneer porselenlerinin parlatılması için kullanılabilir. Startec Polisaj Seti iki aşamalı bir elmas parlatma sistemidir.

1. Adım: Mor renkli orta grit lastikle polisaj
2. Adım: Sarı renkli ultra ince grit lastikle polisaj

Çalışmamızda örneklerin aşındırma yapılmış yüzeylerine, laboratuvar piyasemeniyle (Kavo Ewl 4990; KaVo Dental GmbH, Germany) su soğutması altında ve 10.000 rpm hızda mor renkli orta grit tekerlek lastik ve 7000 rpm hızda sarı renkli ultra ince grit tekerlek lastik 60 sn süreyle uygulanmıştır. Polisaj artıkları hava-su spreyiyle temizlenmiştir.

3.4.3. Translusens Zirkonya (Cercon HT) Örneklerle Polisaj İşleminin Uygulanması

Translusens zirkonya (Cercon HT) polisaj grubundaki örneklerin polisaj işleminde EVE Diacera Polisaj seti (EVA Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Germany) kullanılmıştır.



Şekil 3.11. EVE diacera polisaj seti.

EVE Diacera polisaj seti (EVA Ernst Vetter GmbH) zirkonyum oksit seramiklerin yüzey bitirme ve polisaj işlemleri için özel olarak üretilmiş bir elmas parlatma setidir.

1. aşama = Yeşil renkli orta grit düzleştirme / ön parlatma lastikleri

2. aşama = Turuncu renkli ince grit yüksek parlatma lastikleri

Çalışmamızda örneklerin aşındırma yapılmış yüzeylerine, laboratuvar piyasemeniyle (Kavo Ewl 4990; KaVo Dental GmbH, Germany) su soğutması altında ve üretici talimatlarına uygun olacak şekilde 12.000 rpm hızda, sırasıyla yeşil ve turuncu tekerlek lastikler 60 sn süreyle uygulanmıştır.

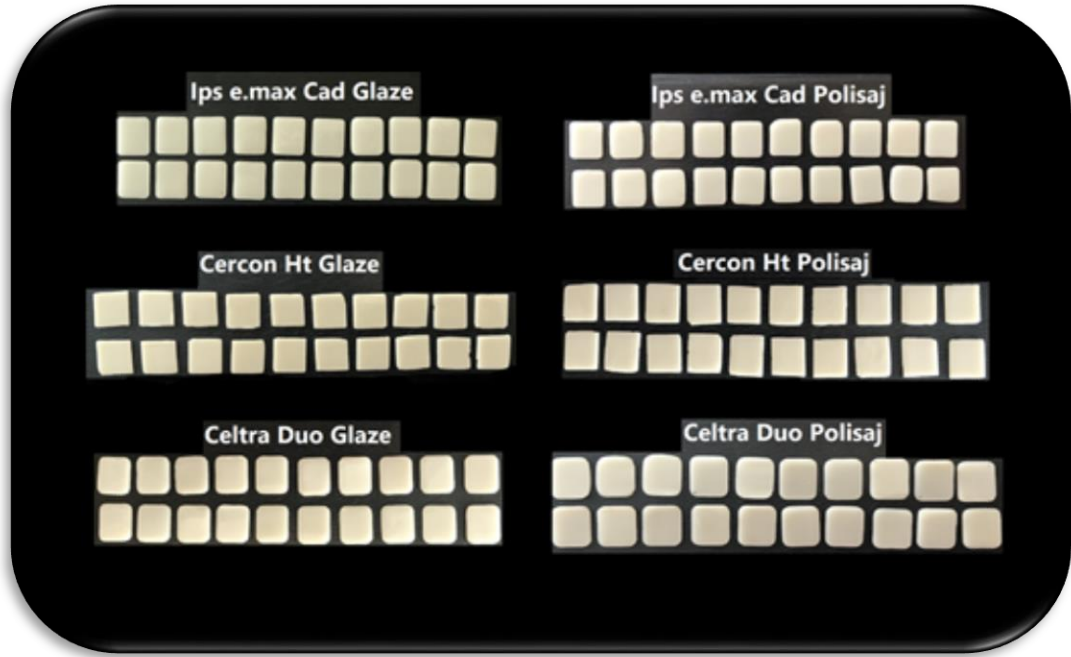
Yüzey işlemleri tamamlanan tüm örneklerin kalınlığı kontrol edilmiştir (Şekil 3.12.).



Şekil 3.12. Örneklerin boyutunun dijital kumpasla ölçülmesi.

3.5. Örneklerin Temizlenmesi

Glaze ve polisaj işlemleri tamamlanan örnekler ultrasonik temizleyicide (Biosonic JR, Whaledent Int. NY, USA) on dakika süreyle deiyonize su kullanılarak temizlenmiştir.



Şekil 3.13. Yüzeysel işlemi tamamlanmış örnekler.

3.6. Yüzeysel Pürüzlülük Değerlerinin Ölçümü

Örneklerin yüzeysel pürüzlülükleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarında bulunan kontakt tipi profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr GmbH, Almanya) kullanılarak ölçülmüştür (Şekil 3.14.). Alette 100 µm'lik ölçüm menziline sahip NHT-6 tarayıcı iğne kullanılmıştır. Bu iğne EN ISO 3274 standardına uygun olarak 2 µm kalınlığa ve 60° transvers açıya sahiptir.

Çalışmamızda ölçüm uzunluğu 5,6 mm, örnekleme uzunluğu (n) 5, cut off aralığı 0,8 mm olarak ayarlandı. Her grup ölçümünden önce cihazın kalibrasyonu yapıldı. Yüzeysel işlemi tamamlanan örneklerden termal siklus öncesi ve sonrası,

örneklerin merkezinde olacak şekilde 3 paralel ölçüm yapıldı ve elde edilen Ra ve Rz verilerinin ortalamaları alınarak her örnek için ortalama Ra ve ortalama Rz değerleri hesaplandı.



Şekil 3.14. Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde kullanılan Perthometer M2 profilometre cihazı.

3.7. Renk ve Translusensi Ölçümlerinin Yapılması

Renk ölçümü için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarı'nda bulunan Minolta CR-321 (Minolta, Tokyo, Japan) renk ölçüm cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.15.).

Konica Minolta CR-321, çok çeşitli endüstriyel alanlarda mevcut rengi ve renk farkını ölçmek için kullanılan kompakt, hafif, taşınabilir bir tristimulus kolorimetredir. Parlak yüzeylerin küçük alanlarını ölçmek için ideal 45° lik çevresel aydınlatmaya, 0° lik görüntüleme geometrisi ile birlikte 3 mm çapında ölçüm alanına sahiptir. Titreşimli ksenon ark lambasından gelen ışık, numune yüzeyindeki 3 mm çapında ölçüm alanı üzerinde diffüz ve dengeli aydınlatma sağlamak için ölçüm ekseninin etrafındaki bir daireye yerleştirilmiş 30 optik fiber tarafından

yansıtılır. Yalnızca numune yüzeyinden dik olarak yansıyan ışık renk analizi için bir optik fiber kablo ile toplanır. Elde edilen veriler, çeşitli renk sistemlerinde görüntülenebilir ve yazdırılabilir [114].



Şekil 3.15. Örneklerin renk ve translusensi ölçümlerinde kullanılan renk ölçüm cihazı, Konica Minolta CR-321 (Minolta, Tokyo, Japan).

Çalışmamızda her farklı grup ölçümünde ve aynı grupların farklı zemin renkleri üzerindeki ölçümleri öncesinde kolorimetre cihazının kalibrasyonu kalibrasyon plağı (L: 93,05 a: -4.85 b: +6.95) kullanılarak yapılmıştır. Bütün renk ölçümleri, gün ışığını taklit eden flüoresan lamba ile aydınlatılmış renk ölçüm kutusunda gerçekleştirilmiştir.

Ölçümler her örnek için siyah, beyaz ve gri zemin olmak üzere 3 farklı zemin üzerinde yapılmıştır. Her numunenin merkezine denk gelecek şekilde, 3 kez renk ölçümü gerçekleştirilmiş ve elde edilen verilerin ortalaması alınmıştır.

Uygulanan prosedür yaşlandırma sonrası renk ölçümü aşamasında da tekrarlanmış ve renk farkı, gri zemin üzerinde yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen L^* a^* b^* verileri üzerinden CIEDE2000 renk farkı formülüyle hesaplanmıştır.

$$\Delta E_{00}(L_1^*, a_1^*, b_1^*, L_2^*, a_2^*, b_2^*) = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)}.$$

Translusensi parametresi ise, termal siklus öncesi ve sonrası siyah ve beyaz zeminler üzerinde ölçülmüş L^* a^* b^* verileri ile aşağıdaki formülle hesaplanmıştır.

$$TP = [(L_B^* - L_S^*)^2 + (a_B^* - a_S^*)^2 + (b_B^* - b_S^*)^2]^{1/2}$$

3.8. Termal Siklus İşleminin Yapılması

Termal siklus işlemi Ankara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazı (Sd Mechatronic Thermocycler Seelback, Almanya) kullanılarak yapılmıştır.

Sd Mechatronic termal siklus cihazı yapay yaşlanmayı döngüsel sıcaklık değişimleri yoluyla simüle eder. Maruz kalma süresi, sıcaklık ve döngü sayısı gibi tüm ilgili parametreler cihaz üzerinde kolayca ayarlanabilir. Açık bir numune sepeti dönüşümlü olarak sıcak ve soğuk sıvı banyosuna daldırılır. Sıcak banyo sıcaklığı: 25°C ila 100°C, soğuk banyo sıcaklığı: -5 °C 35 °C arasında ayarlanabilir. Banyo başına bir numune sepetinin maruz kalma süresi 0 ila 999 saniye arasında ayarlanabilir.

Çalışmamızda renklendirici solüsyon olarak Nescafe Klasik (Nestlé S.A. Vevey, Switzerland) tam çözünebilir kahve kullanılmıştır. Üretici talimatlarına göre, 1gr/100ml oranına uygun olacak şekilde hazırlanan kahve solüsyonu termal siklus cihazının soğuk ve sıcak banyo tanklarına doldurulmuştur. Numune sepetine yerleştirilen örnekler termal siklus cihazında her sıvı banyosunda 10 sn bekletme ve banyolar arasında 5 sn ara olacak şekilde, 5-55°C' lik sıvı banyoları içerisinde 10.000 kez termal sıklusa tabi tutulmuştur (Şekil 3.16.).



Şekil 3.16. Sd Mechatronic termal siklus cihazı.

3.9. İstatistiksel Analiz

Çalışma sonucunda elde edilen verilerin analizi IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corporation, Armonk, NY, ABD) programında yapıldı.

Tüm sürekli sayısal değişkenlerin normalliği Shapiro-Wilk testiyle araştırıldı. Renk farkı verileri normal dağılım göstermediği için parametrik olmayan Kruskal Wallis testi ile değerlendirme yapıldı. Kruskal Wallis test sonucuna göre gruplar arasında farklılığın bulunduğu durumda farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Dunnet çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

Translusensi Parametresi verilerinin analizinde tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanıldı. Termal siklus öncesi ve sonrası farklılık gösteren grupların tespiti için Duncan çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Termal siklus öncesi ve sonrası TP değişiminin değerlendirilmesinde ise bağımlı örneklerde T-testi kullanıldı.

Aşındırma sonrası pürüzlülük verilerinin değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Termal siklus öncesi ve sonrası pürüzlülük verilerinin değerlendirilmesinde tekrarlı ölçümlerde varyans analizi kullanıldı. Grupların farklılık gösterdiği durumlarda Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulandı.

Aksi belirtilmedikçe $p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğün Değerlendirilmesi

4.1.1. Aşındırma Sonrası Yüzey Pürüzlülüğü Bulgularının Değerlendirilmesi

Çalışmada kullanılan CAD-CAM tam seramik materyallerin aşındırma sonrasında elde Ra ve Rz verilerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1.'de gösterilmiştir. Aşındırma sonrası ölçülen Ra ve Rz değerleri ANOVA tek yönlü varyans analiziyle değerlendirilmiş ve materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu belirlenmiştir ($p < 0,05$) (Tablo 4.2.). Çoklu karşılaştırmalar ise Duncan testi ile değerlendirilmiştir.

Tablo 4.1. Aşındırma sonrası materyallerin Ra ve Rz değerlerinin tanıtıcı istatistikleri.

		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Min.	Max.
						Alt Sınır	Üst Sınır		
Ra	ZLS	40	2,59	0,29	0,045	2,50	2,68	2,09	3,39
	TrZ	40	1,08	0,17	0,018	1,04	1,12	0,84	1,40
	LDS	40	2,00	0,30	0,048	1,91	2,10	1,58	2,63
		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	%95 Güven Aralığı		Min.	Max.
						Alt Sınır	Üst Sınır		
Rz	ZLS	40	16,11	1,48	0,235	15,64	16,59	13,13	19,97
	TrZ	40	7,26	0,84	0,133	6,99	7,53	5,41	9,85
	LDS	40	12,30	1,96	0,310	11,67	12,93	9,43	16,4

Tablo 4.2. Tek yönlü varyans analizi sonuçları.

		Kareler Toplamı	df	Kareler ortalaması	F	p değeri
Ra	Between Groups	46,494	2	23,247	375,929	0,000*
	Within Groups	7,235	117	0,062		
	Total	53,729	119			
Rz	Between Groups	1575,808	2	787,904	349,947	0,000*
	Within Groups	263,425	117	2,251		
	Total	1839,233	119			

Duncan çoklu karşılaştırma testi sonucuna göre her üç materyalde aşındırma işlemi sonrası hem Ra hem de Rz değerleri açısından birbirlerinden istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür ($p < 0.05$). (Tablo 4.3.a. ve Tablo 4.3.b.)

Aşındırma işlemi sonrasında, en yüksek Ra değeri ZLS (Celtra Duo) materyal grubunda görülürken ($2,59 \pm 0,29$), en düşük Ra değeri ise translusens zirkonya (Cercon HT) materyal grubunda meydana gelmiştir ($1,08 \pm 0,17$). Benzer şekilde en yüksek Rz değeri ZLS (Celtra Duo) materyal grubunda ($16,11 \pm 1,48$), en düşük Rz değeri ise translusens zirkonya (Cercon HT) materyal grubunda görülmüştür ($7,26 \pm 0,84$).

Tablo 4.3. a) Aşındırma sonrası grupların Ra değerlerinin Duncan testi sonuçları
b) Aşındırma sonrası grupların Rz değerlerinin Duncan testi sonuçları

Ra					Rz					
		1	2	3		1	2	3		
a)	TrZ	40	1,0807			TrZ	7,2618			
	LDS	40		2,0033		LDS		12,2985		
	ZLS	40			2,5933	ZLS			16,1100	
	p değeri		1,000	1,000	1,000	b)	p değeri	1,000	1,000	1,000

4.1.2. Yüzey Bitirme İşlemi Sonrası Pürüzlülük Verilerinin Değerlendirilmesi

Yüzey işlemleri tamamlanmış örneklerin termal siklus öncesi ve sonrası Ra ve Rz değerleri Tablo 4.4. ve Tablo 4.5.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Grupların termal siklus öncesi ve sonrası Ra değerlerinin ortalama ve standart sapmaları

		N	Glaze	Polisaj
			Ortalama (Standart Sapma)	Ortalama (Standart Sapma)
TERMAL SIKLUS ÖNCESİ Ra	ZLS	20	0,30(0,20)	0,42 (0,16)
	TrZ	20	0,52 (0,24)	0,36 (0,15)
	LDS	20	0,40(0,20)	0,52 (0,13)
TERMAL SIKLUS SONRASI Ra	ZLS	20	0,36 (0,26)	0,42 (0,16)
	TrZ	20	0,59(0,37)	0,36(0,12)
	LDS	20	0,55(0,22)	0,57(0,16)

Tablo 4.5. Termal siklus öncesi ve sonrası grupların Rz değerleri.

		N	Glaze	Polisaj
			Ort. (Std.Sapma)	Ort. (Std. Sapma)
TERMAL SIKLUS ÖNCESİ Rz	ZLS	20	1,32(0,72)	3,71(1,35)
	TrZ	20	2,52(1,16)	2,54(1,46)
	LDS	20	1,60(0,72)	3,21(1,00)
TERMAL SIKLUS SONRASI Rz	ZLS	20	1,43(1,10)	3,83(1,64)
	TrZ	20	2,50(1,63)	2,65(1,17)
	LDS	20	2,25(1,00)	3,74(1,26)

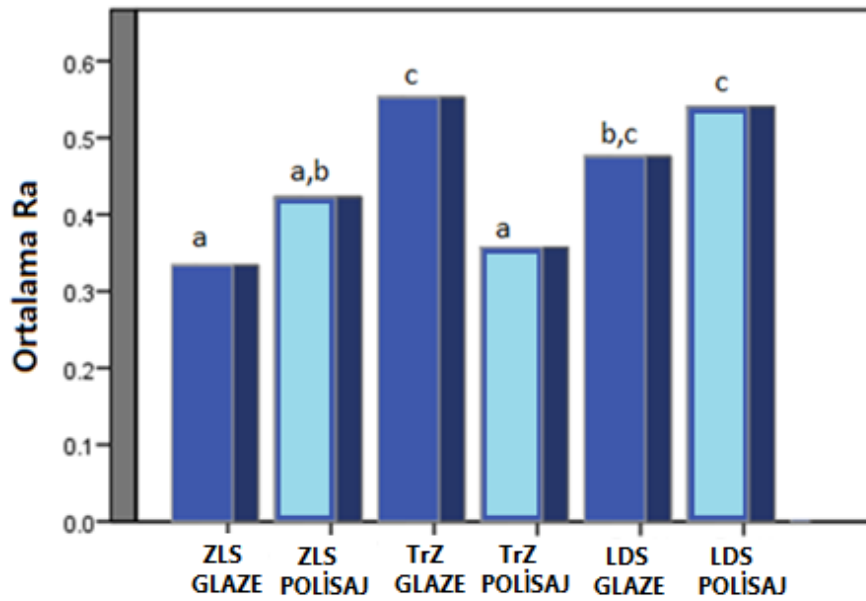
Yüzey işlemleri tamamlanan örneklerin termal siklus öncesi ve sonrası pürüzlülük verilerinin değerlendirilmesi için tekrarlı ölçümlerde varyans analizinden yararlanılmıştır.

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, Ra açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0.05$ $F=7,101$). Termal siklusla yaşlandırmaya bağlı olarak grupların Ra değerleri arasındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.025$). Glaze uygulanan tüm gruplarda ve LDS-P grubunda termalsiklus uygulamasıyla birlikte benzer şekilde, artış yönünde bir değişim görülmüştür. TrZ-P ve ZLS-P grubunda ise termal siklus uygulamasıyla birlikte Ra değerlerinde bir değişim gözlenmemiştir. Grup ve zaman değişkeni birlikte değerlendirildiğinde, grup*zaman etkileşimi anlamsız bulunmuştur ($p=0.509$). Etkileşim anlamsız bulunduğu için sonuçlar termal siklus öncesi ve sonrası değerlerin ortalamaları üzerinden termal siklus öncesi ve sonrası durum için genellenerek yorumlanmıştır.

Termal siklus öncesi ve sonrasında, Ra açısından altı grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p < 0.05$). Farkın hangi gruplar arasında olduğunun tespiti için çoklu karşılaştırmalar Duncan testiyle yapılmıştır (Tablo 4.6. ve Grafik 4.1.).

Tablo 4.6. Duncan testi sonuçları.

Grup	Ra			
	N	1	2	3
ZLS-G	20	0,3328		
TrZ-P	20	0,3568		
ZLS-P	20	0,4217	0,4217	
LDS-G	20		0,4749	0,4749
LDS-P	20			0,5399
TrZ-G	20			0,5519
p değeri		0,087	0,277	0,139

**Grafik 4.1.** Gruplara göre ortalama Ra değerleri.

Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p < 0.05$)

İstatistiksel analiz sonucuna göre, termal siklus öncesi ve sonrası Ra parametresi açısından;

- Materyaller sabit tutulduğunda; ZLS (Celtra Duo) glaze ve ZLS (Celtra Duo) polisaj grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). LDS (Ips e.max Cad) glaze ve LDS (Ips e.max Cad) polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). TrZ (Cercon HT) glaze ve TrZ

(Cercon HT) polisaj grupları arasındaysa istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$).

- Glaze yüzey işlemi olarak sabit tutulduğunda, ZLS (Celtra Duo) glaze grubu, TrZ (Cercon HT) glaze ve LDS (Ips e.max Cad) glaze grubundan istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiş ($p<0.05$), TrZ (Cercon HT) glaze ve LDS (Ips e.max Cad) glaze grupları arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

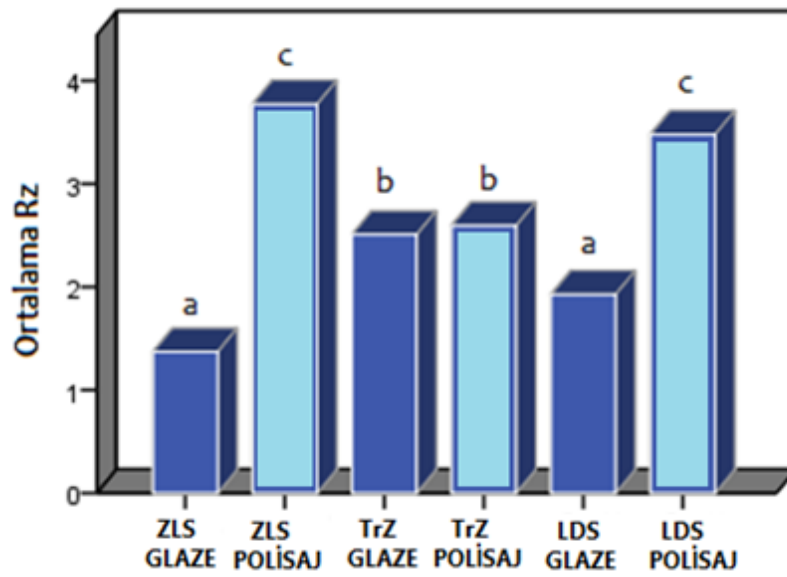
- Polisaj yüzey işlemi olarak sabit tutulduğunda, LDS (Ips e.max Cad) polisaj grubu, TrZ (Cercon HT) polisaj ve ZLS (Celtra Duo) polisaj grubundan istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermiş ($p<0.05$), TrZ (Cercon HT) polisaj ve ZLS (Celtra Duo) polisaj grupları arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, Rz açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0.05$ $F=20.824$). Rz değerleri açısından termal siklus öncesi ve sonrası alınan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim bulunmamıştır ($p=0.103$). Grup ve zaman değişkeni birlikte değerlendirildiğinde, grup*zaman etkileşimi anlamsız bulunmuştur ($p=0.753$). Etkileşim anlamsız bulunduğu için sonuçlar termal siklus öncesi ve sonrası değerlerin ortalamaları üzerinden termal siklus öncesi ve sonrası durum için genellenerek yorumlanmıştır.

Termal siklus öncesi ve sonrasında, Rz açısından altı grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). Farkın hangi gruplar arasında olduğunun tespiti için çoklu karşılaştırmalar Duncan testiyle yapılmıştır (Tablo 4.7. ve Grafik 4.2.).

Tablo 4.7. Duncan testi sonuçları.

Grup	Rz			
	N	1	2	3
ZLS-G	20	1,3701		
LDS-G	20	1,9264		
TrZ-G	20		2,5080	
TrZ-P	20		2,5946	
LDS-P	20			3,4775
ZLS-P	20			3,7718
p değeri		0,050	0,759	0,298

**Grafik 4.2.** Grupların Rz ortalamaları.

Aynı harfleri taşıyan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizdir ($p < 0.05$).

İstatistiksel analiz sonucuna göre, termal siklus öncesi ve sonrası Rz parametresi açısından;

- Materyaller sabit tutulduğunda ZLS (Celtra Duo) glaze ve ZLS (Celtra Duo) polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0.05$). LDS (Ips e.max Cad) glaze ve LDS (Ips e.max Cad) polisaj grupları arasında Rz açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p < 0.05$).

TrZ (Cercon HT) glaze ve TrZ (Cercon HT) polisaj grupları arasındaysa istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

- Glaze yüzey işlemi olarak sabit tutulduğunda, ZLS (Celtra Duo) glaze ve TrZ (Cercon HT) glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). LDS (Ips e.max Cad) glaze ve TrZ (Cercon HT) glaze grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). ZLS (Celtra Duo) glaze ve LDS (Ips e.max Cad) glaze grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

- Polisaj yüzey işlemi olarak sabit tutulduğunda, ZLS (Celtra Duo) polisaj ve TrZ (Cercon HT) polisaj grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). LDS (Ips e.max Cad) polisaj ve TrZ (Cercon HT) polisaj grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). ZLS (Celtra Duo) polisaj ve LDS (Ips e.max Cad) polisaj grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$).

4.2. Renk Değişimi Verilerinin Değerlendirilmesi

Gruplara ait renk değişim verilerinin ortalama, standart sapma, ortanca, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.8.'de verilmiştir.

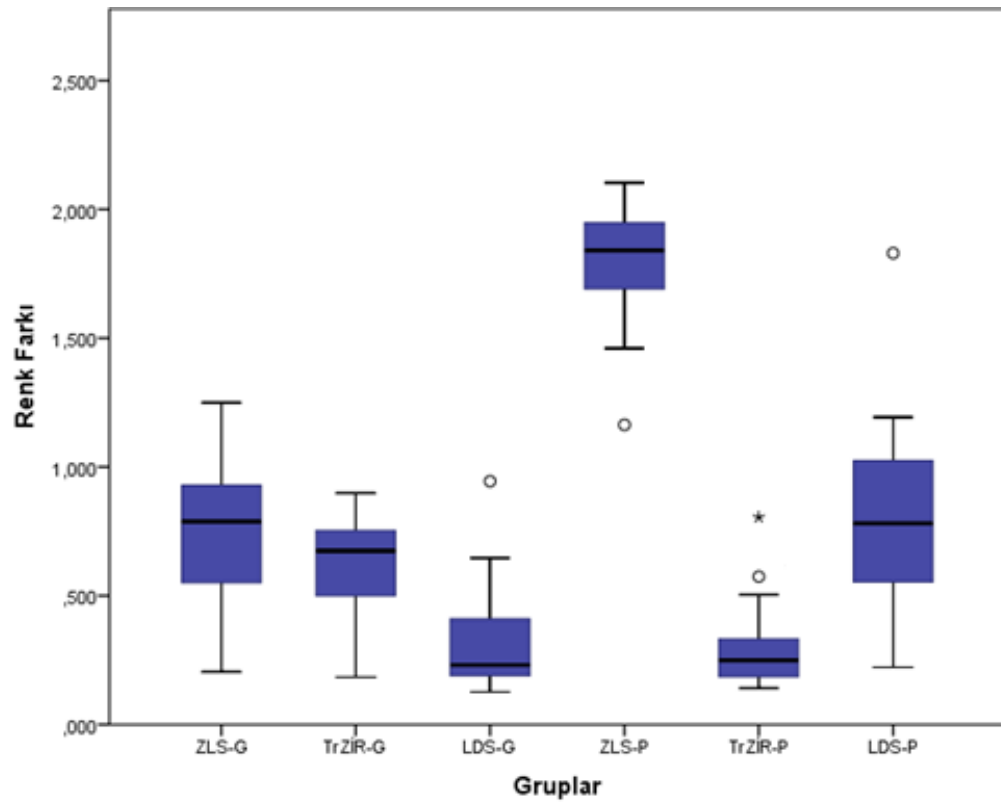
Tablo 4.8. Renk farkı verilerinin materyallere ve yüzey işlemlerine göre tanıtıcı istatistikleri.

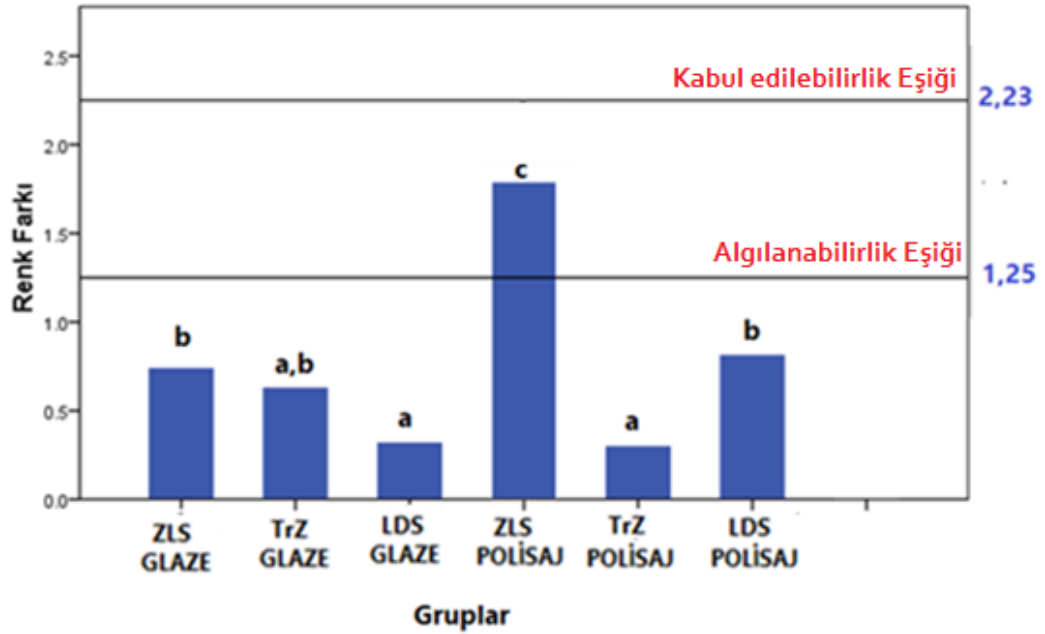
			N	Ortalama	Standart Sapma	Ortanca	Min.	Max.
ΔE	TrZ	GLAZE	20	0,63	0,20	0,67	0,18	0,90
		POLİSAJ	20	0,30	0,16	0,25	0,14	0,80
	LDS	GLAZE	20	0,32	0,21	0,23	0,13	0,94
		POLİSAJ	20	0,82	0,37	0,78	0,22	1,83
	ZLS	GLAZE	20	0,74	0,26	0,79	0,21	1,25
		POLİSAJ	20	1,79	0,23	1,84	1,16	2,10

Tablo 4.9. Renk değişim verilerinin değerlendirilmesi.

	ZLS	TrZ	LDS	p değeri
Glaze	0,79 (0,20-1,25) ^{A,a}	0,67 (0,18-0,90) ^{AB,a}	0,23 (0,13-0,94) ^{B,a}	<0,001
Polisaj	1,84 (1,16-2,10) ^{A,b}	0,25 (0,14-0,80) ^{B,a}	0,78 (0,22-1,83) ^{C,b}	<0,001
p değeri	0,002	0,061	0,001	

Veriler ortanca (min. değer-max. değer) olarak verilmiştir. Farklı küçük harfler aynı sütundaki, farklı büyük harfler ise aynı satırdaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir. ($p < 0.05$) istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

**Grafik 4.3.** Renk farkı değerlerinin box-plot grafiği



Grafik 4.4. Grupların renk farkı verilerinin grafiksel gösterimi.

Aynı harfi taşıyan gruplar arasındaki farkı istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>0.05$)

Glaze işlemi sabit tutularak, materyaller arasında karşılaştırılma yapıldığında;

TrZ (Cercon Ht) ile LDS (Ips e.max CAD) arasında ($p=0.069$) ve TrZ (Cercon HT) ile ZLS (Celtra Duo) materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). LDS (Ips e.max Cad) ve ZLS (Celtra Duo) materyalleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0.003$).

Polisaj işlemi sabit tutularak, materyaller arasında karşılaştırma yapıldığında;

LDS (Ips e.max CAD) grubu ile ZLS (Celtra Duo) polisaj grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0.008$). TrZ (Cercon HT) polisaj grubu ile LDS (Ips e.max CAD) polisaj grubu arasında istatistiksel olarak

anlamli farklilik bulunmuştur ($p=0.001$). TrZ ve ZLS (Celtra Duo) polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamli farklilik bulunmuştur ($p<0.001$).

Materyaller sabit tutularak, yüzey işlemleri arasında karşılaştırılma yapıldığında;

TrZ (Cercon Ht) materyal grubunda, glaze ve polisaj yüzey bitirme işlemi uygulanan gruplar arasındaki ΔE değerleri arasında istatistik olarak anlamli bir fark bulunmamakla birlikte ($p=0.61$), glaze uygulanan gruptaki renk değişimi polisaj uygulanan gruba göre daha yüksek bulunmuştur.

LDS (Ips e.max Cad) materyal grubunda ise iki farklı yüzey işleminin uygulandığı grupların ΔE değerleri arasında istatistik olarak anlamli bir fark tespit edilmiştir ($p=0.001$). LDS (Ips e.max Cad) polisaj grubundaki renk değişimi daha yüksek bulunmuştur.

ZLS (Celtra Duo) materyal grubunda polisaj ve glaze uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamli bir fark tespit edilmiştir ($p=0,002$). ZLS (Celtra Duo) polisaj grubundaki ΔE değeri istatistiksel olarak anlamli olacak düzeyde yüksek bulunmuştur.

Tüm gruplardaki renk değişimi, klinik olarak kabul edilebilir renk değişikliği eşliğinin ($\Delta E_{00}=2.23$) altında gerçekleşmiştir. Sadece ZLS (Celtra Duo) polisaj grubunda klinik olarak algılanabilir renk değişikliği eşliği olan $\Delta E_{00}=1.25$ değerinin üzerinde renk değişimi gözlenmiştir.

4.3. Translusensi Verilerinin Değerlendirilmesi

Grupların termal siklus öncesi ve sonrası TP değerlerinin tanıtıcı istatistikleri Tablo 4.10.'da gösterilmiştir.

Tablo 4.10. Grupların TP değeri açısından tanıtıcı istatistikleri

	GRUP	Ortalama	Standart sapma	N
Termal siklus Öncesi	ZLS-G	12,07	1,17	20
	TrZ-G	7,40	0,40	20
	LDS-G	13,94	0,36	20
	ZLS-P	12,82	0,89	20
	TrZ-P	6,71	0,51	20
	LDS-P	12,92	1,32	20
	Total	10,98	2,97	120
Termal siklus Sonrası	ZLS-G	10,87	1,57	20
	TrZ-G	6,99	0,73	20
	LDS-G	11,73	0,62	20
	ZLS-P	11,82	1,00	20
	TrZ-P	5,87	0,22	20
	LDS-P	12,81	0,62	20
	Total	9,56	2,81	120

Tekrarlı ölçümlerde varyans analizi sonucunda TP değerlerinin materyal tipinden ve termal siklus uygulamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilendiği tespit edildi ($p < 0,05$). Termal siklusla yaşlandırmaya bağlı olarak grupların TP değerlerinin zaman içindeki değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Grup-zaman etkileşimi anlamlı olduğu için termal siklus öncesi ve sonrası için alt grup analizleri yapıldı.

Termal siklus öncesi ve sonrası grupların TP ortalamaları tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile incelendi (Tablo 4.11.).

Tablo 4.11. Tek yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçları

		Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F değeri	P değeri
Termal siklus Öncesi	Between Groups	962,437	5	192,487	260,907	0,000
	Within Groups	84,105	114	0,738		
	Total	1046,542	119			
Termal siklus Sonrası	Between Groups	820,711	5	164,142	204,933	0,000
	Within Groups	91,309	114	0,801		
	Total	912,020	119			

Hem termal siklus öncesinde hem de sonrasında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p < 0,05$). Farklılığın hangi gruplar

arasında olduğunu tespit etmek amacıyla termal siklus öncesi ve sonrası Duncan çoklu karşılaştırma testi yapıldı (Tablo 4.12. ve Tablo 4.13.).

Tablo 4. 12. Termal siklus öncesi grupların TP değerlerinin Duncan testi sonuçları (p<0.05)

Termal siklus öncesi Translusensi Parametresi						
	N	1	2	3	4	5
TrZ-P	20	6,7113				
TrZ-G	20		7,4029			
ZLS-G	20			12,0690		
ZLS-P	20				12,8178	
LDS-P	20				12,9174	
LDS-G	20					13,9443
p değeri		1,000	1,000	1,000	0,715	1,000

Tablo 4. 13. Termal siklus sonrası grupların TP değerlerinin Duncan testi sonuçları (p<0.05)

Termal siklus sonrası Translusensi Parametresi						
	N	1	2	3	4	5
TrZ-P	20	5,8737				
TrZ-G	20		6,9869			
ZLS-G	20			10,8645		
LDS-G	20				11,7280	
ZLS-P	20				11,8210	
LDS-P	20					12,8075
p değeri		1,000	1,000	1,000	0,743	1,000

Tablo 4.14. Yüzey işleme ve termal siklus uygulamasına göre materyallerin TP değerlerinin karşılaştırılması.

	Materyal	N	Glaze	Polisaj
Termal siklus öncesi	ZLS	20	12,07 (1,17) ^{A,a}	12,82(0,89) ^{A,b}
	TrZ	20	7,40(0,40) ^{B,a}	6,71(0,51) ^{B,b}
	LDS	20	13,94(0,36) ^{C,a}	12,92(1,32) ^{A,b}
Termal siklus sonrası	ZLS	20	10,87 (1,57) ^{A,a}	11,82(1,00) ^{A,b}
	TrZ	20	6,99 (0,73) ^{B,a}	5,87(0,22) ^{B,b}
	LDS	20	11,73(0,62) ^{C,a}	12,81(0,62) ^{C,b}

Farklı küçük harfler aynı satırdaki, farklı büyük harfler ise aynı sütundaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir. (p<0.05)

4.3.1. Termal Siklus Öncesi TP Verilerinin Değerlendirilmesi

Termal siklus uygulaması öncesinde glaze yüzey işlemi olarak sabit tutulduğunda her üç materyalin birbirleriyle arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Polisaj yüzey işlemi sabit tutulduğunda ise, ZLS (Celtra Duo) ve LDS (Ips e.max CAD) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmayıp, TrZ grubu diğer iki materyal grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük translusensi değeri göstermiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.12. ve Tablo 4.14.).

Termal siklus uygulaması öncesinde materyaller sabit tutulduğunda ise, ZLS (Celtra Duo) glaze ve polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). Translusens zirkonya (Cercon Ht) glaze ve polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). LDS (Ips e.max Cad) glaze ve polisaj grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.12. ve Tablo 4.14.).

4.3.2. Termal Siklus Sonrası TP Verilerinin Değerlendirilmesi

Termal siklus sonrasında, glaze yüzey işlemi olarak sabit tutulduğunda her üç materyal arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Benzer şekilde polisaj yüzey işlemi sabit tutulduğunda da, ZLS (Celtra Duo) ve LDS (Ips e.max CAD) ve TrZ gruplarının birbirleriyle aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Yüzey işlemi fark etmeksizin translusens zirkonya (Cercon HT) grubu diğer iki materyal grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük translusensi değeri göstermiştir ($p<0.05$) (Tablo 4.13. ve Tablo 4.14.)

Termal siklus uygulaması sonrasında da; ZLS (Celtra Duo) materyalinde glaze ve polisaj işlemlerinin uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). Translusens zirkonya (Cercon Ht) materyalinde glaze ve polisaj işlemlerinin uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). LDS (Ips e.max Cad) materyalinde

glaze ve polisaj işlemlerinin uygulandığı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.13. ve Tablo 4.14.).

4.3.3. Termal Siklus Öncesi ve Sonrası Grupların TP Değişimlerinin Değerlendirilmesi

Termal siklus sonrası grupların TP değerlerindeki değişimler bağımlı gruplarda T-testiyle değerlendirildi (Tablo 4.15. ve Grafik 4.5.).

Tablo 4.15. Grupların termal siklus öncesi-sonrası TP değişiminin bağımlı gruplarda T-testi analizi sonucu.

Paired Samples Test							
	MATERYAL	Paired Differences			t	df	Sig. (2-tailed)
		Ortalama	Standart sapma	Std. hata Ortalama			
GLAZE	ZLS	1,20446	1,23762	,27674	4,351	19	0,000*
	TrZ	0,41594	,86117	,19256	2,160	19	0,044*
	LDS	2,21634	,81228	,18163	12,202	19	0,000*
POLİSAJ	ZLS	0,99684	1,64118	,36698	2,716	19	0,014*
	TrZ	0,83764	,56156	,12557	6,671	19	0,000*
	LDS	0,10991	,83463	,18663	0,589	19	0,563

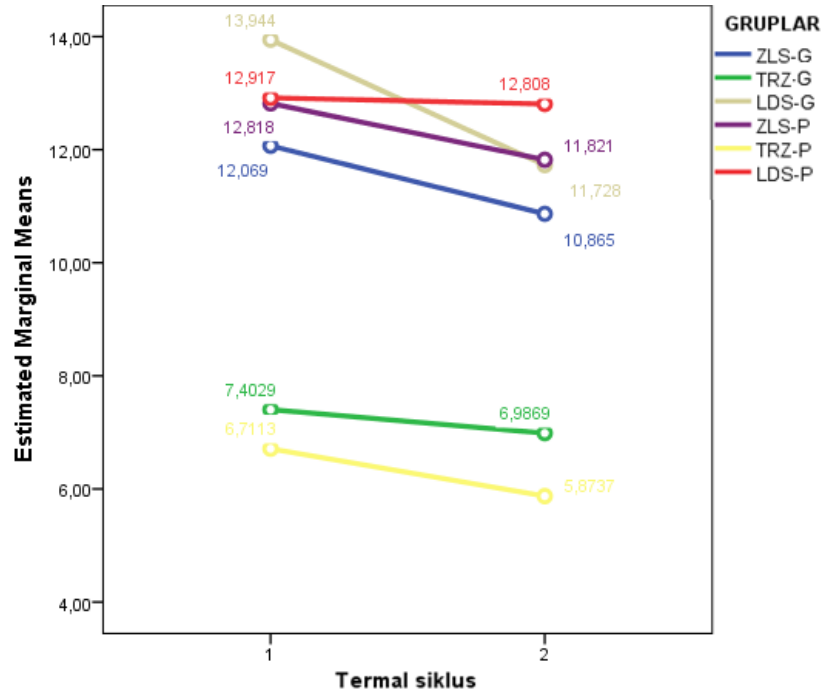
ZLS-G grubunun translusensi değerinde termal siklus sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlenmiştir ($p<0.05$). ZLS-P grubunda da termal siklusla birlikte azalma yönünde istatistiksel olarak anlamlı bir translusensi değişimi görülmüştür ($p=0.014$).

LDS-G grubunun translusensi değerinde termal siklus sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülürken ($p<0.05$), LDS-P grubundaki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.563$).

TrZ-G grubunun translusensi değerinde termal siklus sonrası azalma yönünde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmüştür ($p=0.044$). TrZ-P grubunda da termal siklus sonrası anlamlı bir düşüş gözlenmiştir ($p<0.05$).

Sadece LDS-G grubunda klinik olarak algılanabilir eşik olan %50-50 $\Delta TP_{00}=1.33$ değerinin üzerinde translusensi değişimi gözlenmiştir. Diğer tüm

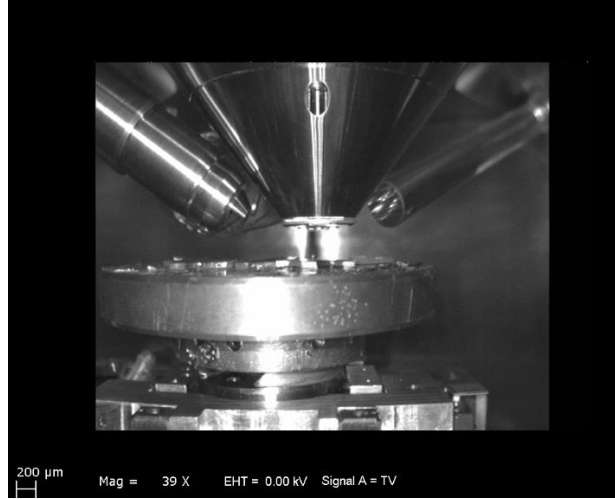
gruplardaki translusensi (TP) değişimi, algılanabilir eşik olan %50-50 $\Delta TP_{00}=1.33$ değerinin altında translusensi değişimi gözlenmiştir. Tüm gruplardaki translusensi değişimi klinik olarak kabul edilebilirlik eőiđinin (%50-50 $\Delta TP_{00}=4.43$) altında geręekleşmiştir. Tüm gruplardaki değişim TP değerinin azalması yönünde olmuştur.



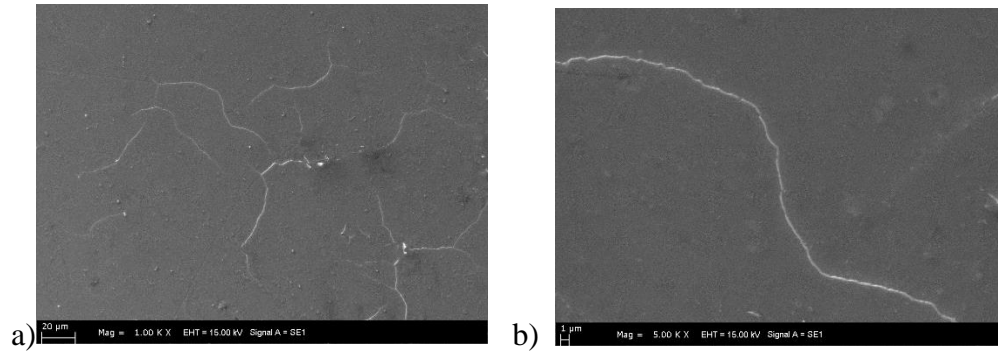
Grafik 4.5. TP değerlerinin termal siklus öncesi-sonrası değişimi gösteren etkileşim grafiği.

4.4. SEM Analizi

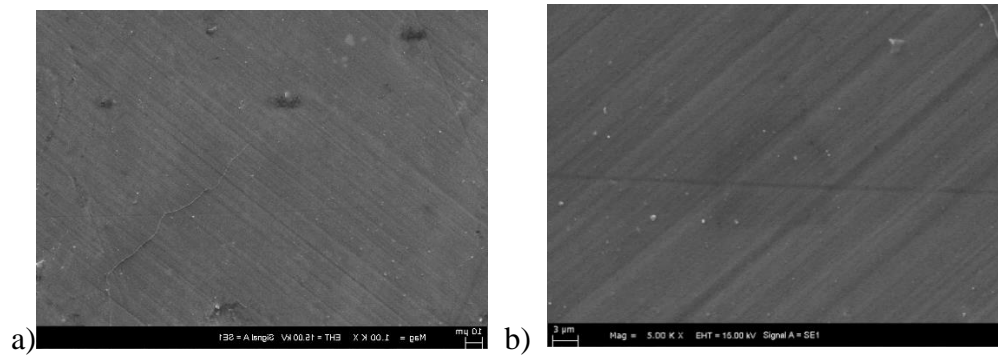
Termalsiklus uygulaması öncesinde yüzey işlemleri tamamlanmış örneklerin yüzeyleri, Carl-Zeiss EVO 50 EP taramalı elektron mikroskobu kullanılarak x1000 ve x5000 'lik büyütmede incelendi.



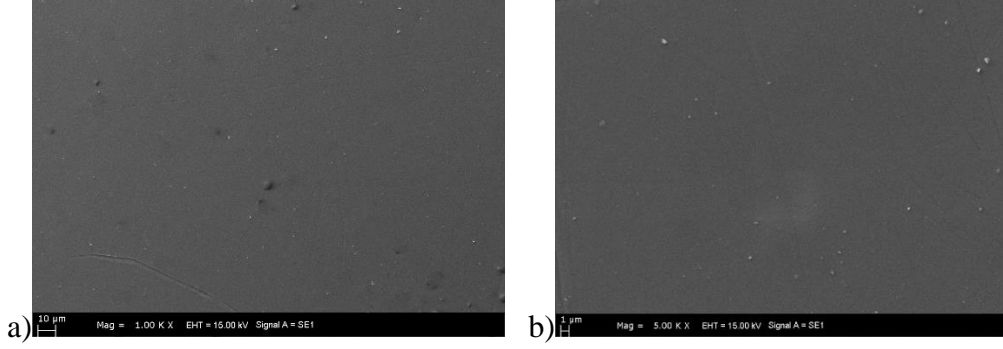
Şekil 4.1. Taramalı elektron mikroskobuna yerleştirilmiş örnekler.



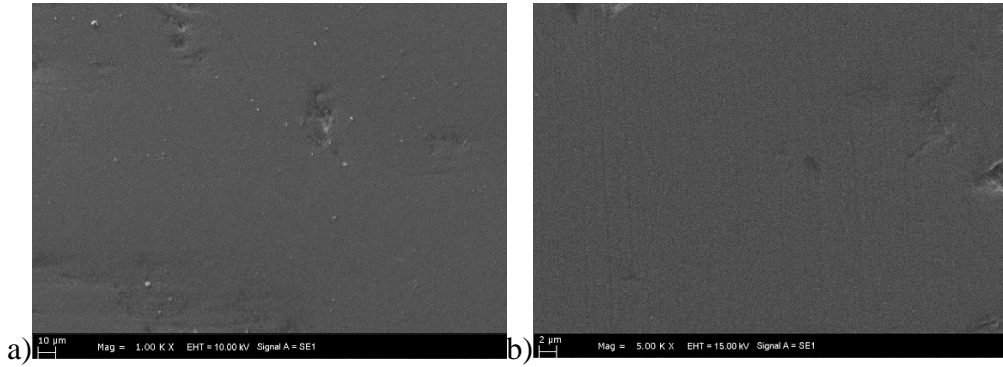
Şekil 4.2. a) ZLS-G grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) ZLS-G grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü.



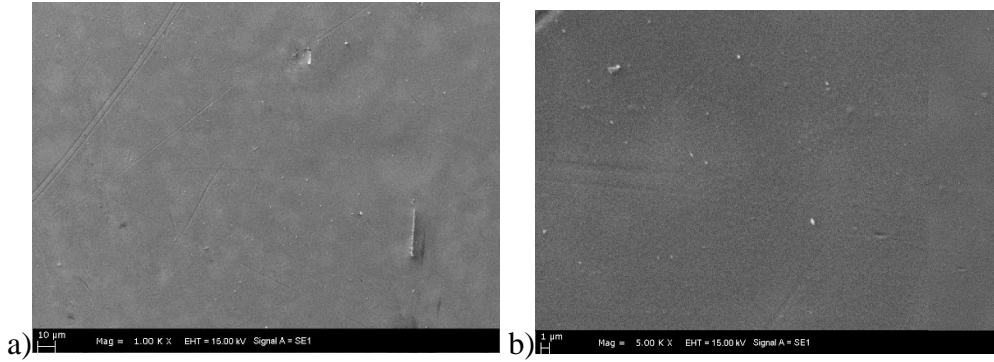
Şekil 4.3. a) ZLS-P grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) ZLS-P grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü.



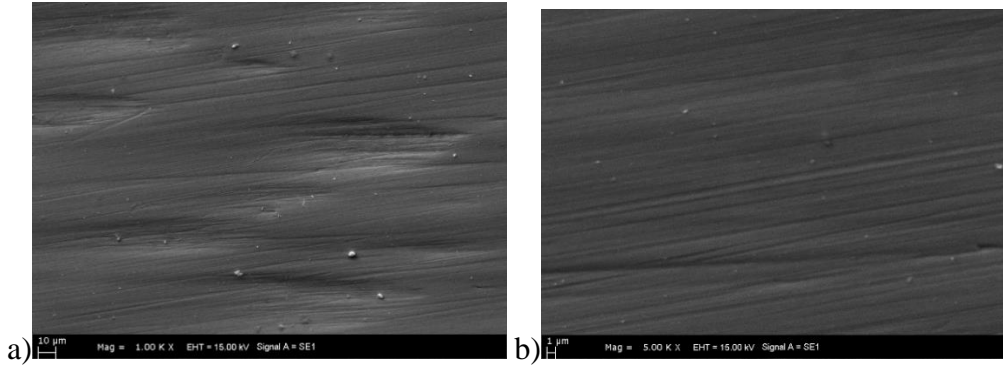
Şekil 4.4. a) LDS-G grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) LDS-G grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü.



Şekil 4.5. a) LDS-P x1000 büyütme SEM görüntüsü b) LDS-P x5000 büyütme SEM görüntüsü.



Şekil 4.6. a) TrZ-G grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) TrZ-G grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü



Şekil 4.7. a) TrZ-P grubu x1000 büyütme SEM görüntüsü b) TrZ-P grubu x5000 büyütme SEM görüntüsü

Grupların SEM görüntüleri incelendiğinde; aşındırma sonrası oluşan çizilmelerin polisaj uygulanan gruplarda silikleşmiş olduğu, glaze uygulanan gruplarda ise çizikler kaynaklı oluşan görüntünün ortadan kalktığı görülmüştür. ZLS-G grubunda yer yer düzensizlikler ve glaze tabakasında çatlak veya kat benzeri görüntü tespit edilmiştir (Şekil 4.2.a-b). ZLS-P grubunda aşındırma sonrası oluşan çiziklerin silikleşmiş olduğu, bununla birlikte az sayıda, ufak çöküntü tarzı yüzey kusurlarının olduğu görülmüştür (Şekil 4.3.a-b). LDS-G grubunda homojen bir yüzey morfolojisi görülmüştür (Şekil 4.4.a-b). LDS-P grubunda ise polisaj işlemiyle ortadan kaldırılamamış, az sayıda derin ve geniş yüzey düzensizlikleri tespit edilmiştir (Şekil 4.5. a-b). TrZ-G grubunda homojen bir yüzey morfolojisi görülürken, TrZ-P grubunda yer yer derin ve geniş çizikler gözlenmiştir (Şekil 4.6.a-b ve Şekil 4.7.a-b).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; iki farklı yüzey bitirme işlemi uygulanan lityum disilikat, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve translusens zirkonya materyallerinin pürüzlülük, translusensi ve renk stabilitelerini ölçmek ve kıyaslamak, materyal temelinde yüzey bitirme yöntemlerinden hangisinin daha başarılı olduğunu belirlemek ve kahve termal siklusunun materyallerin optik özelliklerine ve pürüzlülüğüne olan etkisini değerlendirmek hedeflenmiştir.

Çalışmamızda test edilen boş hipotez (H0): CAD/CAM tam seramik materyallere uygulanan termal siklusla yapay yaşlandırma ve farklı yüzey bitirme işlemlerinin materyallerin renk stabilitesini, translusensisini ve pürüzlülüğünü etkilemeyeceğidir.

Dentin ve mine doğal bir translusensiye sahiptir. Optimum estetik sonuçlar elde etmek için, komşu dişleri sadece şekil ve doku olarak değil, doğal dişlerin optik özelliklerini de taklit edebilecek restorasyonlar yapılmalıdır [115-117]. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat (CAD-CAM) teknolojisinin gelişmesi ve estetik talebin artması ile birlikte metal destekli restorasyonlara alternatif olması amacıyla çok çeşitli estetik CAD-CAM malzemeleri tanıtılmıştır [117, 118].

Metal destekli seramik restorasyonlar uzun zamandır diş hekimliğinde başarıyla kullanılıyor olmasına karşın, estetiğe olan talebin artması, metal destekli seramik restorasyonlara alternatif olarak tam seramik sistemlerinin tercih edilmesine neden olmuştur [117, 119, 120]. Tam seramik restorasyonlar üstün estetik özellikleri, biyouyumlulukları ve kabul edilebilir mekanik özellikleri nedeniyle günümüzde yaygın olarak kullanılmakta ve geleneksel metal destekli restorasyonlar yerine kullanımı desteklenmektedir [115, 119, 121, 122].

Oksit seramikler, özellikle stabilize zirkonya, geliştirilmiş dayanıklılığı ve kırılma direnci nedeniyle kullanımı yaygınlaşmış bir materyaldir. Zirkonya restorasyonlar geleneksel üretim teknikleriyle üretilemediklerinden, Cad-Cam teknolojisiyle birlikte 1990'larda diş hekimliğinde bir protetik materyal olarak

kullanımı mümkün olmuştur. Bir çok çalışma alt yapı materyali olarak zirkonya kullanılan sabit dental protezlerin klinik olarak güvenilir sonuçlar verdiğini ve yüksek survival oranı gösterdiğini kanıtlamıştır [48, 85, 119, 123-128]. Buna karşılık zirkonya alt yapı sabit protezlerde en sık meydana gelen teknik komplikasyon; metal destekli restorasyonlara benzer şekilde, veneer porselenindeki *chipping* denilen minör çatlak/kırık oluşumudur [5, 48-50, 129, 130].

Bununla birlikte geleneksel zirkonyanın opak oluşu, estetik açıdan tatmin edici restorasyonların üretimi için veneer porseleni kullanımını gerekli kılmıştır. Bu konuyla ilgili yapılan pek çok çalışmada, veneer porseleninde meydana gelen kırılma/çatlak gibi komplikasyonların zirkonya ve veneer porseleninin termal genişleme katsayısındaki uyumsuzluk nedeniyle oluşabileceği belirtilmiştir [50, 131, 132]. Bu sorunu önlemenin alternatif bir yolu, veneer seramiğinin olmadığı, monolitik (tek parça) restorasyonların kullanılmasıdır [121]. Monolitik konstrüksiyonun en önemli klinik avantajı, daha az seramik kalınlığının kullanılabilir olması ve bunun sonucu olarak iki tabakalı restorasyonlara kıyasla daha fazla diş dokusunun korunmasıdır [6].

Geleneksel zirkonyanın formülasyonundaki moleküler düzeydeki değişiklikler, geleneksel zirkonyadan daha estetik bir görünüme sahip monolitik bir zirkonya sınıfı gelişimiyle sonuçlanmıştır. Optimize edilmiş estetik sonuçlar için bu tür malzemelerin translusensileri son derece önemlidir. Zirkonyumun yarı saydamlığının, katkı maddelerinin türü ve miktarından, sinterleme parametrelerinden, ısıtma yöntemi ve sinterleme sırasındaki atmosfer koşullarından, tanecik boyutu, tanecik sınırları, pörözite ve safsızlık durumlarından etkilenebileceği belirtilmiştir [54, 129, 133] Monolitik zirkonya seramikleri, geleneksel zirkonyaya kıyasla daha fazla miktarda itriyal stabilizatör (Y_2O_3 % 5-8 mol) içerir ve tetragonal faza ek olarak, yarı saydamlığı artıran ancak mekanik özelliklerin zayıflamasına sebep olan % 25-50 oranında kübik faz içerebilir [134-136]. Kütlece itriyum oksit katkısının artması, artmış translusensiyle ilişkilendirilmiştir [6, 137-139]. Translusens zirkonyaların üretimi, geleneksel zirkonyanın opak görüntüsünü maskelemek için veneer porseleni kullanma zorunluluğunu ortadan kaldırmıştır.

Lityum disilikat cam seramikler, geleneksel dental porselenler ile karşılaştırıldığında daha üstün mekanik ve optik özelliklere sahiptir. Lityum disilikatın mekanik özellikleri geleneksel zirkonyaya göre daha düşük olmasına rağmen, translusensi açısından üstün olduğu iddia edilmektedir. Translusensi ve renk çeşitliliği sunan lityum disilikat cam seramikler yüzey karakterizasyonu ile monolitik restorasyon üretiminde kullanılabilir [6, 122, 140]. 2013 yılında ise, yeni bir seramik grubu olan zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramikler tanıtılmıştır. Bu yeni cam seramik ağırlıkça \approx %10 zirkonya ile zenginleştirilmiş, bu sayede zirkonya (ZrO_2) ve cam seramiğin pozitif özellikleri birleştirilmiştir. Üstün mekanik özelliklerinin yanısıra, lityum disilikat seramikler gibi geliştirilmiş translusensi ve renk çeşitliliğine sahip oluşu monolitik restorasyon üretimine imkan sağlar [8].

Hamza ve arkadaşları [141] 2019 yılında, monolitik lityum disilikat, monolitik zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve iki tabakalı zirkonya destekli kronların kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat ve lityum disilikat (IPS e.max CAD) kronların kırılma dayanımını iki tabakalı zirkonya kronların kırılma dayanımından daha yüksek bulmuşlar ve *chipping*den korunmak için güçlendirilmiş cam seramiklerle yapılmış monolitik kronların kullanımını önermişlerdir. Øilo ve ark.[142]'nin yaptığı bir çalışmada da zirkonya materyalinde monolitik kron tasarımının geleneksel core-veneer tasarımına kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir.

Monolitik restorasyon üretiminin sağladığı avantajlar ve estetik beklentideki artış monolitik tam seramiklerin günümüzde oldukça yaygın olarak kullanılmasına yol açmıştır. Bu nedenle çalışmamızda A2 renginde, Ips e.max CAD HT (LDS), Celtra Duo HT (ZLS) ve Cercon HT (Translusens Zirkonya) materyalleri kullanılmıştır. Dental literatürde monolitik tam seramik materyaller üzerinde çok sayıda çalışma bulunmasına rağmen, yüzey bitirme işlemlerinin materyallerin pürüzlülük, renk stabilitesi ve translusensi üzerine olan etkilerini araştıran çalışmaların sayısı oldukça yetersizdir. Bununla birlikte tam seramiklerde, yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamaktaki en uygun yüzey bitirme

yönteminin ne olduğuna dair araştırmalar yapılmış olmasına karşın, herhangi bir fikir birliğine varılamamıştır.

Seramik restorasyonların optimum estetik, üstün biyolojik ve mekanik özellikler gösterebilmesi için yüzeylerinin pürüzsüz olması gerekmektedir. İdealde, anatomik olarak şekillendirilmiş restorasyon yüzeylerinde uyumlama ve aşındırma işlemlerinden pürüzlü yüzey oluşumuna sebep olabileceğinden dolayı kaçınılmalıdır. Bununla birlikte birçok restorasyon için, okluzyonu, proksimal temasları ve aksiyal konturu optimize etmek gerekebilmektedir [143-145]. Dental restorasyonların yüzeylerinin pürüzsüzleştirilmesi, plak birikimini azaltmak, hasta konforunu artırmak, antagonist minenin aşınmasını önlemek ve restorasyonların estetiğini geliştirmek için gereklidir [146, 147].

Dental restorasyonların yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamak amacıyla glaze veya polisaj işlemleri uygulanmaktadır [148, 149]. Bazı durumlarda restorasyonun teslimi öncesi gerekli olan uyumlamaların yapılması glaze tabakasının kaldırılmasına neden olur. Böyle bir durumda yüzeyde oluşun pürüzlülüğünün giderilmesi için, restorasyonun yeniden glazelenmesi veya intraoral/ekstraoral polisaj işlemlerinin yapılması gerekli olur. Glaze işleminin tekrarlanması durumunda hasta başında geçirilen vakit azalsa da ek bir randevu gerektirmesi ve restorasyonun tekrar fırınlanmasına bağlı materyal yapısında bozulmalar oluşması gibi dezavantajlar söz konusu olabilmektedir. Polisaj işlemi ise hasta başında, restorasyonun simantasyonu öncesi ekstraoral, sonrasında ise intraoral olarak hekim tarafından kolaylıkla uygulanabilen bir yöntemdir.

Bir yüzey bitirme ve parlatma işleminin dental malzeme üzerindeki etkinliği, elde edilen yüzey pürüzlülüğü ölçülerek değerlendirilir. Bu amaçla çalışmamızda glaze ve polisaj yöntemlerinin etkisini belirlemek amacıyla, benzer çalışmalarda da yaygın şekilde tercih edilen kontakt tipi profilometre cihazı kullanılarak yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmıştır [150-154].

Çalışmamızda, değerlendirme uzunluğu boyunca merkezi çizgiden ölçülen yükseklik değişimlerinin mutlak değerlerinin aritmetik ortalaması[66] olarak

tanımlanan Ra ve değerlendirme uzunluğu içinde art arda beş örnekleme uzunluğundan ölçülen en yüksek pik yüksekliği ve en alçak vadi derinliği arasındaki mesafenin ortalaması [66] olarak tanımlanan Rz parametreleri, bitirme protokollerinin dental seramikler üzerindeki etkisini değerlendirmek için en yaygın kullanılan parametreler olmalarından dolayı değerlendirilmiştir [153].

Çalışmamızın sonuçlarına göre, aşındırma sonrası en yüksek pürüzlülük değerleri ZLS (Celtra Duo) grubunda, ardından sırasıyla LDS (Ips e.max CAD) ve translusens zirkonya (Cercon Ht) grubunda görülmüştür. Çalışmamızda klinik aşındırma işlemini simüle etmek amacıyla 50 µm partikül boyutuna sahip, kırmızı bantlı elmas frezler kullanılmıştır. Aşındırma işleminde kullanılan aşındırıcının sertliği ile restorasyon materyalinin sertliği arasındaki fark ne kadar büyük ise, aşındırma işlemi o kadar etkin bir şekilde gerçekleştirilir. Elmas bilinen en sert materyaldir. Çalışmamızda kullandığımız translusens zirkonya materyalinin sertlik değeri (1485 HV) ise ZLS (700 HV) ve LDS (580 HV) materyallerine kıyasla oldukça yüksektir[26, 31, 155]. Bu durum aşındırma sonrası en düşük Ra ve Rz değerlerinin translusens zirkonya materyalinde görülmesini açıklayabilir. ZLS materyalinin LDS seramiğe kıyasla daha yüksek pürüzlülük değerleri göstermesi ise mikroyapılarının farklı olmasından kaynaklanabilir.

ZLS (Celtra Duo) glaze grubundaki ortalama Ra değeri, polisaj grubuna kıyasla daha düşük bulunsa da bu istatistiksel bir farka sebep olmamıştır. LDS (Ips e.max CAD) materyalinde ise, polisaj grubu glaze uygulanan gruba kıyasla istatistiksel fark oluşturmayacak şekilde daha düşük bir Ra değeri göstermiştir. Translusens zirkonya materyalinde polisaj uygulaması, glaze grubuna kıyasla anlamlı bir şekilde düşük Ra değeri tespit edilmiştir. Bu sonuçlardan yola çıkarak, pürüzsüz yüzeyler elde etmek için geleneksel olarak uygulanan glaze işlemi yerine manuel parlatma yöntemlerinin de alternatif bir metod olarak kullanılabileceği yorumu yapılabilir. Ek olarak cam seramik grubundan olan LDS ve ZLS materyallerinde glaze tekniğiyle daha az pürüzlülük elde edilmesinin nedeni glaze uygulaması sırasında uygulanan şeffaf düşük ısı porseleninin materyallerin camsı fazıyla entegre olması ve ısıyla birlikte yüzey düzensizliklerini doldurmasıyla

açıklanabilir. Polikristalin yapıdaki zirkonyanın %1 den daha az SiO₂ içermesi glaze tekniğinin polisaj kadar başarılı olamamasıyla alakalı olabilir.

Çalışmamızda glaze uygulanan tüm grupların Ra değerlerinde kahve termal siklusuyla birlikte artış yönünde bir değişim görülürken, polisaj uygulanan gruplar daha stabil bir ortalama yüzey pürüzlülüğü göstermişlerdir. Termal siklus ve yüzey işlemlerinin (glaze ve polisaj), preslenebilir Celtra Duo ve Ips e.max CAD materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliği üzerine etkisinin incelendiği bir çalışmada, 10.000 sikluluk termal siklus sonrası tüm gruplardaki Ra ve Rz değerlerinin arttığı, bu etkinin glazeli gruplarda daha belirgin olduğu belirtilmiştir [156]. Glaze uygulanan gruplardaki pürüzlülük değişimlerinden termal siklus sırasında meydana gelen ısıl değişimlerin glaze tabakasında oluşturabileceği deformasyonların sorumlu olabileceği belirtilmiştir.

Silva ve ark[157]. tarafından yapılan bir çalışmada da polisaj ve glaze işlemleri uygulanan Ips e.max CAD örneklerin yüzey pürüzlülüğü, sertliği ve renk değişikliği üzerine diş fırçalama ve farklı renklendirici solüsyonların etkisi araştırılmış ve pürüzlülükteki en büyük değişiklik glaze uygulanan gruplarda çay ve kahve solüsyonu uygulaması sonrasında görülmüştür. Kullanılan solüsyonun pH değeri ve sıcaklığındaki dalgalanmalar, seramiklerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyebilecek faktörlerdir. Kahve solüsyonunun asit pH'a sahip oluşu nedeniyle silika çözülür ve sonuç olarak alkalın iyonları kaybıyla birlikte yüzeyde korozyon oluşur, bu da glaze tabakasının bozulmasını güçlendirerek pürüzlülükte bir artışa yol açabilir[157].

Pürüzlü yüzeye sahip seramik restorasyonlar antagonist dişlerin aşınmasına da neden olabileceği için seramik yüzeylerin mümkün olduğunca pürüzsüzleştirilmesi gerekir [10, 122, 153, 154]. Ludovichetti ve ark.[158]'nın monolitik CAD-CAM materyallerin aşınma direnci ve aşındırıcılıklarını araştırdıkları çalışmalarında, zirkonya ve cam-seramiklerin, nano dolduruculu kompozit ve rezin infiltre seramiklere kıyasla mine üzerindeki aşındırıcı etkisinin çok daha fazla olduğunu ve materyal seçiminde karşıt diş veya restorasyonun durumuna göre sertlik bakımından uygun materyalin seçiminin gerekli olduğunu

vurgulamışlardır. Materyal seçimiyle beraber, restorasyona uygulanan yüzey bitirme işlemleri de karşıt diş üzerindeki aşınma derecesini etkilemektedir. Farklı yüzey işlemleri (aşındırma, aşındırma+polisaj, aşındırma+polisaj+profilaksi patı, aşındırma+glaze, aşındırma+polisaj+reglaze) uygulanan zirkonyaların karşıt mine üzerindeki aşındırıcı etkisinin araştırıldığı bir çalışmada, polisaj uygulamasının glaze uygulamasına kıyasla daha az aşındırıcı etkisi olduğu belirtilmiştir [159]. Janyavula ve ark[160]'nın yaptığı çalışmada da, glaze uygulanan monolitik zirkonyanın karşıt dişte oluşturduğu aşındırmanın polisaj uygulamasına kıyasla daha yüksek olduğu görülmüştür. Benzer çalışmalarda glaze tabakasının kısa vadede aşınması sonucu pürüzlü zirkonya yüzeyinin ortaya çıktığı gösterilmiştir[161]. Khayat ve ark [145]. tarafından yapılan bir çalışmada da, aşındırma ve polisaj işlemleri uygulanan translusens zirkonya materyallerinde uygun polisaj yöntemlerinin uygulanmasıyla birlikte, glazür uygulanan örneklerle kıyaslanabilir pürüzsüzlükte yüzeyler elde edilebileceği belirtilmiştir. Bu çalışmaların[145, 159-162] ortak sonucu, glaze uygulamasının uzun dönemdeki stabilitesinin mekanik polisaj kadar başarılı bulunmamasıdır. Çalışmamızda da translusens zirkonya grubunda polisaj tekniğiyle daha düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) elde edilmiş ve termal siklusla birlikte değişim göstermemiştir.

Restorasyonların klinik başarısını artırmak için polisaj uygulamasında uygun teknik ve materyallerin kullanılması önerilmektedir. Çağlar ve ark. [163] 'nın üç farklı polisaj sisteminin monolitik zirkonyanın yüzey pürüzlülüğü ve faz transformasyonu üzerine olan etkisini incelediği çalışmada, Meisinger ve EVE Diacera zirkonya polisaj kitlerinin daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğu, EVE Diapol porselen polisaj kitinin ise diğer gruplarla istatistiksel olarak anlamlı olmasa da diğer iki polisaj setine kıyasla daha başarısız bulunduğu ve XRD analizi sonucunda polisaj uygulamasının monolitik zirkonya üzerinde faz değişimine yol açmadığı belirtilmiştir. Çalışmamızda translusens zirkonya (Cercon HT) grubu için zirkonya seramikler için özel olarak geliştirilmiş EVE Diacera polisaj seti (EVA Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Germany) kullanılmıştır.

Vichi ve ark[164]'nın, LDS ve ZLS materyallerinin parlaklık ve pürüzlülükleri üzerine glaze ve polisajın etkisini araştırdıkları çalışmalarında, Ips

e.max CAD grubunda çalışmamızda olduğu gibi Optrafine polisaj seti kullanılmış ve 30 sn ile 60 sn lik kullanım arasındaki fark araştırılmıştır. Buna göre her iki materyal grubunda da uygun polisaj setinin 60 sn'lik kullanımının daha düşük pürüzlülüğe imkan sağladığı görülmüştür. Bu çalışmadan yola çıkılarak çalışmamızda da polisaj gruplarında 60 sn süre polisaj işlemi uygulanmıştır. Çalışma sonuçlarımızla uyumlu olacak şekilde, ZLS materyali LDS materyaline göre daha yüksek polisajlanabilirlik göstermiştir. Bunun ZLS materyalinin ortalama 0.5 µm büyüklüğünde homojen dağılımlı, ince çubuk benzeri bir kristal yapıya sahip oluşu ve LDS materyalinin iğne şeklinde ortalama 1,5 µm boyutlarında kristal yapısına sahip oluşuyla açıklanabilir.

Restorasyonlar oral ortamla temas ettikten sonra, hem yüzey pürüzlülüğü hem de renginde değişiklikler gözlenir. Birçok çalışma, bazı içeceklerin ve yiyeceklerin restorasyonların estetiğini ve fiziksel özelliklerini etkilediğini göstermiştir[165, 166]. Pürüzlü restoratif yüzeyler lekelenmeye karşı daha hassastır [150, 151] ve lekelenme direnci restoratif sistemlerin uzun süreli kullanımı için önemli bir klinik kriterdir. Ayrıca bu durum plak birikimini arttırarak, dişeti iltihabına ve ikincil çürüklere de yol açar [117, 118, 122]. Bakteriyel plak oluşumundaki ilk kritik adım bakterilerin diş veya restorasyon yüzeyine yapışmasıdır. Pürüzlü yüzeydeki düzensiz geometri bakteriyel tutunmayı kolaylaştırır ve güçlü bir yapışma sağlar [167].

Renk kavramı, diş hekimliğindeki en önemli estetik parametrelerden biridir. Hasta ve hekimin estetik beklentisini karşılamak ve doğal dişlerin optik özelliklerini taklit edebilmek için bir çok restoratif materyal ve renk tayin yöntemi geliştirilmiştir [108, 168, 169]. Görsel değerlendirme diş hekimliğinde rengin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir. Renk farklılıklarını değerlendirmesinde ise görsel eşik değerinden faydalanılır. Bunlar %50-50 algılanabilirlik eşiği ve %50-50 kabul edilebilirlik eşiğidir [99, 108, 169]. %50-50 algılanabilirlik eşiği, gözlemcilerin %50'sinin iki nesne arasındaki renk farkını algılayabildikleri, gözlemcilerin geri kalanın ise renk farkını algılayamadığı eşik değeridir. %50-50 kabul edilebilirlik eşiği ise, gözlemcilerin yarısının hasta ağzındaki restorasyonun yenilenmesi veya renginin düzeltilmesi gerektiğini,

yarısının ise bu farkın kabul edilebilir olduğunu düşündüğü durumu ifade eder [87]. Görsel renk farkı eşikleri, estetik dental materyallerin seçimine rehberlik etmek, klinik performansı değerlendirmek ve klinik diş hekimliği ve dental araştırmaların standardizasyondaki görsel ve enstrümantal bulguları yorumlamak için kalite kontrol aracı olarak kullanılabilir [169, 170].

Diş hekimliğinde renk değişiminin algılanabilirliği ve kabul edilebilirliğini değerlendiren çok sayıda çalışma yapılmıştır [99, 169-172]. Ghinea ve ark. [173] tarafından yapılan bir çalışmada dental seramiklerdeki renk değişikliğinin algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu ve CIEDE2000 renk farkı formülünün, dental seramiklerin renk farkı eşiklerinin değerlendirilmesinde CIELab formülünden daha iyi bir uyum sağladığı sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda Ghinea ve ark.[173]'ün çalışmasındaki eşik değerler referans alınmış ve verilerin klinik önemi %50-%50 kabul edilebilirlik ($\Delta E_{00}=2.23$) ve algılanabilirlik renk değişim eşikleri ($\Delta E_{00}=1.25$) esas alınarak yorumlanmıştır. Ghinea ve ark.'nın çalışmasına benzer olarak CIELab renk farkı formülünden köken alan, CIEDE2000 renk farkı formülünün kullanımının önerildiği bir çok çalışma mevcuttur [174, 175]. Bu nedenden dolayı çalışmamızda renk farkı değerlendirmesi CIEDE2000 renk formülü kullanılarak yapılmıştır.

$$\Delta E_{00}(L_1^*, a_1^*, b_1^*; L_2^*, a_2^*, b_2^*) = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{k_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{k_H S_H}\right)}.$$

Görsel renk tayin yöntemleri dental klinikte sıklıkla kullanılsa da, objektif olmaması nedeniyle enstrümantal renk tespit yöntemleri kadar hassas ve tekrarlanabilir sonuçlar vermemektedir. Bu amaçla çalışmamızda renk stabilitesinin ve translusensi parametresinin değerlendirilmesinde literatürdeki bir çok çalışmada olduğu gibi kolorimetre cihazı kullanılmıştır [176, 177].

Çalışmamızın sonuçlarına göre, ortalama ΔE değerleri sırasıyla TrZ-P (0.30) < LDS-G (0.32) < TrZ-G (0.63) < ZLS-G (0.74) < LDS-P (0.82) < ZLS-P (1.79) şeklinde değişim göstermiştir. ZLS-P grubunda algılanabilir eşik değerin

üzerinde olsa da klinik olarak kabul edilebilir bir renk değişimi gözlenmiştir. Diğer gruplarda ise bu değişim klinik olarak algılanabilir eşğin altında tespit edilmiştir.

Cam seramik grubundan olan ZLS ve LDS materyallerinde glaze uygulanan gruplardaki renk değişiminin, polisaj uygulananlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı seviyede daha düşük bulunmuştur. Alp ve ark. [178]'nın, glaze ve polisaj yüzey işlemi uygulanan 1.5 mm kalınlığındaki LDS ve ZLS materyallerinin renk değişimini değerlendirdikleri çalışmalarında, kahve termal siklusu sonrasında glaze uygulanan gruplarda polisaj uygulananlara kıyasla daha az renk değişimi gözlenmiştir. Çalışmamızla paralellik gösteren bu sonucun glaze sırasında materyalin ek bir ısıya maruz kalması sonucu, aşındırma sırasında oluşan mikroçatlakların materyal içeriğindeki camsı matriks fazı sayesinde iyileşmesiyle açıklanabileceğini düşünmekteyiz. Yine aynı çalışmada, ZLS materyalindeki renk değişimi LDS materyaline kıyasla yüzey işlemi fark etmeksizin daha az bulunmuştur. Çalışmamızla çelişen bu sonuç çalışmada ZLS seramik olarak Vita Suprinity blok kullanılmış olmasına, farklı kalınlıklarda diskler üzerinde çalışılmasına ve kullanılan glaze ve polisaj setlerinin farklı olmasına bağlı olabilir.

Çalışmamızda LDS-G grubu ZLS-G grubuna kıyasla ve LDS-P grubu ZLS-P grubuna kıyasla anlamlı derecede düşük renk değişimi göstermiştir. Kanat Ertürk ve ark.[179] tarafından yapılan bir çalışmada da, LDS ve ZLS seramikler üç farklı yüzey işlemine tabi tutulmuş (glaze, mekanik polisaj ve eksternal boyama + glaze) ve siyah çay ve kolada 1 hafta, 2 hafta, 1 ay, 2 ay bekletildikten sonra renk değişimi verileri ölçülmüştür. LDS ve ZLS gruplarında tek başına glaze uygulamasının daha az renk değişimi sağladığını ve LDS materyalinin ZLS'ye kıyasla daha fazla renk kararlılığı gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Çalışmada kullandığımız ZLS (Celtra Duo) materyali, üretici firmanın iddiasına göre kristalize halde üretilen ve ek bir kristalizasyon işlemi gerektirmeksizin “frezeleme + polisaj” ve “frezeleme + glaze” olmak üzere iki yöntemle restorasyon üretimine imkan sağlayan bir materyaldir. Bununla birlikte, frezeleme sonrası polisaj uygulanan restorasyonların bükülme dayanımı 210 MPa

iken glaze uygulanmış restorasyonların bükülme dayanımı 360 MPa olarak belirtilmiştir [31]. Bu durumun glaze sırasında materyalin kristalizasyon benzeri bir ısıya maruz kalması sonucu üretim sırasında oluşan mikroçatlakların iyileşmesiyle açıklanabileceğini düşünmekteyiz. Bu düşünceyi destekler şekilde, Riquieri ve ark [180]'nın kristalizasyon işleminin ZLS cam seramiklerin mikroyapısı üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında, Celtra Duo ve Vita Suprinity materyallerinde kristalizasyon öncesi var olan çatlakların kristalizasyon uygulamasıyla birlikte içeriklerindeki vitröz bileşenlerin ısıyla erimesi sonucu ortadan kalktığını ve bu durumun materyallerin mekanik özelliklerini geliştirdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre, ZLS-P grubundaki renk değişiminin ZLS-G grubuna kıyasla belirgin şekilde yüksek olmasının camsı matriksdeki mikroçatlakların varlığıyla açıklanabileceğini ve glaze uygulamasının materyalin sadece mekanik özelliklerini değil optik özelliklerini de geliştirdiğini düşünmekteyiz.

Renk kadar bir malzemenin translusensi değeri de, estetik önemin yüksek olduğu vakalarda malzeme seçiminde büyük önem taşımaktadır [166]. Yüzey bitirme protokolleri, seramik yüzeyler üzerinde yüzey topografyasını ve ışık saçılmasını etkileyebilecek mekanik bir etkiye sahiptir [148]. Bir çok çalışma çeşitli yüzey işlemlerinin materyallerin optik özelliklerini etkilediğini ortaya koymuştur[136, 148, 151, 177-179, 181-185]. Yüzey bitirme ve parlatma teknikleri, doğal dişlere benzer ışık yansıtma özelliklerine sahip pürüzsüz ve parlak yüzeyler oluşturmaktadır.

Genel olarak, dental seramiklerin translusensileri, kristal yapı, tanecik büyüklüğü, pigmentler, bununla birlikte yüzey kusurlarının sayısı, büyüklük dağılımından ve gözeneklilik gibi faktörlerden etkilenir [186]. Kristallerin görünür dalga boyundan daha küçük olması durumunda (400 ila 700 nm) cam translusens görünecek; bununla birlikte, ışık saçılması ve dağınık bir yansıma olması durumunda, malzemenin translusensisi azalacak yani opaklaşacaktır [16, 187] .

Malzemelerin translusensilerini değerlendirmek için çeşitli parametreler kullanılabilir. Translusensi parametresi (TP) CIELab renk alanı ve ilişkili

renk farkı formülü (ΔE^*_{ab}) kullanılarak nicelleştirilen ve dental materyallerin translusensiliklerini belirlemek için sıklıkla kullanılan bir parametredir [92, 188]. Çalışmamızda materyallerin translusensi özellikleri, translusensi parametresi üzerinden değerlendirilmiştir. Salas ve ark[92]'nin yaptıkları çalışma referans alınarak, translusensi kabul edilebilirlik eşiği (%50-50 TKE) ve translusensi algılanabilirlik eşiği (%50-50 TAE) değerleri sırasıyla $\Delta E_{ab}=4.43$ ve $\Delta E_{ab}=1.33$ olarak alınmıştır.

Elde ettiğimiz bulgulara göre LDS seramik, ZLS seramiğe kıyasla daha yüksek translusensi değeri göstermiş, yüzey işlemi fark etmeksizin en düşük translusensi değeri ise translusens zirkonyada tespit edilmiştir. Alp ve ark.[178]'nin yaptığı çalışmada da sonuçlarımızla paralel şekilde glaze ve polisaj uygulanan LDS seramikler yüzey işlemi fark etmeksizin zirkonya güçlendirilmiş lityum silikata göre daha yüksek translusensi göstermiştir. Çalışmamızla uyumluluk gösteren bu sonuç, LDS'nin daha büyük kristal boyutu ve tek tip kristal içermesi sebebiyle daha homojen bir iç yapıya sahip oluşuyla açıklanabilir. Bu yoruma ek olarak genel bir kural olarak, bir seramik malzemenin kristal içeriğinin artırılması materyalin daha iyi mekanik özelliklere sahip olmasını sağlasa da, materyalin daha opak yani daha az translusens olmasına da sebep olur [3, 188]. ZLS seramiğin kristal içeriğinin daha fazla oluşu, LDS seramiğe kıyasla daha az translusensi değeri göstermesini açıklayabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre termal siklus sonrası, tüm grupların translusensi değerlerinde bir azalma meydana gelmiştir. Bu azalma LDS-P grubu hariç diğer gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. LDS-G grubunda meydana gelen TP değişimi algılanabilir eşik değerin üzerinde olsa da klinik olarak kabul edilebilir düzeydedir. Diğer gruplarda ise bu değişim klinik olarak algılanabilir eşiğin altında tespit edilmiştir.

Walczak ve ark.[189]'nin otoklavla yapay yaşlandırmanın monolitik zirkonyaların translusensilerine olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında yaşlandırma sonrası tüm materyallerin translusensilerinde azalma meydana geldiğini belirtmişlerdir. Translusens zirkonya (Cercon Ht) grubunda yaşlandırma

öncesi TP değeri (11.72±1.61) bulunurken, yaşlandırma sonrası (11.12±2.03) bulunmuştur. Bu değerlerin çalışmamızdan farklı olmasının nedeni, disk kalınlıklarının 0.5 mm olması, uygulanan yaşlandırma tekniğinin farklı olması ve kullanılan gereçlerdeki farklılıklar olabilir

İtiryumla stabilize edilmiş parsiyel stabilize zirkonyada kristal yapı yaşlanma veya mekanik stres nedeniyle tetragonalden monoklinik faza dönüşebilir. Monoklinik ve tetragonal kristaller opaklığı etkileyebilecek farklı optik özelliklere sahiptir. Monoklinik ve tetragonal kristaller çeşitli kırılma indisleriyle sonuçlanan anizotropik ve birefraktif kristallerdir. Bununla birlikte, monoklinik ve tetragonal kristallerin konumuyla alakalı olarak tanecik sınırlarında kırılma indisi kesilebilir ve ışık dağılıbilir [43, 134, 189-191]. Bu bilgiler ışığında, yüzey işlemi fark etmeksizin translusens zirkonya grubunda yaşlandırma sonrası meydana gelen translusensideki azalmadan ısıl değişimler nedeniyle meydana gelebilecek olan t→m (tetragonal-monoklik) faz dönüşümünün sorumlu olabileceğini düşünülmektedir. Bu düşüncüyü destekler şekilde hidrotermal yaşlandırmanın monolitik ve kor zirkonyaların translusensileri üzerine olan etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada, her iki grupta da yaşlandırmayla birlikte translusensi değerinin azaldığı ve bunun yaşlandırma sonucu artmış olan monoklinik faz hacmiyle alakalı olabileceği belirtilmiştir [50].

Translusensiyi ve rengi etkileyen diğer önemli parametrelerden biri ise materyal kalınlığıdır. Awad ve ark.[192] farklı yüzey ön işlemi (polisaj, SiC P1200 zımpara, SiC P500 zımpara) uygulanan farklı CAD-CAM materyallerinin kalınlık ve yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak translusensi özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada, translusensi özelliğinin materyale özgü özelliklere bağlı olduğunu, bununla birlikte materyalin yüzey pürüzlülüğünün ve kalınlığının translusensiyi etkileyen temel etkenler olduğunu belirtmişlerdir. Literatürde materyal kalınlığının translusensiyeye olan etkisini araştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır ve kalınlık arttıkça, translusenside azalma meydana geldiği belirtilmiştir [96, 115, 136, 192, 193]. Çalışmamızda materyal kalınlığı tüm gruplarda standardizasyonu sağlamak amacıyla, 1 mm olacak şekilde ayarlanmıştır.

Termal siklusla yapay yaşlandırma işlemi, klinik uygulamada biyomalzemelerin yaşadığı fizyolojik yaşlanmayı taklit etmek amacıyla kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir. Oral ortamdaki sıcaklık değişikliklerini taklit ederek malzemelerin performansını değerlendirmek amacıyla deneysel çalışmalarda rutin olarak kullanılmaktadır [151, 166, 178, 194-197]. Restorasyonlar oral ortamla temas ettikten sonra, hem yüzey pürüzlülüğü hem de renginde değişiklikler gözlenir. Birçok çalışma, bazı içeceklerin ve yiyeceklerin restorasyonların estetiğini ve fiziksel özelliklerini etkilediğini göstermiştir [179, 195, 196, 198]. Bu nedenden dolayı çalışmamızda polisaj ve glaze işlemlerinin etkisini değerlendirmek amacıyla oral ortamdaki sıcaklık değişiklikleri günde ortalama 20 ila 50 kez gerçekleştiği düşüncesine dayanarak [197, 199], fonksiyonda geçen bir yıllık süreye denk gelecek şekilde 10.000 termal siklus uygulanmıştır.

Subaşı ve ark. [165] tarafından yapılan bir çalışmada, 0.5, 0.7, 1 mm kalınlıktaki monolitik zirkonya, LDS ve ZLS örnekler, 5000 kahve termal siklusuna tabi tutulmuş ve 0.5 mm kalınlığındaki ZLS grubu hariç diğer gruplarda klinik olarak kabul edilebilir limitin altında renk değişimi saptanmıştır. Translusensi değerleri ise çalışmamızla uyumlu şekilde, yüksekten düşüğe doğru LDS, ZLS ve monolitik zirkonya olarak bulunmuş olsa da kahve termal siklusu materyallerin translusensilerini etkilememiştir. Çalışmamızda ise kahve termal siklusu sonrasında tüm grupların translusensi değerlerinde azalma meydana gelmiştir ve bu azalma LDS-P grubu dışında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Translusensi açısından ise LDS'nin yapısında tek bir kristal tipinin, ZLS'de ise 2 farklı tipte kristal bulunmasının ve monolitik zirkonyadaki kristal yapısının homojen olmamasının ve yoğun kristal içeriğine sahip oluşunun bu durumu açıklayabileceği düşünülmüktedir.

Çalışmamız in vitro bir çalışma olarak planlanmıştır. İn-vitro çalışmalarda oral ortamın tam olarak yansıtılmaması bir limitasyondur. Ağız içerisinde restorasyonların tek yüzeylerinin sıvıyla temasta olması çalışmamızda ise disklerin her iki yüzeyinin de sıvıyla temasta olması, renkli sıvı olarak sadece kahvenin kullanılması ve ağız içi dinamik diş temaslarının taklit edilmemesi bu çalışmanın

limitasyonları arasında sayılabilir. Daha güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için klinik çalışmaların yapılması önerilmektedir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS), lityum disilikat (LDS) ve translusens zirkonya (TrZ) materyallerine farklı yüzey bitirme işlemleri uyguladığımız çalışmamızda;

1. Tüm gruplarda kahve termal siklusundan sonra kabul edilebilir renk değişimi görülmüştür, sadece ZLS-polisaj grubundaki renk değişimi klinik olarak algılanabilir düzeydedir. Yüzey bitirme tekniği yönünden ZLS ve LDS materyallerinde glaze uygulanan gruplarda renk stabilitesi istatistiksel olarak daha iyi bulunmuştur.

2. Termal siklusla birlikte tüm grupların translusensileri klinik olarak kabul edilebilir düzeyde ve azalma yönünde değişim göstermiştir. Yüzey işlemi fark etmeksizin en düşük translusensi değeri TrZ materyalinde görülmüştür.

3. TrZ polisaj grubunda glazürlemeye kıyasla anlamlı derecede düşük Ra değeri elde edilmiştir. ZLS ve LDS materyallerinde glaze tekniğiyle daha düşük Ra elde edilmiş olsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

4. Glaze tekniği üç materyalde de polisaj tekniğine kıyasla daha düşük Rz değeri elde edilmesini sağlamıştır. Bu fark ZLS ve LDS materyallerinde istatistiksel olarak anlamlıyken, TrZ materyalinde anlamlı bulunmamıştır.

5. Çalışmamız in-vitro bir çalışma olarak planlanmıştır. İn-vitro çalışmalarda oral ortamın tam olarak yansıtılmaması bir limitasyondur. Daha güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için klinik çalışmaların yapılması önerilmektedir.

7. KAYNAKÇA

1. Sen, N., I.B. Sermet, and S. Cinar, *Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(2): p. 308.e1-308.e7.
2. Sen, N. and Y.O. Us, *Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2018. **119**(4): p. 593-599.
3. Vichi, A., et al., *Translucency of Ceramic Materials for CEREC CAD/CAM System*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2014. **26**(4): p. 224-231.
4. Kim, H.-K., et al., *Effect of polishing and glazing on the color and spectral distribution of monolithic zirconia*. The journal of advanced prosthodontics, 2013. **5**: p. 296-304.
5. Rekow, E.D., et al., *Performance of dental ceramics: challenges for improvements*. J Dent Res, 2011. **90**(8): p. 937-52.
6. Harada, K., et al., *A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(2): p. 257-63.
7. Schultheis, S., et al., *Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue*. Clinical Oral Investigations, 2013. **17**(5): p. 1407-1413.
8. Elsaka, S.E. and A.M. Elnaghy, *Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic*. Dent Mater, 2016. **32**(7): p. 908-14.
9. Hatrick, C.D. and W.S. Eakle, *Dental materials : clinical applications for dental assistants and dental hygienists*. 2016.
10. Anusavice, K.J., C. Shen, and H.R. Rawls, *Phillips' science of dental materials*. 2012: Elsevier Health Sciences.
11. Rosenblum, M.A. and A. Schulman, *A review of all-ceramic restorations*. J Am Dent Assoc, 1997. **128**(3): p. 297-307.
12. Isgró, G. and S. A, *Evolution of Dental Ceramic from the Platinum Foil to CAD-CAM Technologies: Review*. International Journal of Dentistry and Oral Science, 2015: p. 12-20.
13. Kelly, J.R., I. Nishimura, and S.D. Campbell, *Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives*. J Prosthet Dent, 1996. **75**(1): p. 18-32.
14. Shillingburg, H.T., et al., *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 2012: Quintessence Publishing Company.
15. Babu, P., et al., *Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties*. American Journal of Materials Engineering and Technology, 2015. **3**: p. 13-18.

16. Noort, R.V., *Introduction to dental material*. 2013, Elsevier.
17. Zaimoğlu, A., Aksu, E., Can, G., Ersoy, E. , *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1993: p. 355-391
18. Sturm, S. and B. Jančar, *Chapter 12- Dental Glasses and Glass-Ceramics*, in *Advanced Ceramics for Dentistry*, J.S.J. S, Editor. 2014, Butterworth-Heinemann: Oxford. p. 255-277.
19. Gracis, S., et al., *A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials*. Int J Prosthodont, 2015. **28**(3): p. 227-35.
20. Şener I D, T.Ş.B., *Kimyasal Yapılarına Göre Tam Seramik Restorasyonlar*. . Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2009. **19**(1): p. 61-67.
21. Bajraktarova-Valjakova, E., et al., *Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use*. Open Access Maced J Med Sci, 2018. **6**(9): p. 1742-1755.
22. Willie Ho, G. and J. Matinlinna, *Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments*. Silicon, 2011. **3**: p. 117-123.
23. Denry, I.L., *Recent advances in ceramics for dentistry*. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 1996. **7**(2): p. 134-143.
24. Shenoy, A. and N. Shenoy, *Dental ceramics: An update*. Journal of conservative dentistry: JCD, 2010. **13**(4): p. 195.
25. Ritzberger, C., et al., *Properties and Clinical Application of Three Types of Dental Glass-Ceramics and Ceramics for CAD-CAM Technologies*. Materials, 2010. **3**.
26. *IPS e.max® CAD Scientific Documentation*. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6182519/#ref33>.
27. Culp, L. and E.A. McLaren, *Lithium disilicate: the restorative material of multiple options*. Compend Contin Educ Dent, 2010. **31**(9): p. 716-20, 722, 724-5.
28. Belli, R., et al., *Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization*. Dent Mater, 2017. **33**(1): p. 84-98.
29. Rinke, S., et al., *Fabrication of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic Restorations Using a Complete Digital Workflow*. Case Rep Dent, 2015. **2015**: p. 162178.
30. Krüger, S., et al., *Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in Z r O 2-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application*. International Journal of Applied Glass Science, 2013. **4**(1): p. 9-19.
31. *Celtra Duo Brochure, EN*. Available from: https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Restorative/Indirect_Restoration/Ceramics/CAD_CAM_Ceramics/CELTRA_DUO/BRO_Celtra_Duo_EN_2017_08.pdf.

32. Fasbinder, D.J., *Material Matters: A review of Chairside CAD/CAM Restorative Materials*. Journal of Cosmetic Dentistry, 2018. **34**(3): p. 64-74.
33. *Scientific Documentation IPS e.max® Ceram* Available from: www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/25642/IPS+e-max+Ceram.
34. *Scientific Documentation IPS e.max® ZirPress* Available from: <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/40689/IPS+e-max+ZirPress>.
35. Della Bona, A., et al., *Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics*. Dent Mater, 2008. **24**(11): p. 1568-74.
36. Conrad, H.J., W.J. Seong, and I.J. Pesun, *Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review*. J Prosthet Dent, 2007. **98**(5): p. 389-404.
37. Li, R.W., T.W. Chow, and J.P. Matinlinna, *Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art*. J Prosthodont Res, 2014. **58**(4): p. 208-16.
38. Kelly, J.R. and P. Benetti, *Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice*. Aust Dent J, 2011. **56 Suppl 1**: p. 84-96.
39. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. **20**(1): p. 1-25.
40. Celik, M.e.a., *DİŞ HEKİMLİĞİNDE ZİRKONYA UYGULAMALARI*. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg., 2014: p. 106-116.
41. Bona, A.D., O.E. Pecho, and R. Alessandretti, *Zirconia as a Dental Biomaterial*. Materials (Basel), 2015. **8**(8): p. 4978-4991.
42. Hannink, R., P. Kelly, and B. Muddle, *Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics*. Journal of the American Ceramic Society, 2000. **83**: p. 461-487.
43. Kelly, J.R. and I. Denry, *Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview*. Dent Mater, 2008. **24**(3): p. 289-98.
44. Raigrodski, A.J., *Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature*. J Prosthet Dent, 2004. **92**(6): p. 557-62.
45. Luthardt, R.G., et al., *Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics*. J Dent Res, 2002. **81**(7): p. 487-91.
46. Blatz, M.B., et al., *Influence of surface treatment and simulated aging on bond strengths of luting agents to zirconia*. Quintessence Int, 2007. **38**(9): p. 745-53.
47. Church, T.D., et al., *Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials*. Gen Dent, 2017. **65**(1): p. 48-52.

48. Raigrodski, A.J., et al., *The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study*. J Prosthet Dent, 2006. **96**(4): p. 237-44.
49. Sailer, I., et al., *Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures*. Int J Prosthodont, 2007. **20**(4): p. 383-8.
50. Fathy, S.M., et al., *Translucency of monolithic and core zirconia after hydrothermal aging*. Acta biomaterialia odontologica Scandinavica, 2015. **1**(2-4): p. 86-92.
51. Lawson, N.C. and J.O. Burgess, *Dental ceramics: a current review*. Compend Contin Educ Dent, 2014. **35**(3): p. 161-6; quiz 168.
52. Kim, M.-J., et al., *Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency*. J Adv Prosthodont, 2013. **5**(2): p. 161-166.
53. Zhang, Y., *Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent*. Dental Materials, 2014. **30**(10): p. 1195-1203.
54. Jiang, L., et al., *Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic*. J Mater Sci Mater Med, 2011. **22**(11): p. 2429-35.
55. Coldea, A., *Suitability of Polymer-Infiltrated-Ceramic-Networks for CAD/CAM based dental restorative materials*. 2014, University of Otago.
56. *3Paradigm™ MZ100 Block Technical Product Profile*. Available from: <http://multimedia.3m.com/mws/media/77596O/3m-paradigm-mz100-block-for-cerec-technical-product-profile.pdf>.
57. Davidowitz, G. and P. G Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry*. Dental clinics of North America, 2011. **55**: p. 559-70, ix.
58. Miyazaki, T., et al., *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience*. Dent Mater J, 2009. **28**(1): p. 44-56.
59. Ueda, Y. and T. Yamaguchi, *History of and current situation regarding dental CAD/CAM systems and future perspectives*. 北海道歯学雑誌, 2017. **38**(Special issue): p. 104-110.
60. Zarina, R., J.L. Jaini, and R. Raj, *Evolution of the Software and Hardware in CAD/CAM Systems used in Dentistry*. International Journal of Preventive and Clinical Dental Research, 2017. **4**: p. 284-291.
61. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. Br Dent J, 2008. **204**(9): p. 505-11.
62. Susic, I., M. Travar, and M. Susic, *The application of CAD / CAM technology in Dentistry*. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 2017. **200**: p. 012020.
63. Alghazzawi, T.F., *Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation*. J Prosthodont Res, 2016. **60**(2): p. 72-84.

64. Strub, J.R., E.D. Rekow, and S. Witkowski, *Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities*. J Am Dent Assoc, 2006. **137**(9): p. 1289-96.
65. Choudhury, S.K. and S. Chinchani, *1.3 Finish Machining of Hardened Steel*, in *Comprehensive Materials Finishing*, M.S.J. Hashmi, Editor. 2017, Elsevier: Oxford. p. 47-92.
66. Whitehead, S.A., et al., *Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic*. J Oral Rehabil, 1995. **22**(6): p. 421-7.
67. Gadelmawla, E.S., et al., *Roughness parameters*. Journal of Materials Processing Technology, 2002. **123**(1): p. 133-145.
68. Sturm, S. and B. Jančar, *Chapter 8 - Microstructure Characterization of Advanced Ceramics*, in *Advanced Ceramics for Dentistry*, J.Z. Shen and T. Kosmač, Editors. 2014, Butterworth-Heinemann: Oxford. p. 151-172.
69. Surface Science Society of Japan, T., *Compendium of Surface and Interface Analysis*. 2018.
70. Zhou, W., et al., *Fundamentals of Scanning Electron Microscopy (SEM)*. 2006. p. 1-40.
71. Carter, M. and J. Shieh, *Chapter 5 - Microscopy*, in *Guide to Research Techniques in Neuroscience (Second Edition)*, M. Carter and J. Shieh, Editors. 2015, Academic Press: San Diego. p. 117-144.
72. Gadegaard, N., *Atomic force microscopy in biology: Technology and techniques*. Biotechnic & histochemistry : official publication of the Biological Stain Commission, 2006. **81**: p. 87-97.
73. Jagtap, R. and A. Ambre, *Atomic force microscopy (AFM): Basics and its important applications for polymer characterization: An overview*. Indian Journal of Engineering & Materials Sciences, 2006. **13**: p. 368-384.
74. Jefferies, S.R., *Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review*. Dent Clin North Am, 2007. **51**(2): p. 379-97, ix.
75. William J., O.B., *Dental Materials and Their Selection*. Fourth ed. 2008: Quintessence Publishing Co, Inc.
76. Bayne SC, T.J., Sturdevant CM, et al., *Sturdevant's art & science of operative dentistry*. . fourth ed. 2002: Mosby.
77. Gladwin, M., Bagby, M., *Clinical aspects of dental materials : theory, practice, and cases*. 2018, Lippincott, Williams, & Wilkins.
78. *Chapter 11 - Polishing*, in *Contemporary Esthetic Dentistry*, G. Freedman, Editor. 2012, Mosby: Saint Louis. p. 267-303.
79. Zalkind, M., S. Lauer, and N. Stern, *Porcelain surface texture after reduction and natural glazing*. The Journal of prosthetic dentistry, 1986. **55**: p. 30-3.
80. Sgura, R., et al., *Surface treatment of dental porcelain: CO2 laser as an alternative to oven glaze*. Lasers Med Sci, 2015. **30**(2): p. 661-7.

81. Aksoy, G., et al., *Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces*. Colloids and surfaces B: Biointerfaces, 2006. **53**(2): p. 254-259.
82. Kumchai, H., et al., *Effect of Glazing on Flexural Strength of Full-Contour Zirconia*. Int J Dent, 2018. **2018**: p. 8793481.
83. al-Wahadni, A. and D.M. Martin, *Glazing and finishing dental porcelain: a literature review*. J Can Dent Assoc, 1998. **64**(8): p. 580-3.
84. Fairhurst, C., et al., *The effect of glaze on porcelain strength*. Dental Materials, 1992. **8**(3): p. 203-207.
85. Asai, T., et al., *Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials*. Dent Mater J, 2010. **29**(6): p. 661-7.
86. Al-Wahadni, A. and D. Muir Martin, *Glazing and finishing dental porcelain: a literature review*. Journal-Canadian Dental Association, 1998. **64**: p. 580-583.
87. Chu, S., et al., *Color in Dentistry A Clinical Guide to Predictable Esthetics*. 2017: Quintessence Publishing Co, Inc.
88. Sikri, V.K., *Indirect Restorations in Dental Practice*. CBS Publishers & Distributors Pvt. Ltd.
89. Burkinshaw, S.M., *Colour in relation to dentistry. Fundamentals of colour science*. Br Dent J, 2004. **196**(1): p. 33-41; discussion 29.
90. Chen, H. and Y. Liu, *Chapter 2 - Teeth*, in *Advanced Ceramics for Dentistry*, J.Z. Shen and T. Kosmač, Editors. 2014, Butterworth-Heinemann: Oxford. p. 5-21.
91. Powers, J.M., *Craig's RESTORATIVE DENTAL MATERIALS*. 13th ed.: Elsevier Mosby.
92. Salas, M., et al., *Translucency thresholds for dental materials*. Dental Materials, 2018. **34**(8): p. 1168-1174.
93. Paravina, R.D., J.C. Ontiveros, and J.M. Powers, *Accelerated aging effects on color and translucency of bleaching-shade composites*. J Esthet Restor Dent, 2004. **16**(2): p. 117-26; discussion 126-7.
94. Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Fujimoto, J. , *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (4th ed.) ed. 2004: St. Louis: Mosby.
95. Pekkan, G., et al., *Factors affecting the translucency of monolithic zirconia ceramics: A review from materials science perspective*. Dental Materials Journal, 2019.
96. Kanchanasavita, W., et al., *Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics*. J Prosthodont, 2014. **23**(6): p. 456-61.
97. Kelly, J.R., *Ceramics in Dentistry: Principles and Practice*. 2016: Quintessence Publishing Company, Incorporated.

98. Mokrzycki, W. and M. Tatol, *Color difference Delta E - A survey*. Machine Graphics and Vision, 2011. **20**: p. 383-411.
99. Perez Mdel, M., et al., *Dental ceramics: a CIEDE2000 acceptability thresholds for lightness, chroma and hue differences*. J Dent, 2011. **39 Suppl 3**: p. e37-44.
100. Igiel, C., et al., *Dental color matching: A comparison between visual and instrumental methods*. Dent Mater J, 2016. **35**(1): p. 63-9.
101. Okubo, S.R., et al., *Evaluation of visual and instrument shade matching*. J Prosthet Dent, 1998. **80**(6): p. 642-8.
102. Chu, S.J., R.D. Trushkowsky, and R.D. Paravina, *Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects*. J Dent, 2010. **38 Suppl 2**: p. e2-16.
103. Gomez-Polo, C., et al., *Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(1): p. 65-70.
104. Brewer, J.D., A. Wee, and R. Seghi, *Advances in color matching*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(2): p. v, 341-58.
105. Agrawal, V. and s. kapoor, *Color and Shade Management in Esthetic Dentistry*. Universal Research Journal of Dentistry, 2013. **3**: p. 120-127.
106. Ragain, J., *A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice*. J Dent Oral Disord Ther, 2016. **4**(2): p. 1-5.
107. Önal, B., D. Recen, and L. Türkün, *Restoratif Diş Hekimliğinde Renk Seçimi*. Restorative neurology and neuroscience, 2015.
108. Paravina, R. and E. Swift, *Color in dentistry: Improving the odds of correct shade selection: Critical appraisal*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2009. **21**: p. 202-208.
109. Tam, W.K. and H.J. Lee, *Dental shade matching using a digital camera*. Journal of dentistry, 2012. **40**.
110. Sikri, V., *Color: Implications in dentistry*. Journal of Conservative Dentistry, 2010. **13**(4): p. 249-255.
111. Gale, M. and B. Darvell, *Thermal cycling procedure for laboratory testing of dental restorations*. Journal of dentistry, 1999. **27**: p. 89-99.
112. Morresi, A.L., et al., *Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2014. **29**: p. 295-308.
113. *OptraFine® Brochure*
Available from:
https://www.ivoclarvivadent.com.au/mam/celum/celum_assets/9515057610782_OptraFine_pdf_6064.pdf?2.
114. *CR-321 Chroma Meter*. Available from:
<https://sensing.konicaminolta.asia/product/discontinued-cr-321-chroma-meter/>.

115. Wang, F., H. Takahashi, and N. Iwasaki, *Translucency of dental ceramics with different thicknesses*. J Prosthet Dent, 2013. **110**(1): p. 14-20.
116. Della Bona, A. and J.R. Kelly, *The clinical success of all-ceramic restorations*. J Am Dent Assoc, 2008. **139** Suppl: p. 8s-13s.
117. Baldissara, P., et al., *Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(2): p. 269-275.
118. Kilinc, H. and S. Turgut, *Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(1): p. 107-113.
119. Al-Amleh, B., K. Lyons, and M. Swain, *Clinical trials in zirconia: a systematic review*. J Oral Rehabil, 2010. **37**(8): p. 641-52.
120. Malkondu, O., N. Tinastepe, and E. Kazazoglu, *Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia*. J Prosthet Dent, 2016. **116**(6): p. 902-908.
121. Matsuzaki, F., et al., *Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia*. Dental Materials Journal, 2015. **34**(6): p. 910-917.
122. Mohammadibassir, M., et al., *Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic*. J Prosthodont, 2019. **28**(1): p. e172-e180.
123. Sailer, I., et al., *Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up*. Int J Prosthodont, 2009. **22**(6): p. 553-60.
124. Wolfart, S., et al., *Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design*. Eur J Oral Sci, 2009. **117**(6): p. 741-9.
125. Haff, A., et al., *A retrospective evaluation of zirconia-fixed partial dentures in general practices: an up to 13-year study*. Dent Mater, 2015. **31**(2): p. 162-70.
126. Muhlemann, S., et al., *Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic posterior fixed partial dentures. Part II: Time efficiency of CAD-CAM versus conventional laboratory procedures*. J Prosthet Dent, 2019. **121**(2): p. 252-257.
127. Sailer, I., et al., *All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs)*. Dental Materials, 2015. **31**(6): p. 603-623.
128. Pjetursson, B.E., et al., *All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs*. Dental Materials, 2015. **31**(6): p. 624-639.

129. Stawarczyk, B., et al., *Zirconia ceramics, their contrast ratio and grain size depending on sintering parameters*. Dental materials journal, 2014. **33**: p. 441-448.
130. Heintze, S.D. and V. Rousson, *Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review*. Int J Prosthodont, 2010. **23**(6): p. 493-502.
131. Fischer, J., et al., *Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns*. Dent Mater J, 2007. **26**(6): p. 766-72.
132. Swain, M.V., *Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures*. Acta Biomater, 2009. **5**(5): p. 1668-77.
133. Kontonasaki, E., et al., *Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance*. Dent J (Basel), 2019. **7**(3).
134. Zhang, Y., *Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent*. Dent Mater, 2014. **30**(10): p. 1195-203.
135. Matsuzaki, F., et al., *Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia*. Dent Mater J, 2015. **34**(6): p. 910-7.
136. Manziuc, M.M., et al., *Effect of glazing on translucency, color, and surface roughness of monolithic zirconia materials*. J Esthet Restor Dent, 2019. **31**(5): p. 478-485.
137. Carrabba, M., et al., *Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test*. J Dent, 2017. **60**: p. 70-76.
138. Elsaka, S.E., *Optical and Mechanical Properties of Newly Developed Monolithic Multilayer Zirconia*. J Prosthodont, 2019. **28**(1): p. e279-e284.
139. Kwon, S.J., et al., *Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(1): p. 132-137.
140. Schultheis, S., et al., *Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium-disilicate versus metal-ceramic fixed dental prostheses: comparison of fracture loads and failure modes after fatigue*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(5): p. 1407-13.
141. Hamza, T.A. and R.M. Sherif, *Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations*. J Prosthodont, 2019. **28**(1): p. e259-e264.
142. Øilo, M., K. Kvam, and N.R. Gjerdet, *Load at fracture of monolithic and bilayered zirconia crowns with and without a cervical zirconia collar*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2016. **115**(5): p. 630-636.
143. Hmaidouch, R., et al., *Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing*. International Journal Of Oral Science, 2014. **6**: p. 241.

144. Rashid, H., *The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature*. European journal of dentistry, 2014. **8**(4): p. 571-579.
145. Khayat, W., et al., *Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(4): p. 626-631.
146. Kim, H.K., et al., *Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(6): p. 773-9.
147. Kim, M.J., et al., *Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains*. J Dent, 2012. **40**(11): p. 979-88.
148. Akar, G.C., et al., *Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(2): p. 314-21.
149. Lee, W.-F., et al., *Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2016. **116**(2): p. 264-268.
150. Kursoglu, P., P.F. Karagoz Motro, and E. Kazazoglu, *Correlation of surface texture with the stainability of ceramics*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(2): p. 306-13.
151. Sarikaya, I. and Y. Hayran, *Effects of Polishing on Color Stability and Surface Roughness of CAD-CAM Ceramics*. Meandros Medical and Dental Journal, 2018. **19**.
152. Mohammadi-Bassir, M., et al., *Effect of coarse grinding, overglazing, and 2 polishing systems on the flexural strength, surface roughness, and phase transformation of yttrium-stabilized tetragonal zirconia*. J Prosthet Dent, 2017. **118**(5): p. 658-665.
153. Flury, S., A. Lussi, and B. Zimmerli, *Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations*. Oper Dent, 2010. **35**(4): p. 470-81.
154. Flury, S., A. Peutzfeldt, and A. Lussi, *Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials*. Oper Dent, 2012. **37**(6): p. 617-24.
155. Preis, V., et al., *Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments*. J Mech Behav Biomed Mater, 2012. **10**: p. 13-22.
156. Vasiliu, R.D., et al., *The Effect of Thermocycling and Surface Treatments on the Surface Roughness and Microhardness of Three Heat-Pressed Ceramics Systems*. Crystals, 2020. **10**: p. 160.
157. Alencar-Silva, F.J., et al., *Effect of beverage solutions and toothbrushing on the surface roughness, microhardness, and color stainability of a vitreous CAD-CAM lithium disilicate ceramic*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2019. **121**(4): p. 711.e1-711.e6.

158. Ludovichetti, F.S., et al., *Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(2): p. 318.e1-318.e8.
159. Sun, S., et al., [*Influence of polishing and glazing on the wear of zirconia and enamel*]. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2016. **51**(5): p. 300-4.
160. Janyavula, S., et al., *The wear of polished and glazed zirconia against enamel*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(1): p. 22-9.
161. Etman, M.K., M. Woolford, and S. Dunne, *Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study*. International journal of prosthodontics, 2008. **21**(3).
162. Heintze, S.D., et al., *Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro*. Dent Mater, 2008. **24**(4): p. 433-49.
163. Caglar, I., S.M. Ates, and Z. Yesil Duymus, *The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia*. J Adv Prosthodont, 2018. **10**(2): p. 132-137.
164. Vichi, A., et al., *Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems*. Oper Dent, 2018. **43**(1): p. 90-100.
165. Subasi, M.G., et al., *Effect of thickness on optical properties of monolithic CAD-CAM ceramics*. J Dent, 2018. **71**: p. 38-42.
166. Arif, R., B. Yilmaz, and W. Johnston, *In vitro color stainability and relative translucency of CAD-CAM restorative materials used for laminate veneers and complete crowns*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2019.
167. Yuzugullu, B., et al., *The effect of different polishing sequences on the adhesion of Streptococcus mutans to feldspathic Porcelain*. The Journal of Adhesion, 2016. **92**(12): p. 939-949.
168. Chen, H., et al., *A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching*. Quintessence Int, 2012. **43**(8): p. 649-59.
169. Paravina, R.D., et al., *Color difference thresholds in dentistry*. J Esthet Restor Dent, 2015. **27 Suppl 1**: p. S1-9.
170. Paravina, R., M. Pérez, and R.I. Ghinea, *Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2019. **31**.
171. Lindsey, D.T. and A.G. Wee, *Perceptibility and acceptability of CIELAB color differences in computer-simulated teeth*. Journal of dentistry, 2007. **35**(7): p. 593-599.
172. Ishikawa-Nagai, S., et al., *Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns*. J Dent, 2009. **37 Suppl 1**: p. e57-63.
173. Ghinea, R., et al., *Color difference thresholds in dental ceramics*. J Dent, 2010. **38 Suppl 2**: p. e57-64.

174. Perez Mdel, M., et al., *Study of the variation between CIELAB delta E* and CIEDE2000 color-differences of resin composites*. Dent Mater J, 2007. **26**(1): p. 21-8.
175. Lee, Y.K., *Comparison of CIELAB DeltaE(*) and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites*. Dent Mater, 2005. **21**(7): p. 678-82.
176. Sun, Y., et al., [*Optical properties of computer aided design and computer aided manufactured materials for veneer restorations*]. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi, 2019. **54**(4): p. 246-249.
177. Alp, G. and G. Subaşı, *Effect of Surface Finishing Methods and Aging on Surface Roughness and Optical Properties of Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Glass-Ceramic*. Cumhuriyet Dental Journal, 2019. **22**: p. 121-130.
178. Alp, G., et al., *Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic*. J Prosthet Dent, 2018. **120**(2): p. 263-268.
179. Kanat-Erturk, B., *Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures*. J Prosthodont, 2020. **29**(2): p. 166-172.
180. Riquieri, H., et al., *Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics*. Dent Mater, 2018. **34**(10): p. 1483-1491.
181. *SURFACE ROUGHNESS TERMINOLOGY AND PARAMETERS*. Available from: https://www.predev.com/pdf/files/surface_roughness_terminology_and_parameters.pdf.
182. Alakus Sabuncuoglu, F. and E. Erturk, *The effect of different surface treatment techniques on the surface roughness of feldspathic porcelain*. J Istanbul Univ Fac Dent, 2016. **50**(3): p. 1-7.
183. Beltrami, R., et al., *Effect of different surface finishing/polishing procedures on color stability of esthetic restorative materials: A spectrophotometric evaluation*. Eur J Dent, 2018. **12**(1): p. 49-56.
184. Carrabba, M., et al., *Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness and Gloss of Feldspathic Ceramic for Chairside CAD/CAM Systems*. Oper Dent, 2017. **42**(2): p. 175-184.
185. Sarikaya, I., K. Yerliyurt, and Y. Hayran, *Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics*. BMC Oral Health, 2018. **18**(1): p. 40.
186. Ilie, N. and R. Hickel, *Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics*. Dent Mater, 2008. **24**(7): p. 908-14.
187. Tabatabaian, F., *Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature*. J Prosthodont, 2019. **28**(3): p. 276-287.

188. Della Bona, A., A.D. Nogueira, and O.E. Pecho, *Optical properties of CAD–CAM ceramic systems*. Journal of Dentistry, 2014. **42**(9): p. 1202-1209.
189. Walczak, K., et al., *Translucency of Zirconia Ceramics before and after Artificial Aging*. J Prosthodont, 2019. **28**(1): p. e319-e324.
190. Bergamo, E., et al., *Fracture Load and Phase Transformation of Monolithic Zirconia Crowns Submitted to Different Aging Protocols*. Oper Dent, 2016. **41**(5): p. E118-e130.
191. Wang, S.F., et al., *Transparent Ceramics: Processing, Materials and Applications*. Progress in Solid State Chemistry, 2013. **41**: p. 20-54.
192. Awad, D., et al., *Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness*. J Prosthet Dent, 2015. **113**(6): p. 534-40.
193. Abdelbary, O., et al., *Effect of accelerated aging on translucency of monolithic zirconia*. Future Dental Journal, 2016. **2**(2): p. 65-69.
194. Morresi, A.L., et al., *Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review*. J Mech Behav Biomed Mater, 2014. **29**: p. 295-308.
195. Hayran, Y. and I. Sarikaya, *Effect of Different Surface Finishing Methods and Colorant Solutions on Translucency of Monolithic CAD/CAM Ceramics*. Meandros Medical and Dental Journal, 2019. **20**: p. 144-151.
196. Acar, O., et al., *Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials*. J Prosthet Dent, 2016. **115**(1): p. 71-5.
197. Vasiliu, R.D., Porojan, and Bîrdeanu, *Effect of Thermocycling, Surface Treatments and Microstructure on the Optical Properties and Roughness of CAD-CAM and Heat-Pressed Glass Ceramics*. Materials, 2020. **13**: p. 381.
198. Yildiz, E., et al., *Color stability and surface roughness of polished anterior restorative materials*. Dent Mater J, 2015. **34**(5): p. 629-39.
199. Gale, M.S. and B.W. Darvell, *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. Journal of Dentistry, 1999. **27**(2): p. 89-99.