



**T.C.
SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
HAMİDİYE SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YENİ NESİL FARKLI IŞIK
GEÇİRGENLİĞİNE SAHİP TAM
KRİSTALİZE CAD/CAM SERAMİK
MATERYALLERİN FARKLI YÜZEY
BİTİRME İŞLEMİ VE YAŞLANDIRMA
SONRASI YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ, IŞIK
GEÇİRGENLİĞİ VE RENK DEĞİŞİMİNİN
İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

BAŞAK TIMARCIOĞLU

**TEZ DANIŞMANI
DR. ÖĞR. ÜYESİ CUMHUR KORKMAZ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**DOKTORA TEZİ
NİSAN/2024**

İTHAF

Kıymetli eşim ve canım aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora sürecim boyunca ve tez hazırlama dönemimde benden desteğini esirgemeyen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle yol gösteren kıymetli hocam ve danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Cumhur KORKMAZ'a

Doktora eğitimim boyunca mesleki engin bilgisi ile bana ışık olan, zor zamanlarımda sabrını ve ilgisini cömertçe sunan, tez hazırlama süreci boyunca bilgi ve tecrübeleriyle bana rehberlik eden, öğrencisi olmaktan her zaman mutluluk duyduğum saygıdeğer hocam sayın Prof. Dr Arzu ATAY'a

Doktora eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım değerli hocam sayın Doç Dr. Sibel DİKİCİER ve Sağlık Bilimleri Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı öğretim üyelerine,

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım, zor zamanlarımda yanımda olan, acı tatlı birçok anı biriktirdiğim değerli asistan arkadaşlarıma,

Sonuçların istatistiksel analizinin yapılmasında sonsuz destek veren sayın Tanyeli Kazaz'a

Bilgi birikimi, güzel kalbi ile her zaman destek olan ve yardımlarını esirgemeyen kıymetli teknisyenimiz Ayşe Sağır'a

Bu günümün mimarları, sevgileri ve desteklerini her zaman hissettiğim, evlatları olmaktan gurur duyduğum, haklarını asla ödeyemeyeceğim canım annem Candan KARAÇAVUŞ ve canım babam Recep KARAÇAVUŞ'a

Her sıkıntıda, tüm mutlu anlarımda yanımda olan, bana yol gösteren ikinci annem, canım ablam Fatma KARAÇAVUŞ DİVRİK'e

Koşulsuz sevgi ve anlayışı ile beni her daim destekleyen, bu hayat yolculuğunda el ele yürümekten gurur duyduğum, en büyük yol göstericim, hem meslektaşın hem hayat arkadaşım, sevgili eşim Göksel TIMARCIOĞLU'na

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
ÖZET	xvi
ABSTRACT.....	xviii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. DENTAL SERAMİKLER	3
2.2. DENTAL SERAMİKLERİN TARİHİ	3
2.3. DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI	5
2.3.1. Feldspar	6
2.3.2. Kuartz	6
2.3.3. Kaolin	6
2.4. DENTAL CAD/CAM SİSTEMLERİ.....	7
2.4.1. Direkt Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	8
2.4.2. Laboratuvarıda Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	8
2.4.3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri	9
2.5. DENTAL CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN TAM SERAMİKLER ...	9
2.5.1. Cam Matriks Seramikler.....	10
2.5.1.1. Feldspatik seramikler.	10
2.5.1.2. Sentetik seramikler.	11
2.5.1.3. Cam infiltre seramikler	15
2.5.2. Polikristalin Seramikler	16
2.5.2.1. Alumina	16
2.5.2.2. Stabilize zirkonya	16
2.5.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile güçlendirilmiş Zirkonya	17
2.5.3. Resin Matriks Seramikler.....	17
2.5.3.1. Resin nano seramikler	18

2.5.3.2. Rezin infiltre cam seramikler.....	18
2.5.3.3. Rezin infiltre zirkonya-silika içeren seramikler.....	19
2.6. DENTAL SERAMİKLERDE YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ.....	19
2.6.1. Dental Seramiklerde Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi.....	19
2.6.2. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj.....	21
2.6.3. Dental Seramiklerde Glaze Uygulaması	22
2.7. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ.....	23
2.7.1. Yüzey Pürüzlülüğü Parametreleri.....	23
2.7.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	25
2.7.2.1. Taramalı elektron mikroskobu (SEM).....	25
2.7.2.2. Profilometreler	25
2.7.2.3. Atomik kuvvet mikroskobu.	26
2.8. IŞIK VE RENK KAVRAMI.....	26
2.8.1. Işık ve Renk İle İlgili Kavramlar.....	27
2.8.1.1. Translusensi	27
2.8.1.2. Transparanlık	27
2.8.1.3. Opaklık.....	27
2.8.1.4. Floresans	28
2.8.1.5. Opalesans	28
2.8.1.6. Metamerizm	28
2.9. DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RENK SİSTEMLERİ.....	28
2.9.1. Munsell Renk Sistemi.....	29
2.9.1.1. Hue (Ton).....	30
2.9.1.2. Value (Parlaklık).....	30
2.9.1.3. Chroma (Yoğunluk).....	31
2.9.2. CIE L * a * b * Renk Sistemi	31
2.9.3. CIEDE2000 Renk Sistemi.....	33
2.10. DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RENK TESPİT YÖNTEMLERİ.....	34
2.10.1. Görsel Teknik	34
2.10.2. Enstrümental Teknik	35
2.10.2.1. Kolorimetreler.....	35
2.10.2.2. Spektrofotometreler.	36
2.10.2.3. Spektroradyometreler.....	37
2.10.2.4. Dijital kameralar	37
2.11. YAPAY YAŞLANDIRMA	38

2.11.1. Termal Siklus İle Yaşlandırma	38
2.11.2. Otoklav İle Yaşlandırma.....	38
2.11.3. Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	40
3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI.....	40
3.2. ÖRNEKLERE YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI	45
3.2.1. Mekanik Polisaj İşleminin Uygulanması.....	45
3.2.2. Glaze İşleminin Uygulanması	47
3.3. TERMAL SIKLUS UYGULAMASI	53
3.4. ÖRNEKLERİN RENK ve YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ DEĞERLERİNİN ÖLÇÜMÜ	54
3.4.1. Renk Ölçümünün Yapılması	54
3.4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümünün Yapılması.....	55
3.5. SEM ANALİZİ	56
3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	57
4. BULGULAR	58
4.1. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	58
4.1.1. Ra Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar.....	58
4.1.2. Rz Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar.....	61
4.2. RENK VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	64
4.2.1. L* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar.....	64
4.2.2. a* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar	68
4.2.3. b* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar	72
4.2.4. ΔE_{00} Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar	76
4.2.5. TP Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar	80
4.3. SEM ANALİZİ	84
5. TARTIŞMA	90
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	108
KAYNAKLAR	109

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2. 1: Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri	33
Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri, bitirme teknikleri ve üretici firmaları.....	42
Tablo 3. 2: Gruplara ayrılan örnek sayısı (n:20 olmak üzere toplam 320 örnek)	45
Tablo 3. 3: CeltraDuo glaze program ayarları.....	48
Tablo 3. 4: GC Initial LiSi glaze program ayarları	49
Tablo 3. 5: IPS Empress CAD glaze program ayarları	50
Tablo 3. 6: GC Initial LRF glaze program ayarları.....	52
Tablo 4. 1: HT blokların Ra değerleri için Shaphiro Wilk testi sonuçları	58
Tablo 4. 2: LT blokların Ra değerleri için Shaphiro Wilk testi sonuçları.....	58
Tablo 4. 3: Ra değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi ..	59
Tablo 4. 4: HT Blokların Rz değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları.....	61
Tablo 4. 5: LT Blokların Rz değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları	61
Tablo 4. 6: Rz değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi ..	62
Tablo 4. 7: L* değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi ..	64
Tablo 4. 8: HT Blokların L* değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları.....	65
Tablo 4. 9: LT Blokların L*değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları	67
Tablo 4. 10: a* değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi.	68
Tablo 4. 11: HT Blokların a* değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları	69
Tablo 4. 12: LT Blokların a*değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları.....	71
Tablo 4. 13: b* değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi	72
Tablo 4. 14: HT Blokların b* değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları	73
Tablo 4. 15: LT Blokların b*değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları.....	75
Tablo 4. 16: ΔE_{00} değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi	76
Tablo 4. 17: HT Blokların ΔE_{00} değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları	77

Tablo 4. 18: LT Blokların ΔE_{00} değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları	79
Tablo 4. 19: TP değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi	80
Tablo 4. 20: HT Blokların TP değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları	81
Tablo 4. 21: LT Blokların TP değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları	82



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1: Dental seramiklerin sınıflandırılması	10
Şekil 2. 2: Ra parametresi diagramı ve Ra değerinin hesaplanması	24
Şekil 2. 3: Rz parametresi diagramı ve Rz değerinin hesaplanması	24
Şekil 2. 4: Munsell renk sisteminin şematik diagramı	29
Şekil 2. 5: Munsell renk sisteminin uzay koordinatları (a:hue, b:value, c:chroma)	30
Şekil 2. 6: CIELab renk sistemi şematik diagramı	32
Şekil 2. 7: CIEDE2000 renk formülü	34
Şekil 3. 1: Çalışmanın iş akış şeması	40
Şekil 3. 2: CeltraDuo (Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat) HT ve LT bloklar	41
Şekil 3. 3: GC Initial LiSi (Lityum disilikat) HT ve LT bloklar	41
Şekil 3. 4: IPS Empress CAD (Lösitle güçlendirilmiş cam seramik) HT ve LT bloklar	41
Şekil 3. 5: GC Initial LRF (Lösitle güçlendirilmiş cam seramik) HT ve LT bloklar	41
Şekil 3. 6: Mecatome T180 Hassas kesim cihazı	43
Şekil 3. 7: Minitech 233 Zımpara cihazı	43
Şekil 3. 8: Kırmızı bantlı frezle aşındırma işlemi	44
Şekil 3. 9: Dijital kumpas	44
Şekil 3. 10: Ultrasonik temizleme cihazı	45
Şekil 3. 11: EVE Diapol Twist polisaj lastik seti	46
Şekil 3. 12: Sırasıyla mavi, pembe, gri polisaj lastik uygulaması	46
Şekil 3. 13: Polisaj işlemi tamamlanmış örnekler	47
Şekil 3. 14: CeltraDuo Universal overglaze (a) ve Programat P500 porselen fırını (b)	48
Şekil 3. 15: Glaze işlemi tamamlanmış CeltraDuo HT ve LT örnekler	48
Şekil 3. 16: GC Initial Lustre Pastes NF glaze	49
Şekil 3. 17: Glaze işlemi tamamlanmış GC Initial LiSi HT ve LT örnekler	50
Şekil 3. 18: IPS Empress Universal Glaze	51
Şekil 3. 19: Glaze işlemi tamamlanmış IPS Empress CAD HT ve LT örnekler	51

Şekil 3. 20: GC Initial Spectrum glaze	52
Şekil 3. 21: Glaze işlemi tamamlanmış GC Initial LRF HT ve LT örnekler	53
Şekil 3. 22: SD Mechatronic termal siklus cihazı.....	53
Şekil 3. 23: Vita EasyShade V renk ölçüm cihazı (a), ışık kaynağı ucu (b) ve ölçüm modları (c) ..	54
Şekil 3. 24: Örneklerin beyaz (a) ve siyah (b) zeminde renk ölçümlerinin yapılması.....	55
Şekil 3. 25: CIEDE2000 renk değişim formülü.....	55
Şekil 3. 26: PCE-RT 10 yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı ve kalibrasyon plağı.....	56
Şekil 3. 27: Quorum SC7620 kaplama cihazı.....	56
Şekil 3. 28: VEGA 3 taramalı elektron mikroskobu.....	57
Şekil 4. 1: t_1 ve t_2 zamanlarına ait HT blokların R_a değeri karşılaştırmalı grafiği	60
Şekil 4. 2: t_1 ve t_2 zamanlarına ait LT blokların R_a değeri karşılaştırmalı grafiği.....	60
Şekil 4. 3: t_1 ve t_2 zamanlarına ait HT blokların R_z değeri karşılaştırmalı grafiği	63
Şekil 4. 4: t_1 ve t_2 zamanlarına ait LT blokların R_z değeri karşılaştırmalı grafiği.....	63
Şekil 4. 5: t_1 ve t_2 zamanlarına ait HT blokların L^* değeri karşılaştırmalı grafiği	65
Şekil 4. 6: t_1 ve t_2 zamanlarına ait HT blokların L^* değeri karşılaştırmalı grafiği	67
Şekil 4. 7: t_1 ve t_2 zamanlarına ait HT blokların a^* değeri karşılaştırmalı grafiği	70
Şekil 4. 8: t_1 ve t_2 zamanlarına ait LT blokların a^* değeri karşılaştırmalı grafiği	71
Şekil 4. 9: t_1 ve t_2 zamanlarına ait HT blokların b^* değeri karşılaştırmalı grafiği.....	74
Şekil 4. 10: t_1 ve t_2 zamanlarına ait LT blokların b^* değeri karşılaştırmalı grafiği	75
Şekil 4. 11: HT blokların t_2-t_1 zamanları arasındaki ΔE_{00} değeri karşılaştırmalı grafiği	78
Şekil 4. 12: LT blokların t_2-t_1 zamanları arasındaki ΔE_{00} değeri karşılaştırmalı grafiği	79
Şekil 4. 13: HT blokların t_1 (TP ₁) ve t_2 (TP ₂) zamanları arasındaki TP değeri karşılaştırmalı grafiği	81
Şekil 4. 14: LT blokların t_1 ve t_2 zamanları arasındaki TP değeri karşılaştırmalı grafiği	83
Şekil 4. 15: GC Initial LiSi LT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri.....	84
Şekil 4. 16: GC Initial LiSi LT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri.....	84
Şekil 4. 17: GC Initial LRF LT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	85
Şekil 4. 18: GC Initial LRF LT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	85

Şekil 4. 19:	IPS Empress CAD LT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	85
Şekil 4. 20:	IPS Empress CAD LT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri.....	86
Şekil 4. 21:	CeltraDuo LT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	86
Şekil 4. 22:	CeltraDuo LT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	86
Şekil 4. 23:	GC Initial LiSi HT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	87
Şekil 4. 24:	GC Initial LiSi HT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	87
Şekil 4. 25:	GC Initial LRF HT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	87
Şekil 4. 26:	GC Initial LRF HT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri.....	88
Şekil 4. 27:	IPS Empress CAD HT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	88
Şekil 4. 28:	IPS Empress CAD HT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri	88
Şekil 4. 29:	CeltraDuo HT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri.....	89
Şekil 4. 30:	CeltraDuo HT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri.....	89

SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA	: American Dental Association
AFM	: Atomic Force Microscopy
AKM	: Atomik kuvvet Mikroskobu
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
ATZ	: Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya
Au	: Altın
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CaO	: Kalsiyum Oksit
Ca₅(PO₄)₃	: Kalsiyum Fosfat
CCD	: Charge- Coupled Device
CeO₂	: Seryum Oksit
CEREC	: Ceramic Reconstruction
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
GPa	: Gigapaskal
HF	: Hidroflorik Asit
HT	: High Translucency (Yüksek Transludent)
HYY	: Hızlandırılmış Yapay Yaşlandırma
K₂O	: Potasyum Oksit
LiO₃PO₄	: Lityum Ortofosfat
Li₂Si₂O₅	: Lityum Disilikat
LT	: Low Translucency (Düşük Trasludent)
mbar	: Milibar
MgO	: Magnezyum Oksit
MPa	: Megapaskal
Na₂O	: Sodyum Oksit
O	: Oksijen
Ra	: Roughness Average
Rpm	: Revolutions per Minute (Dakikadaki devir sayısı)
SEM	: Scanning Electron Microscope

Si	: Silisyum
SiO₂	: Silisyum Oksit (Silika)
TP	: Translusensi Parametresi
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
Y₂O₃	: İttriyum Oksit
Y-TZP	: İttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali
ΔE	: Renk Değişim Değeri
3D	: 3 Boyutlu



YENİ NESİL FARKLI IŞIK GEÇİRGENLİĞİNE SAHİP TAM KRİSTALİZE CAD/CAM SERAMİK MATERYALLERİN FARKLI YÜZEY BİTİRME İŞLEMİ VE YAŞLANDIRMA SONRASI YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ, IŞIK GEÇİRGENLİĞİ VE RENK DEĞİŞİMİNİN İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZET

Amaç: Çalışmanın amacı; yeni nesil tam kristalize lityum disilikat (GC Initial LiSi), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (CeltraDuo), lösitle güçlendirilmiş cam seramik (GC Initial LRF, IPS Empress CAD) materyallerin, farklı translusensiye sahip (HT, LT) alt gruplarında, mekanik polisaj ve glaze işlemlerinin termal siklus sonrası yüzey pürüzlülüğü (Ra, Rz), ışık geçirgenliği (TP) ve renk değişimlerini (ΔE_{00}) karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: GC Initial LiSi, GC Initial LRF, IPS Empress CAD ve CeltraDuo blokların farklı ışık geçirgenliğine (HT, LT) sahip gruplarının her biri için 40'ar örnek hazırlanmıştır. Örnekler polisaj ve glaze işlemi uygulanmış, örnekler kahve çözeltisinde 10000 termal siklusa tabi tutulmuştur. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için mekanik profilometre, renk ölçümleri için spektrofotometre kullanılmıştır. Renk değişimi CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülü kullanılarak yapılmıştır. Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro wilk testi, normal dağılan değişkenlerin üzerine 3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde, tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi uygulanmıştır ($p<0,05$).

Bulgular: Yaşlandırma sonrası IPS Empress CAD HT bloğun polisaj grubunun Ra ve Rz değeri glaze grubundan yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Yaşlandırma sonrası tüm seramik örnekler renk değişimine uğramıştır. Polisaj gruplarında glaze gruplarına kıyasla daha fazla renk değişimi gözlenmiştir. GC Initial LiSi HT, CeltraDuo HT ve CeltraDuo LT blokların polisaj grupları kabul edilebilir eşğin üzerinde renk değişimi göstermiştir ($\Delta E_{00}>1,8$). Yaşlandırma sonrası translusensi azalmış ve polisaj grupları glaze gruplarına kıyasla daha yüksek translusensi değeri göstermiştir.

Sonuç: Polisaj uygulamasının glaze uygulamasına kıyasla daha pürüzlü yüzey elde edilmesine sebep olduğu saptanmıştır. Yaşlandırma, yüzey işlemi fark etmeksizin

blokları daha az parlak, daha pürüzlü hale getirmiştir. Yaşlandırma sonrası ΔE_{00} , polisaj gruplarında glaze gruplarına kıyasla daha fazla bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Renk değişimi, Tam kristalize seramik, Translusensi, Yüzey pürüzlülüğü



IN VITRO EVALUATION OF SURFACE ROUGHNESS, LIGHT TRANSMISSION AND COLOR CHANGE AFTER DIFFERENT SURFACE FINISHING AND AGING OF NEW GENERATION FULLY CRYSTALLIZED CAD/CAM CERAMIC MATERIALS WITH DIFFERENT LIGHT TRANSMITTANCE

ABSTRACT

Aim: The aim of the study is to compare the effects of mechanical polishing and glazing processes on surface roughness (Ra, Rz), translucency (TP) and color changes (ΔE_{00}) in different translucency subgroups (HT, LT) of next-generation fully crystallized lithium disilicate (GC Initial LiSi), zirconia-reinforced lithium silicate (CeltraDuo), and leucite-reinforced glass ceramic materials (GC Initial LRF, IPS Empress CAD) following thermal cycling.

Materials and Methods: For each group of GC Initial LiSi, GC Initial LRF, IPS Empress CAD, and CeltraDuo blocks, with varying translucency subgroups (HT, LT), 40 specimens were prepared. These samples underwent polishing and glazing treatments before being subjected to 10,000 thermal cycles in a coffee solution. Surface roughness was measured using a mechanical profilometer, while color measurements were conducted with a spectrophotometer. The color change was calculated using the CIEDE2000 (ΔE_{00}) formula. The conformity of parameters to normal distribution was assessed using the Shapiro-Wilk test. For variables that followed a normal distribution, a repeated measures factorial analysis of variance was applied to evaluate the effects of three different factors' levels ($p < 0.05$).

Results: After aging, the polished group of the IPS Empress CAD HT block exhibited higher Ra and Rz values compared to the glazed group ($p < 0.05$). All ceramic samples underwent color changes after aging. The polished groups displayed more color change compared to the glazed groups. The polished groups of GC Initial LiSi HT, CeltraDuo HT, and CeltraDuo LT blocks showed color changes beyond the acceptable threshold ($\Delta E_{00} > 1.8$). Following aging, translucency decreased, and the polished groups exhibited higher translucency values compared to the glazed groups.

Conclusion: It has been determined that polishing applications result in a rougher surface compared to glaze applications. Aging, regardless of the surface treatment, made the blocks less glossy and rougher. After aging, ΔE_{00} was found to be higher in the polishing groups compared to the glaze groups.

Key Words: Color change, Fully crystallized ceramic, Surface roughness, Translucency,



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Metal-seramik restorasyonlar uzun yıllardır yaygın olarak tercih edilen bir tedavi yöntemi olmuştur; ancak, bu restorasyonlarda kullanılan metal altyapı ve opak porselen, restorasyonların estetik bölgelerde kullanımını sınırlandırmaktadır. Bunun yanı sıra, hastalarda bazı metallerle ilgili olarak doku irritasyonu ve alerjik reaksiyonlar gibi biyouyumluluk sorunları ortaya çıkabilmektedir. Bu tür biyouyumluluk ve optik özelliklerle ilgili endişeler, tam seramik sistemlerin ön plana çıkmasına yol açmıştır(1).

Tam seramik bloklar, mükemmel estetik özellikleri, biyouyumluluğu ve dayanıklılığından dolayı günümüzde sıklıkla tercih edilen materyallerdir. Bu bloklarda yüksek ve düşük translusensiye sahip alt grupların mevcut olmasıyla doğal dişlerin optik özelliklerine yakın restorasyonların üretimi mümkün olmaktadır (2). Teknolojik ilerlemeler ve yaşam standartlarının yükselmesiyle birlikte estetik beklentilerin artışı, yeni estetik restoratif materyallerin geliştirilmesine yönelik talebi tetiklemektedir. Bu bağlamda, metal destekli restorasyonlardan ziyade tam seramik sistemlere ve CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) teknolojisi ile üretilen restorasyonlara olan eğilimde belirgin bir artış gözlemlenmektedir (3).

CAD/CAM teknolojisinin ve materyallerinin gelişmesi, klinik ortamda, hasta başı (chairside) sistem ile restorasyonların üretilmesini mümkün kılmaktadır. Hasta başı CAD/CAM sistemleri için uygun olan bloklar, tam kristalize (sinterize) durumdadır ve dolayısıyla kazıma işlemi sonrasında sinterizasyon için herhangi bir fırınlama işlemine ihtiyaç duymazlar. Bu seramik bloklardan elde edilen restorasyonlar, mekanik polisaj veya glaze uygulaması ile bitirilerek hastaya uygulanabilir (4,5).

Klinik açıdan, estetik ve fonksiyonel olarak kabul edilebilir restorasyonların elde edilmesi ve bu restorasyonların uzun süreli başarısının sürdürülebilmesi için yüzey pürüzlülüğünün olabildiğince azaltılması kritik bir öneme sahiptir. Yüzeylerin pürüzlülüğü, karşıt dişlerde aşınmaya, renk değişikliklerine ve restorasyonun mekanik direncinde azalmaya yol açabilmektedir (6). Hastalar ve hekimler için restorasyonların, uzun süre boyunca ilk günkü estetik görünümünü ve pürüzsüzlüğünü koruyabilmesi esastır. Tam seramik restorasyonların bu özellikleri, uygulanan yüzey işlemleri ve ağız ortamından büyük ölçüde etkilenmektedir. Zamanla, tüm restorasyonlar ağız içi koşullar altında yaşlanma sürecine girer ve bu, başlangıçtaki renk seçimi ve uyumuna rağmen,

kullanım sürecinde restorasyonun rengine gözle görülür değişikliklere neden olabilmektedir (7).

Yaşlandırma, uzun süreli ışığa, ısıya ve/veya neme maruz kalmanın etkilerini taklit etmeyi amaçlar. Ağız içi koşulların taklidi için, in vitro çalışmalarda çeşitli yaşlandırma metodları uygulanmaktadır. Bu metodlardan biri olan termal yaşlandırma, materyallerin ağız içinde meydana gelen sıcaklık değişikliklerini laboratuvar ortamında simüle etmeye yönelik bir yaşlandırma metodudur (8).

Literatürde tam kristalize seramik bloklara uygulanan farklı yüzey bitirme işleminin renklendirici kahve solüsyonundaki termal siklusu sonrası renk değişimi, ışık geçirgenliği ve yüzey pürüzlülüğüne olan etkisinin karşılaştırıldığı, bunun da farklı ışık geçirgenliğine sahip bloklara uygulandığı bir çalışma mevcut değildir.

Bu çalışmanın amacı; yeni nesil tam kristalize lityum disilikat (GC Initial LiSi), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (CeltraDuo), lüsit ile güçlendirilmiş cam seramik (GC Initial LRF, IPS Empress CAD) materyallerin, farklı translusensiye sahip (HT, LT) alt gruplarında, mekanik polisaj ve glaze işlemlerinin termal siklus sonrası yüzey pürüzlülüğü (Ra, Rz), ışık geçirgenliği (TP) ve renk değişimlerini (ΔE) karşılaştırmaktır. Araştırma sonuçlarının klinisyenlere, hangi materyal ve yüzey bitirme tekniğinin avantajlı olduğu hakkında rehberlik etmesi ve yeni nesil tam kristalize bloklar için bir referans oluşturması amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın hipotezleri:

1. Mekanik polisaj uygulanan grupların yaşlandırma sonrası renk değişiminin, glaze uygulanan gruplardan daha fazla olacağı,
2. Mekanik polisaj uygulanan grupların yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünün, glaze uygulanan gruplardan daha fazla olacağı,
3. Yaşlandırma sonrasında tüm grupların ışık geçirgenliğinde azalma olacağı,
4. GC Initial LiSi bloğun yaşlandırma sonrası renk değişimine diğer seramik bloklardan daha dirençli olacağı yönünde kurulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL SERAMİKLER

'Keramos' kelimesinden türetilen "seramik" terimi, Yunanca kökenli olup topraktan oluşmuş anlamını taşımaktadır (9). Porselen ile benzer görünüme sahip olmakla birlikte, bileşim, üretim yöntemleri ve fiziksel-mekanik özellikler bakımından farklılık gösteren materyalleri ifade etmek için kullanılır (10).

Dental seramikler inorganik yapılardır. Bir ya da birden çok metalik veya yarı-metalik elementin (kalsiyum, bor, lityum, seryum, oksijen, magnezyum, sodyum, potasyum, silikon, fosfor, titanyum ve zirkonyum gibi) oksijenle oluşturduğu bileşiklerden meydana gelirler. Bu bileşikler, kovalent ve iyonik bağlara eşlik eden bir yapıya sahiptir (11). Bu materyallerin sert ve kırılğan özelliklere sahip olmaları, iyonik ve kovalent bağların doğasından kaynaklanmaktadır (9).

Seramik kelimesiyle ilişkilendirilen porselen terimi, daha spesifik alt grupları ifade etmek amacıyla kullanılır (12). Porselen terimi, 'porcellana' kelimesinden türetilmiştir ve İtalyanca'da deniz kabuğunun iç kısmındaki sedefin beyaz, parlak kıvrımlarını ifade eder (13).

2.2. DENTAL SERAMİKLERİN TARİHİ

Dental materyal olarak kullanılan porselenin tarihi, bin yıl öncesine dayanan köklere sahiptir ve bu materyalin diş hekimliği alanında uygulanması 1700'lerin başlarına kadar uzanmaktadır (13). Pierre Fauchard, 1723 yılında porselen üzerinde çalışmalar yapmış, diş ve diş eti rengini porselen ile başarılı bir şekilde taklit edebileceği düşüncesine sahip olmuştur (14).

İlk seramik yapay diş materyali, Fransız eczacı Alexis Duchateau ve Fransız diş hekimi Dubois de Chemant tarafından 1774 yılında geliştirilmiş ve 1789 yılında patenti alınmıştır (15).

1808'de İtalyan diş hekimi Fonzi, platin iğne veya çerçeveye tutulan ve kişisel olarak uyarlanabilen "terrometalik" porselen dişleri icat etmiştir. Bu gelişme, protetik diş

hekimliğinde estetik ve mekanik açıdan önemli bir adım olarak değerlendirilmiştir (15). Bu dişlerin dezavantajları kırılabilirlik ve opaklık olmuştur (14).

Bu ilerlemeler, seramik gelişimine yeni kimyasal bileşimler ve üretim metotlarıyla devam edilmesine, doğal dişlere benzer renk ve translusens özelliklerine sahip diş restorasyonlarının üretilmesi için diğer araştırmacıları teşvik etmiştir (16). Porselenin translusensi ve rengindeki gelişmeler, Elias Wildman'ın 1838'de oluşturduğu formülasyonlardan başlayarak, 1949'a kadar olan süreçte vakumla ateşleme gibi değişen yöntemlerle gerçekleştirilmiştir (15).

Logan, 1885'te platin post üzerine porselen uygulayarak, porselen ve post arasındaki retansiyon sorununu çözerek, Richmond kronunu geliştirmiştir. Bu, 79 yıl önce 1808'de Fonzi tarafından geliştirilen terrometalik dişlerden bu yana metal seramik bir sistemin ilk yenilikçi kullanımını temsil etmiştir (13).

Detroit Charles H. Land, 1886-87 yıllarında platin folyo tekniğini ve 1903'te diş hekimliğine ilk tam seramik kronları tanıtmıştır (13). Yüksek feldspat içeriği nedeniyle tam seramik kronlar olağanüstü estetik sunmalarına rağmen, yüksek kırılma oranları, bu kronların kullanımını sadece ön dişlerle sınırlı tutmuştur (16).

1950'lerde dikkate değer bir gelişme, porselen formülasyonlarına lösit eklenmesiyle gerçekleşti. Bu ek, termal genleşme katsayısını artırarak porselenin altın alaşımları ile olan bağlantısını güçlendirmiştir. Son 35 yılda dental seramik araştırmalarında metal-seramik sistemlerindeki gelişmeler öne çıkmış ve porselen ile metal arasındaki bağlantıların ve porselenin geliştirilmesine öncülük etmiştir (15).

1960'lardan itibaren, feldspatik porselenler metal-seramik protezlerde güvenle kullanılmış olsa da, daha sert bir seramik alt yapı, döküm metal alt yapı veya metal folyo olmaksızın tam seramik kronların yapımına uygun olmayacak kadar dayanıksız olarak kabul edilmiştir (17).

Weinstein ve arkadaşları, 1962'de sinterleme sıcaklığının ve termal genleşme katsayısının kontrol edilmesini mümkün kılan yeni bir feldspatik porselen formülasyonunu tanımlamışlar ve kimyasal olarak feldspatik porselenlere bağlanan ve termal açıdan uyumlu alaşımların üretiminde kullanılabilecek bileşenleri tarif etmiştir (18).

Daha doğal görünümlü kronlara olan talebin artmasıyla, diş hekimleri, porselen üreticileri ve laboratuvar teknisyenleri yüksek estetik ve biyouyumluluk özelliklerine sahip ve yeterli dayanıklılıkta olan sabit protezlerin üretimi için çeşitli yöntemler üzerinde araştırmalar yapmışlardır (17).

1965'te McLean ve Hughes, porselendeki çatlakların ilerlemesini önlemek amacıyla %40 ila %50 alümina kristalleri içeren bir feldspatik porselen kora sahip jaket kuronu geliştirmişlerdir. Bu ilerleme ile geleneksel porselen jaket krona kıyasla yaklaşık iki kat daha güçlü bir restorasyon elde edilmiştir(18). Alüminanın opaklığı nedeniyle, kabul edilebilir estetiğe ulaşabilmek adına alümina içermeyen feldspatik porselen ile veneerleme işlemine ihtiyaç duyulmuştur. Bu tür takviyelerin kullanımı porselen jaket kuronların popülaritesini artırmış olsa da, posterior dişlerdeki kırılma riski, restorasyonların anterior tek kronlarla sınırlı kalmasına neden olmuştur (16,17).

1980'li yıllarda büzülme göstermeyen tam seramik kron sistemi (Cerestore, Coors Biomedical, Lakewood, Cola.) (19) ve dökülebilir cam seramik kron sistemi (Dicor, Dentsply/York Division, York, Penn.) tanıtılmıştır (20).

1990'ların başında, yaklaşık % 34 lösit içeren preslenebilir bir cam-seramik olan IPS Empress tanıtılmıştır. Ardından, 1990'ların sonunda, yaklaşık %70 lityum disilikat içeren, kırılmaya karşı dayanıklı, preslenebilir bir cam-seramik olan IPS Empress 2 piyasaya sürülmüştür (18).

Tüm bu gelişmeler günümüzde sıklıkla kullanılan yenilikçi üretim tekniklerinin ve geliştirilmiş seramiklerin ortaya çıkmasının temellerini atmıştır.

2.3. DENTAL SERAMİKLERİN YAPISI

Dental porselenler, merkezinde Si^{+4} katyonları bulunan ve her köşesinde O^- anyonları bulunan $(\text{SiO}_4)^{-4}$ silisyum oksijen tetrahedron zincirleriyle tanımlanmaktadır. Elde edilen yapı kovalent ile iyonik bağlara sahiptir. Bu kuvvetli bağlar, seramiklerde stabilite, sertlik, yüksek sıcaklık ve kimyasal direnç gibi olumlu özelliklere sahip olmasını sağlarken, aynı zamanda düşük ısı ve elektrik iletkenliği ile kırılma gibi istenmeyen özelliklere de sebep olmaktadır (18).

Yapıları üç boyutlu olan porselenin temel bileşenleri arasında feldspat, kuartz ve kaolin bulunmaktadır. Bunun yanı sıra, porselenin opaklık kazanmasını sağlayan,

lümİnesans özelliği veren maddeler, ara oksitler, camın modifiye ediciler, renk pigmentleri ve akışkanlık sağlayan maddeler de içermektedir (21).

2.3.1. Feldspar

Camsı matrisin oluşumundan sorumlu potasyum alümino-silikat ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) ve albit olarak da bilinen sodyum alüminosilikat ($Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) karışımıdır (21). Feldspar, doğal olarak oluşan bir mineraldir ve bu sebeple potasyum (K_2O) ve sodyum (Na_2O) oranı değişkenlik gösterebilir. Bu oran, feldsparın özelliklerini etkiler; sodyum alüminosilikat, füzyon sıcaklığını azaltma eğilimindedir. Potasyum alüminosilikat ise, dental porselenlere yarı şeffaflık kazandırma özelliğinden dolayı, mevcut dental porselenlerin çoğunda bulunmaktadır (18). Potasyum alüminosilikat, $1250^{\circ}C$ - $1500^{\circ}C$ arasında ısıtıldığında kaolin ve kuartz ile birleşerek cam benzeri bir matris oluşturur. Porselenin pişirilmesi esnasında, kenarların yuvarlanması ve dış formunun bozulması gibi sonuçlar doğurabilecek plastik akış riskini azaltmak için, sodyum alüminosilikatın uygun oranlarda bulunmalıdır (22).

2.3.2. Kuartz

Kuartz, silika (SiO_2) yapısına sahiptir ve matris içerisinde doldurucu işlevi görmektedir. Yüksek erime noktası sayesinde, fırınlama işlemi sırasında oluşabilecek büzülmeleeri engelleyerek, yapıya kararlılık kazandırmakta ve yüksek sıcaklıklarda restorasyonun formunun korunmasına katkıda bulunmaktadır (23,24).

Kuartz, yüksek füzyon sıcaklığına sahip olduğundan pişirme işlemleri sırasında değişiklik göstermez ve güçlendirici bir madde olarak işlev görür (21). Porselen yapısındaki kuartz oranı genellikle %10 ile %30 arasındadır. Oranın artması seramiğın büzülmesini azaltırken, aynı zamanda ışık geçirgenliğini de azaltır (25).

2.3.3. Kaolin

Kaolin ($Al_2O_3 \cdot SiO_2 \cdot 2H_2O$) hidratlanmış bir alüminyum silikattır (21). Porselen yapısında genellikle %1 ila %5 arasında bulunan kaolin, yapışkan özelliği sayesinde kuvars ve feldspat arasında bir bağlayıcı rolü üstlenir (26). Bu özelliği, porselenin şekillendirilmesine katkıda bulunur (27). Yüksek erime sıcaklığına sahiptir ve opak bir yapı gösterir. Porselenin ışık geçirgenliğini sürdürebilmesi için bileşimindeki yüzdesi sınırlıdır (18).

Dental seramiğin bileşimine, bu üç temel yapıya ilaveten renklendirici oksitler, opaklaştırıcılar, cam yapılarını değiştiren maddeler, akışkanlık sağlayıcılar gibi çeşitli maddeler ilave edilebilir (23).

2.4. DENTAL CAD/CAM SİSTEMLERİ

CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) tekniği, optik tarayıcılar ile alınan verilerin bilgisayar yazılımları aracılığıyla üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesine dayanan bir sistemdir (28).

Dijital teknolojinin hızlı ilerlemesiyle beraber, günümüzde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM teknolojilerinin kökeni 1970'lerde ortaya çıkmaktadır. Bu sistemlerin diş hekimliğindeki kullanımına, Bruce Altschuler, Francois Duret, Werner Mormann ve Marco Brandestini öncülük etmiştir(29). İlk intraoral optik tarama sistemi, 1977 yılında Young ve Altschuler tarafından geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan ilk CAD/CAM sistemi ise Mormann ve Brandestini tarafından tasarlanan CEREC sistemidir (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) (30,31). CEREC 1, Siemens AG (Münih, Almanya) tarafından geliştirilmiş ve pazarlanmış olup 1987'de piyasaya sürülmüştür. İlerleyen gelişmeler doğrultusunda, 1994'te CEREC 2 sistemi tanıtılmıştır. Bu sistem, ileri seviye form oluşturma teknikleriyle kavitede daha iyi uyum ve anatomik morfoloji sağlamıştır. Şubat 2000'de CEREC 2'nin devamı niteliğindeki CEREC 3 sistemi piyasaya sürülmüştür (32). 2001 Nisan ayında, CEREC 3 sistemi, ağ, çoklu ortam, ağız içi renkli video kamerası ve dijital radyografik ekipmanlarla geliştirilerek üç üyeli sabit protez alt yapısı üretebilme yeteneği ile tasarlanmıştır. Bu takip eden süreçte, 2003'te CEREC 3D ve 2011'de, önceki versiyonlara göre daha hassas sonuçlar sağlayan CEREC 4 sistemi kullanıma sunulmuştur (23,33)

Dr. Andersson, CAD-CAM sistemlerinin gelişimine liderlik eden bir başka isim olup, Procera sistemini geliştirmiştir (34). Andersson, titanyum kopinglerin spark erozyonuyla üretimine odaklanmış ve restorasyon hazırlığı sürecine CAD/CAM teknolojisini dahil etme çabası göstermiştir (35). Bu sistem daha sonra, tam seramik restorasyonların tüm dünyada kullanılabilir hale gelmesini sağlayan ve internet üzerinden bağlantılı olan bir üretim merkezine dönüşmüştür (36).

Mevcut CAD/CAM sistemleri, inley, onley, kuron, endokuron, veneer, köprü restorasyonları, implant dayanakları, total protezler, maksillo-fasiyal protezler, hareketli

kısmi protezlerin alt yapı üretimi, ortodontik apareyler, cerrahi rehber plaklar gibi farklı alanlarda kullanılabilir (37). Sirona şirketinin CEREC cihazı (Sirona, Bensheim, Almanya) piyasaya sürüldükten sonra, Duret (Sopha Bioconcept System, Amerika), Celay (Mikurona Technologie AG, İsviçre), Procera (Nobel Biocare AB, İsveç), Cercon (Dentsply DeguDent, Almanya), Cicero (Cicero Dental, Hollanda), Lava (3M ESPE, Seefeld, Almanya), 3Shape (3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) ve Kavo (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Almanya) gibi birçok CAD/CAM sistemi piyasaya sürülmüştür (38).

CAD/CAM sistemleri üretim metotlarına göre 3 kategoriye ayrılır (4,5).

1. Direkt klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri,
2. Laboratuvarında kullanılan cad/cam sistemleri,
3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri.

2.4.1. Direkt Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Kliniklerde diş hekimlerinin kullanması amacıyla tasarlanmış olan CAD/CAM sistemleri, restorasyonun tasarımını ve üretimini gerçekleştirmektedir. Bu kategoride CEREC 3D ve CEREC 4 (Sirona Dental System) öncü sistemlerdir (4).

Günümüzde en sık tercih edilen sistemler arasında CEREC (Dentsply Sirona, York, PA, ABD) ve Planmeca (Planmeca Oy, Helsinki, Finlandiya) bulunmaktadır(39). Ayrıca Dental Wings DWIO ağız içi tarayıcı ve DWLM lasermill cihazı (Dental Wings, Montreal, Kanada), Carestream CS 3600 ağız içi tarayıcı ve CS3000 kazıma ünitesi (Carestream Dental, Stuttgart, Almanya), Ceramill Map DRS ağız içi tarayıcı ve Ceramill Motion kazıma cihazı (Amann Girbach, GmbH, Pforzheim, Almanya), IntraScan ağız içi tarayıcı ve Inhouse5x kazıma cihazı (Zfx, Dachau, Almanya), 3M True Definition ağız içi tarayıcı ve TS150 In-Office kazıma cihazı (3M ESPE, St. Paul MN, ABD) gibi diğer hasta başı kullanılan sistemler de bulunmaktadır (39,40).

2.4.2. Laboratuvarında Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Bu üretim biçimi, diş hekiminin ölçüyü alarak öncelikle bir ana alçı model oluşturulmak üzere laboratuvara gönderdiği geleneksel çalışma akışına benzetilmektedir. Laboratuvarında tarayıcı kullanılarak ana model üzerinde üç boyutlu verilerin oluşturulması sağlanmaktadır. Bu veriler, dental tasarım yazılımı kullanılarak işlenir ve

restorasyonun üretimi frezeleme işlemiyle tamamlanır. Tüm CAD/CAM adımları laboratuvar ortamında gerçekleştirilir (4).

Günümüzde laboratuvarlarda kullanılan sistemler arasında CEREC in Lab (Sirona Dental System), Precident System (DCS Dental, Allschwil, Germany), Everest (Kavo Dental, Lake Zurich, IL), CERCON Smart Ceramic System (Dentsply Ceramco, York, PA), Hint-Els (Hint-ELS, Griesheim, Germany) bulunmaktadır (41).

2.4.3. Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri

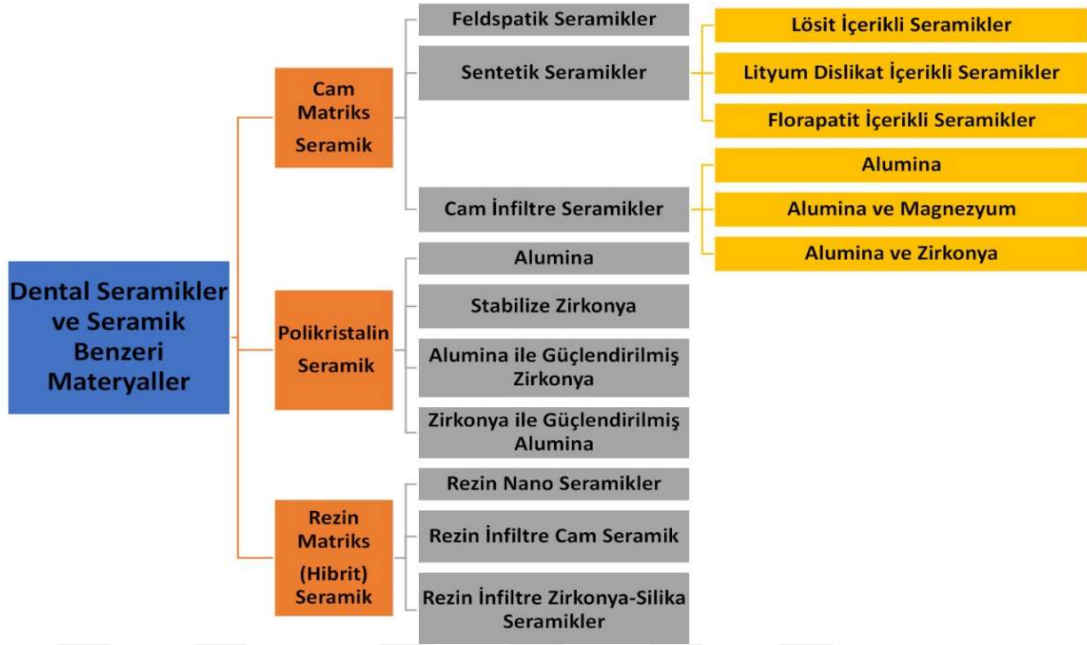
Bu sistemde laboratuvarlarda taranan modelden elde edilen veriler, internet üzerinden ana üretim merkezine iletilir. Restorasyonun alt yapısı hazırlandıktan sonra, porselen eklemesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm alt yapıların aynı merkezde üretilmesi ile optimal kalite kontrolü sağlanmış olmaktadır (37). Üretim merkezli CAD/CAM sistemlerine Procera (Nobel Biocare, Yorba Linda, CA) ve Lava (3m ESPE, St. Paul, MN) örnek olarak gösterilebilir (42).

2.5. DENTAL CAD/CAM SİSTEMLERİNDE KULLANILAN TAM SERAMİKLER

Dental seramikler, bileşimleri, üretim metotları, füzyon ısıları, mikroyapıları, ışık geçirgenlikleri, kırılma dirençleri ve aşındırma özellikleri gibi bir dizi özelliğe göre sınıflandırılabilir (43). Ancak, bu sınıflandırmalar kesinlik arz etmez ve yeni restoratif malzemelerin sınıflandırmaya dahil edilmesine izin vermez (44).

Bugün birçok üretici tarafından sunulan rezin seramikler, estetik amaçlı birçok restorasyonda kullanılmaktadır. American Dental Association (ADA) seramik içeren rezin materyalleri "seramikler" olarak adlandırmış ve seramik sınıflandırmalarında göz ardı edilemeyeceklerini belirtmiştir (44). Polikristalin seramiklerin giderek daha yaygın kullanılması ve "hibrit" seramiklerin tanıtılması, yeni bir sınıflandırma sistemi gerekliliğine işaret etmiştir. Gracis ve arkadaşlarının geliştirdiği sınıflandırma (Şekil 2.1), şu anda en güncel olanlardan biridir. Bu sınıflandırmaya göre, tam seramik ve seramik benzeri restoratif malzemeler üç gruba ayrılabilir (44).

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



Şekil 2. 1: Dental seramiklerin sınıflandırılması (44)

2.5.1. Cam Matriks Seramikler

Cam-matriks seramikler, içinde cam fazı bulunan ve metalik olmayan inorganik seramik malzemelerdir. Bu seramikler, feldspatik, sentetik ve cam infiltr olmak üzere üç alt kategoride sınıflandırılırlar (44).

2.5.1.1. Feldspatik seramikler: CAD/CAM teknolojisiyle birlikte ilk kez kullanılan bu bloklar, cam matriks içinde homojen bir dağılım sergileyen, yaklaşık % 30 oranında ve 3-4 μm boyutlarındaki feldspar partikülleri içerirler (45). Bu seramiklerdeki % 55-65 oranındaki kuartz veya silika (SiO_2), restorasyonun translusens özelliğinden sorumlu olan matris bileşenidir. Güçlendirme amacıyla, % 20-25 arasında alümina (Al_2O_3) takviye bileşeni olarak eklenir. Kaolin, opak niteliklere sahip olduğundan, sınırlı miktarda (%1-3) kullanılır (46). Bu blokların kırılma dayanıklılığı yaklaşık olarak 150 MPa'dır, elastisite modülleri ise 45-63 GPa aralığındadır (45).

Bu bloklar, laminate veneer, inley, onley, parsiyel kuron ve tam kuron yapımı için uygundur. Ancak düşük kırılma direnci nedeniyle endokuron ve köprü protezlerinde kullanılmaları uygun değildir. Yüksek cam içeriği nedeniyle, hidroflorik asit (HF) kullanılarak pürüzlendirilebilirler. Oksit seramiklere kıyasla, adeziv simantasyonda daha başarılı sonuçlar sağlarlar. Mekanik olarak cilalanabilirlikleri oldukça iyidir. Bu

özellikler sayesinde bu bloklar, hasta başı (chairside) tek seans uygulamaları için oldukça elverişlidir (47).

Günümüzde Sirona firması tarafından geliştirilen monokromatik ve polikromatik bloklar mevcuttur. Bu bloklara örnek olarak CerecBlocs C In (Sirona, NY, ABD) blokları gösterilebilir (48). VITA firmasının günümüzde kullanılan feldspatik seramik blokları ise şunlardır: Monokromatik olan VITAblocks Mark II, polikromatik olan VITAblocks TriLuxe ve servikal bölgede renk doygunluğu ile floresan özellikleri artırılmış olan VITA TriLuxe Forte. Son olarak, anterior bölge restorasyonları için tasarlanmış, dentin koruyucu ve çevreleyici mine tabakaları ile dentin ve insizal sınır arasındaki renk geçişini başarılı bir şekilde taklit edebilen iki kromalı VITAblocks RealLife bulunmaktadır (49).

2.5.1.2. Sentetik seramikler: Sentetik cam seramiklerin gelişimi, doğal hammadde kaynaklarına olan bağımlılığı azaltmayı amaçlamaktadır. Temel olarak silisyum dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3)’ten oluşan bir seramik çeşitidir. Bu yenilikçi malzemeler, çatlak oluşumunu minimize eden veya mevcut çatlağın ilerlemesini engelleyen yüksek kristal içeriği barındırmaktadır (44,46).

Sentetik cam seramiklerinin mekanik özellikleri, hem içsel hem de dışsal faktörlere bağlıdır. İçsel faktörler arasında kristallerin boyutu, miktarı, geometrisi, dağılım şekli ve kristal faz ile cam matrisi arasındaki termal genleşme/büzülme oranları bulunur. Diğer taraftan, malzemenin uzun vadeli performansı, üretim koşulları, nem, pH değişiklikleri, termal şoklar, tekrarlayan yüklemeler ve kazara sert cisimlerin çiğnenmesi sonucu oluşabilecek yüksek kuvvetler gibi dışsal faktörlere de bağlıdır (50).

Sentetik seramikler lösit bazlı seramikler, lityum disilikat bazlı seramikler ve fluoroapatit bazlı seramikler olarak üç gruba ayrılmaktadır (44).

2.5.1.2.1. Lösit bazlı seramikler: Dental seramiklerin güçlendirilmesi sürecinde ilk olarak kullanılan doldurucu madde, lösit adı verilen potasyum alümina silikat yapısına sahip olan ve boyutları yaklaşık olarak 1-5 μm arasında değişen kristallerdir (51). Bu seramikler, içerdikleri lösit kristallerinin, cam matriks içerisinde çok aşamalı fabrikasyon işlemleri neticesinde kontrollü bir şekilde kristalize edilmesiyle üretilmektedir (15).

Lösit bazlı cam seramikler, kimyasal, fiziksel ve mekanik açıdan üstün niteliklere sahip, biyolojik olarak uyumlu malzemelerdir (52). Bu seramikler, presleme teknikleri ve bilgisayar destekli üretim yöntemlerine uygun şekilde tasarlanmışlardır (18).

Lösit kristalleri, materyalin direncini iki temel mekanizma aracılığıyla artırmaktadır. İlk mekanizma, lösit kristallerinin çatlağın ilerleme yönünü değiştirerek ilerlemesini engellemesi üzerine kuruludur (53). İkinci mekanizma ise, seramik soğutulurken cam matriks içinde artık baskı gerilimlerin oluşmasına dayanır. Seramik kompozisyonunda %40 oranında yer alan lösit kristalleri, çevreleyen cam matristen daha yüksek bir genleşme katsayısına sahiptir. Isıtma ve soğutma esnasında, lösit kristallerinin büzülmesi, cam matrisi üzerine bir çekme kuvveti uygular, bu da yapının içinde mikro çatlakların yayılmasını önleyen iç basınç meydana getirir (54).

Renk, translusentlik, opalesanslık, floresanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal diş benzerlik göstermektedir. Bu seramiklerin kullanım endikasyonları, özellikle tek diş restorasyonlarında; anterior bölge kuronları, parsiyel kuronlar ve laminate veneerler ile sınırlıdır (55).

Bu seramik grubunun örnekleri arasında, Ivoclar-Vivadent firmasının IPS Empress CAD blokları bulunmaktadır. Bu bloklar, yüksek derecede ışık geçirgenliğine sahip HT (High Translucency) ve yüksek parlaklık ve düşük ışık geçirgenliğine sahip LT (Low Translucency) olmak üzere iki farklı versiyona ayrılmıştır. Ayrıca, bu serinin polikromatik versiyonları da IPS Empress CAD Multiblocks adı altında piyasaya sürülmüştür (56). Bu seramik grubu için GC Initial LRF (GC, Tokyo, Japonya), Vita VM7, VM9, VM13 (Vident) ve Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR (Noritake) blokları örnek olarak gösterilebilir (44,57).

2.5.1.2.2. Lityum disilikat cam seramikler: Lityum disilikat bazlı seramikler, hacim olarak yaklaşık %70 oranında, ince, çubuk şeklindeki lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri ve bunlara ek olarak, camsı matriks içerisinde homojen şekilde dağılmış ve rastgele yönlendirilmiş lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristallerinden meydana gelmektedir (51).

Bu cam seramiklerin, 300 ile 400 MPa arasında bir yüksek eğilme mukavemetine, üstün kırılma tokluğuna ve yüksek düzeyde optik özelliklere sahip olduğu literatürde belirtilmiştir (58). Bu seramiklerin yüksek mekanik direnci, iç içe geçmiş mikro yapısal

özellikler ve kristallerin morfolojisinden kaynaklanmaktadır (59). Yapıları, çatlak ilerlemesini önleyen yüksek kristal içeriğe ve grenli taneciklere sahip olmalarıyla karakterize edilmektedir (60).

Geçen yirmi yıl içerisinde, lityum disilikat esaslı cam seramikler estetik ve restoratif diş hekimliği alanlarında vazgeçilmez materyaller arasında yerini almıştır. Estetik görünümleri, yüksek dayanım özellikleri, kimyasal bileşenleri ve üretim özelliklerinin çeşitliliği, bu seramiklere çok geniş bir endikasyon yelpazesinde kullanılmasına olanak tanımış ve bu sayede hem klinik ortamlarda hem de diş teknisyenleri arasında büyük bir popülerlik kazanmıştır (61).

Lityum disilikat cam seramik restorasyonlarının kullanım endikasyonları çeşitlilik göstermektedir; bu endikasyonlar arasında inleyler, onleyler, veneerler, ön ve arka bölge kuron restorasyonları, ikinci premolar dişlere kadar uzanan sabit köprü protezler, implant dayanakları ve implant üzeri kuron restorasyonları yer almaktadır. Lityum disilikat cam seramik restorasyonlar, yüksek dayanıklılık özellikleri ile marjinal bütünlüğü sürdürürken, aynı zamanda yeterli optik ve mekanik performansı koruyabilmektedir. Bu restorasyonlar, 0,5 mm'den daha ince kalınlıklarda ultra ince yapılarda üretilme kapasitesine sahip oldukları için, minimal invazif ve non-invaziv tedavi yöntemlerinde etkin bir şekilde kullanılabilirler (2).

Bu seramik sınıfı, dental altyapılar için kullanılmak üzere ticari olarak geliştirilmiş ve 1998 yılında Ivoclar Vivadent tarafından IPS Empress 2 markası altında piyasaya sunulmuştur (62). Ancak, IPS Empress 2 lityum disilikat cam seramikleri, çok üyeli protezlerde yetersiz bükülme direnci nedeniyle yüksek klinik başarısızlık oranları göstermiştir (63). Bu sorunu gidermek için, daha yüksek eğilme mukavemetine sahip yenilenmiş ve geliştirilmiş bir lityum disilikat cam seramik sürümü olan IPS e.max piyasaya sürülmüş ve büyük bir popülerlik kazanmıştır (64). IPS e.max lityum disilikat cam seramikleri, presleme ve CAD/CAM teknikleri kullanılarak iki farklı formatta üretilmiştir. IPS e.max Press, kayıp mum döküm tekniği ile üretilen bir formdur ve yüksek marjinal uyum doğruluğu ile dikkat çekmektedir (65).

IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), 2006 yılında, özellikle CAD/CAM sistemleri için tasarlanmış yumuşak frezeleme özelliğine sahip bir lityum disilikat cam seramik olarak piyasaya sürülmüştür. Bu materyal, hacimsel olarak %40 oranında küçük iğne şeklinde lityum metasilikat kristallerinin yerleştirildiği bir cam

matris ile tanımlanır. Bu kristal yapısı, bloğa özgü mavi bir renk tonu kazandırır (56). Bu başlangıç aşamasında, malzeme yaklaşık 130 MPa eğilme mukavemeti ile nispeten daha zayıf olmasına rağmen, tasarlanan restorasyon şekline frezelenmesi için yeterli güçlülüktedir. Frezelenen restorasyon, tam kristalleşme sağlamak için 850 °C'de 20-31 dakika boyunca pişirilir. Tamamen kristalleşmiş bu malzemenin hacminin %70'ine kadarını nihai lityum disilikat fazı ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) oluşturmaktadır (66).

Lityum disilikat cam seramikler grubunda frezeleme işlemi sonrasında ek kristalizasyon süreci gerektiren bloklara örnek olarak, CEREC Tessera (Dentsply Sirona, York, PA, Amerika Birleşik Devletleri) ve Amber Mill (HASSbio, Kangneung, Güney Kore) materyalleri gösterilebilir (67).

Tam kristalize ek ısı işlem gerektirmeyen lityum disilikat seramikler, üstün estetik nitelikleri ve yüksek mekanik özellikleriyle öne çıkmaktadır (68). GC Initial LiSi Block (GC, Tokyo, Japonya) ve n!ce (Straumann, Basel, İsviçre), frezeleme işlemi sonrasında ek bir ısı işlem (kristalizasyon pişirme) gerektirmeyen, "hasta başında" üretilen tam kristalize lityum disilikat bloklarına örnek olarak sunulabilir (69,70).

2012 yılından itibaren üretilmeye başlanan bu yüksek dayanıklılığa sahip yeni nesil CAD/CAM seramikleri, lityum disilikat kristallerinden 4-8 kat daha küçük boyutlarda olan lityum silikat kristalleri ile güçlendirilmiş cam matrikslerden oluşmakta ve mekanik özelliklerinin artırılması amacıyla tetragonal zirkonya bileşeni (ağırlıkça %10) içermektedir. Bu zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) materyallerinin geliştirilme hedefi, zirkonyanın üstün fiziksel niteliklerini cam seramiğin yüksek optik özellikleri ile bütünleştirmektir. Lityum silikat bazlı cam matris içerisine entegre edilen zirkonya partiküllerinin, çatlakların ilerlemesini engelleyerek seramik yapının dayanıklılığını artırdığı bilinmektedir (71). Ayrıca, lityum silikat içerisinde bulunan küçük boyutlu silikat kristalleri, geleneksel lityum disilikat seramiklere göre daha yüksek bir cam oranı ile iyi bir translusensi sağlamaktadır (72).

2013 yılında piyasaya sunulan Celtra Duo™ (Dentsply, Degudent) ve VITA Suprinity® (VITA Zahnfabrik), bu seramik kategorisine ait örnekler olarak gösterilebilir (73). Ayrıca, bu gruba 3G HS (Pentron Ceramics) ve Obsidian gibi diğer örnekler de dahil edilebilir (44).

2.5.1.2.3. Florapatit bazlı seramikler: Florapatit bazlı materyaller, lityum disilikat ve zirkonyum oksit altyapıların tabakalanasında kullanılmaktadır. Bu materyaller, cam seramik ve $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ formülüne sahip florapatit kristallerini içermektedirler. Seramik matris içersine entegre edilen florapatit kristallerinin boyutları çeşitlilik göstermektedir. Bu seramik grubuna örnek olarak IPS e.max Ceram ve ZirPress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gösterilebilir (74,75).

2.5.1.3. Cam infiltre seramikler: Cam infiltre seramikler, alümina, alümina ve magnezyum, alümina ve zirkonya olmak üzere üç ayrı kategoride sınıflandırılırlar (44).

2.5.1.3.1. Alumina: 1989 yılında slip-cast yöntemi ile üretilmiş olan In-Ceram Alumina, cam infiltre seramik materyaller arasında ilk örnektir. Bu yöntem, poröz alümina çekirdeğin lantan oksit camı ile infiltre edilmesi yoluyla, daha yüksek dayanıklılığa sahip bir malzeme üretimini mümkün kılmaktadır. Bu materyalin içeriğinde yüksek düzeyde alüminyum oksit (Al_2O_3) bulunmaktadır. Yüksek opasitesinden dolayı, estetik restorasyonlar için porselenle veneerleme gereksinimi ortaya çıkmaktadır (44). In-Ceram Alumina seramik sistemi, diğer seramik sistemlere göre 3-4 kat daha fazla bükülme dayanımı sunarak, anterior bölgede metal alt yapıya olan ihtiyacı ortadan kaldırmakta ve hem üç üyeli köprü restorasyonlarının hem de posterior bölgede tek kuron restorasyonlarının yapılabilmesine imkan tanımaktadır (76).

2.5.1.3.2. Alumina ve Magnezyum: In-Ceram Spinel, In-Ceram Alumina'nın opak görünümüne bir alternatif olarak 1994 yılında aynı üretici tarafından geliştirilmiştir. Alüminyum oksit kristallerinin yerine magnezyum alüminatın kullanılmasıyla, daha yüksek translusens ve geliştirilmiş optik özelliklere sahip bir materyal ortaya çıkarılmıştır. Ancak, bu magnezyum alüminat içerikli malzeme, alümina bazlı malzemeler kadar güçlü değildir ve kullanımı esas olarak anterior diş restorasyonları ile sınırlıdır (15,47).

2.5.1.3.3. Alumina ve Zirkonya: Bu seramik kategorisinin bir örneği olan In-Ceram Zirconia, In-Ceram Alumina'ya %35 oranında parsiyel stabilize zirkonyum oksit eklenmesiyle güçlendirilmiş bir yapıdadır. Hem geleneksel slip-casting yöntemleriyle hem de copy-milling tekniği kullanılarak parsiyel sinterize bloklardan üretilebilir. Opak yapısı ve yetersiz translusensi nedeniyle, bu malzemenin özellikle posterior köprü ve kronlar için alt yapı materyali olarak kullanılması tavsiye edilmektedir (47).

2.5.2. Polikristalin Seramikler

Polikristalin seramikler cam faz içermeyen ince taneli kristal yapıdadır. Kristaller, düzenli ve yoğun bir şekilde yerleşmiş olup bu dizilim materyale yüksek dayanıklılık ve kırılma direnci kazandırarak çatlak yayılımını azaltmaktadır. Bu seramikler, cam seramiklere kıyasla daha opak bir yapıya sahiptirler. Bu nedenle, yüksek mukavemetli bu malzemeler, estetik bölgede feldspatik cam seramiklerle veneerlenerek kullanılmaktadırlar (15).

Alumina, stabilize zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alumina ve alumina ile güçlendirilmiş zirkonya olmak üzere dört alt gruba ayrılmaktadır (44).

2.5.2.1. Alumina: %99,5 saflıkta alüminyum oksit (Al_2O_3) içeren Alumina seramikler, diğer seramiklere kıyasla düşük termal iletkenliği ve 500 MPa'dan fazla eğilme mukavemeti ile hidroliz karşısında üstün direnç sergilemektedir. İlk olarak 1990'ların ortalarında Nobel Biocare tarafından CAD/CAM üretim teknikleri için geliştirilen bu materyal, 17-20 GPa arasında son derece yüksek bir sertlik ve göreceli yüksek mukavemete sahiptir. 300 GPa elastisite modülüne sahip olması, bu malzemede kütesel kırılmalara sık rastlanmasına neden olmaktadır. Buna ek olarak, transformasyon sertleşmesi gibi geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip malzemeler, özellikle stabilize zirkonya, alüminanın kullanımında bir azalmaya sebep olmuştur. Nobel Biocare tarafından üretilen Procera® AllCeram ve VITA Zahnfabrik'in Ceram® AL ürünü, bu tür seramiklerin örnekleri olarak gösterilebilir (44,46).

2.5.2.2. Stabilize zirkonya: Zirkonyum, doğal olarak monoklinik, kübik ve tetragonal olmak üzere üç temel fazda bulunur. Saf zirkonyum, sinterleme işlemi sonrasında önemli ölçüde ısı ve hacim kaybı yaşamaktadır, bu da yapısını stabil olmayan bir hale getirmektedir. Stabilize edici oksitler (CaO , MgO , CeO_2 , Y_2O_3) ilavesi ile elde edilen “parsiyel stabilize zirkonyum”, çok fazlı bir yapıya sahip malzeme olarak tanımlanmaktadır (77).

Yitriyum-tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP), zirkonya seramikler arasında en yaygın kullanılan tür olup, sinterleme sonrası en yüksek sertlik ve kırılma direncine sahip zirkonya seramiktir. Nobel Procera Zirconia (Nobel Biocare), Lava/Lava Plus (3M ESPE) In-Ceram YZ (Vita), Zirkon, DCS (Katana Zirconia ML), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent), Zenostar (Wieland) zirconia seramik örneklerindendir (44).

2.5.2.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile güçlendirilmiş

Zirkonya: Zirkonya genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize olma eğilimindedir ve alüminanın ortalama tokluk özelliklerine sahip olması, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) ve alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ATZ) malzemelerinin geliştirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu materyallerin bileşimleri, üreticiye bağlı olarak değişebilir. Araştırmacılar, ZTA'nın ağırlıkça %50'den fazla alüminyum içermesi ve ATZ'nin ağırlıkça %50'den fazla zirkonyum içermesi gerektiğini belirlemişlerdir (44).

2.5.3. Rezin Matriks Seramikler

Rezin matriks seramikler, seramik ve kompozitin birleşiminden doğan ve CAD/CAM sistemleriyle şekillendirilebilen yenilikçi bir dental materyaldir (78). Yoğun bir şekilde seramik parçacıkları ile zenginleştirilmiş organik bir matris içeren malzemeleri barındırmaktadır. Geleneksel seramik kavramı, 600°C ve üzeri sıcaklıklarda işlenen, preslenen, cilalanmış veya kazınmış metal ve reçine içermeyen inorganik refrakter bileşikler kapsayan porselen, cam ve cam seramikler gibi malzemeleri tanımlamaktadır. Organik bir matrikse sahip olması bu grubu geleneksel seramik tanımına uymadığı için seramik sınıflamasına dahil etmese de 2013 yılında, Amerikan Diş Hekimliği Derneği (ADA) Dental Prosedürler ve Adlandırma Yasası ile bu tanım, "porselen, cam, seramik ve cam seramikler dahil, çoğunlukla inorganik refrakter bileşikler içeren preslenmiş, pişirilmiş, cilalanmış veya kazınmış materyaller" olarak genişletilmiştir. Bu yeni tanımlama, ağırlıklı olarak %50'den fazla refrakter inorganik bileşen içeren ve organik fazın oranına bakılmaksızın resin matriks seramiklerini de kapsamaktadır (44).

Rezin matriks seramikler, geleneksel seramiklere kıyasla farklı avantajlar sunar. Bunlar arasında, elastisite modülünün diş dentinine yakın olması, cam matriks veya polikristalin seramiklere göre daha kolay şekillendirilebilir olması ve kompozit reçine ile tamir edilebilir olmaları yer alır. Bu özellikler, üreticilerin ve diş hekimlerinin resin-matriks seramiklere olan ilgisini artırmıştır (44).

Rezin matriks seramikler inorganik içeriklerine göre resin nano seramikler, resin infiltre cam seramikler, resin infiltre zirkonya-silika seramikler olmak üzere 3 alt başlıkta incelenmektedir.

2.5.3.1. Rezin nano seramikler: Rezin nanoseramik materyaller, ağırlığının yaklaşık %80'ini oluşturan ve rezin matrikse entegre edilen nanoseramik parçacıklardan oluşur. Bu nanoseramik parçacıklar, 20 nm çapında silika nanopartiküller, 4-11 nm çapında zirkonya nanopartiküller ve zirkonya-silika nano kümeleri gibi dolgu maddelerinin arasındaki boşlukları dolduran bileşenlerden meydana gelir. Bu çeşitli nanopartiküller, polimer matrisin mekanik dayanımını artırarak yüksek düzeyde çapraz bağlanma sağlamaktadır (44).

Bu malzemeler, kolay işlenme, uyumlandırılabilme ve yeniden cilalanabilme özelliklerine sahiptir. Renk değişimlerine karşı dirençlidirler ve aşınma direnci yüksektir, özellikle cam seramiklere göre karşıt dişlerde daha az aşınma yaparlar. Tekrar fırınlama gerektirmeyen bu malzemeler, yüksek bükülme mukavemetine (200 MPa) sahiptir (44).

Bu gruba dahil ticari ürünler arasında Lava Ultimate (3M ESPE, Minnesota, ABD) ve Cerasmart (GC, Tokyo, Japonya) gibi örnekler bulunmaktadır (79).

2.5.3.2. Rezin infiltre cam seramikler: Rezin infiltre cam seramikler, feldspatik seramik ağ (%86 ağırlıkça ve %75 hacimce) ve polimer ağ (%14 ağırlıkça ve %25 hacimce) olmak üzere iki ayrı ağ yapısının birleşiminden oluşan hibrit bir materyaldir. Polimer ağı, üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bileşenlerinden oluşmaktadır. Bu yapısal birleşim, hem seramik hem de kompozit malzemelerin üstün özelliklerini bir arada sunan bir materyal sunmaktadır. Bu materyaller, dentin dokusuna benzer mekanik özelliklere, özellikle abrazyon direnci ve elastikiyete sahip olduğu için dikkat çeker. Ayrıca, geleneksel seramik restorasyonlara kıyasla karşıt dişlerde daha az aşındırıcı etkiye sahip oldukları bilinmektedir. Bu özellikler, dental uygulamalarda bu tür hibrit malzemelerin tercih edilmesine yol açmaktadır (44).

Bu gruba ait en bilinen örnek olarak; 2013 yılında piyasaya tanıtılan VITA Enamic (VITA, BadSackingen, Almanya) bloklardır. Aynı zamanda “ilk dental hibrit seramik” olarak da tanımlanmaktadır (80).

2.5.3.3. Rezin infiltre zirkonya-silika içeren seramikler: Rezin matrisli infiltre zirkonya-silika seramikler, seramik bileşenlerinin yanı sıra çeşitli organik matrislerle modifiye edilebilen, silika tozu ve zirkonyum silikat gibi inorganik maddelerle birlikte UDMA, TEGDMA ve pigmentler gibi organik bileşenler içeren, farklı oranlarda seramik içeriği bulunan, geniş varyasyon yelpazesine sahip bir seramik kategorisidir (44).

Bu seramik grubunun örnekleri arasında Paradigm MZ100 (3M ESPE, Minnesota, ABD) ve Shofu Block HC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya) bulunmaktadır (44).

2.6. DENTAL SERAMİKLERDE YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİ

Dental seramik restorasyonların renk kararlılığı ve estetik görünümün sağlanmasında yüzey bitirme işlemleri kritik bir öneme sahiptir (81,82). CAD/CAM teknolojisi kullanılarak sinterlenmiş ve sinterlenmemiş seramikler ya da tamamen polimerize edilmiş kompozit bloklar üzerinde işlemler gerçekleştirilmektedir. Bu bloklar frezelenip şekillendirildikten sonra, restorasyonların yüzeyleri pürüzlü bir yapıda kalır. Bu sebeple, restorasyonların teslimi öncesinde mekanik polisaj veya glaze işlemleri uygulanmalıdır. Bu işlemler, yüzeyi daha düzgün ve parlak hale getirerek, plak tutunumunu ve karşı dişlerdeki aşınmayı azaltır, restorasyonun biyolojik uyumluluğunu artırır ve doğal diş benzer yansıma özellikleri sağlayarak CAD/CAM yöntemiyle üretilen restorasyonların estetik görünümünü iyileştirir (83,84).

2.6.1. Dental Seramiklerde Yüzey Pürüzsüzlüğünün Önemi

Diş hekimliği alanında kullanılan restoratif materyallerin, kimyasal, mekanik ve estetik özelliklerini uzun süreli olarak koruma yeteneği, literatürde vurgulanmış bir gerekliliktir (85). Restorasyonların bitirme ve polisaj işlemleri, bu materyallerin estetik ve mekanik özelliklerini geliştirmekte kritik bir rol oynamaktadır (86). Özellikle dental restorasyonların diş eti kenarlarına temas eden bölgelerinde, plak birikiminin ve patojenik ile karyojenik bakterilerin adezyonunu minimize etmek amacıyla parlak yüzeylerin oluşturulması, bu sürecin önemli bir parçasıdır (87). Seramik yüzeylerin pürüzlü bırakılması, yüzey gerilimini artırarak karşı dişte aşınmaya sebebiyet verebilir ve aynı zamanda materyalin eğilme dayanıklılığını azaltır (88,89). Pürüzlü yüzeyler, mikroorganizmaların diş yüzeylerine daha kolay yapışmasına neden olur ve renklenmelere sebebiyet verir (87,90). Meydana gelen lekeli bölgelerde, plak ve diş taşı birikiminin arttığı gözlemlenmektedir. Bu durumun bir sonucu olarak, oral yumuşak

dokularda enfeksiyon riskinin yanı sıra diş çürüğü oluşum olasılığının da artışı mümkündür (91,92). Bu sebeple, hastanın konforu, optimum estetik görünüm ve ağız hijyeninin sağlanması, ayrıca klinik başarının garanti altına alınması adına, restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün mümkün olduğunca azaltılması gereklidir. Bakteriyel tutunma için pürüzlülük eşiği 0,2 µm olarak bildirilmiştir ve bu değerin altındaki yüzey pürüzlülük seviyeleri, mekanik polisaj açısından kabul edilebilir olarak rapor edilmiştir (93).

Bitirme ve polisaj işlemleri, aşağıdaki amaçlar doğrultusunda gerçekleştirilmektedir (94):

1. Restorasyon yüzeyindeki fazlalıkların uzaklaştırılması yoluyla parlak ve düzgün marjinlerin elde edilmesi,
2. Pürüzlü yüzeylerin kırık riskini arttırması göz önünde bulundurularak, bu tür yüzeylerin ortadan kaldırılması ve böylece kırık riskinin azaltılması,
3. Düzgün yüzeylerin oluşturulması ile plak birikimi riskinin minimize edilmesi,
4. Yüzey kusurlarının en aza indirilmesi, bu sayede yüzey bozulmaları ve korozyon riskinin azaltılması,
5. Polisajlanan diş yüzeyi üzerinde yiyeceklerin kayma hareketinin kolaylaştırılması, böylece fonksiyon ve çiğneme hareketlerinin geliştirilmesi,
6. Işığın doğala yakın bir şekilde yansıtılabilen daha estetik restorasyonların elde edilmesi,
7. Karşıt ve komşu dişlerde daha az aşınmaya yol açacak, düzgün yüzeyli restorasyon kontaklarının oluşturulması,
8. Düzgün bir restorasyon yüzeyinin sağlanması ile normal diş fırçalama ve diş ipi kullanımının kolaylaştırılması, tüm yüzeylere, kenar bölgelere ve interproksimal alanlara erişimin sağlanması,
9. Oral hijyen kurallarının etkin bir şekilde uygulanmasına olanak tanımak için bu işlemlerin yapılması.

2.6.2. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj

Diş hekimliğinde, restoratif işlemlerin kritik bir parçası olan bitirme ve polisaj prosedürleri, farklı amaçlarla ve ayrı ayrı tanımlanmalıdır. Bitirme işlemi, polisaj işleminden önce gerçekleştirilir ve bu süreç, restorasyonun bitim sınırlarındaki düzensizliklerin giderilmesi, doğal diş morfolojisine uygun konturların oluşturulması ve yüzey pürüzlülüğünün ilk aşamada ortadan kaldırılmasını içerir. Öte yandan, polisaj işlemi, daha küçük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılar kullanılarak gerçekleştirilir ve bu süreç, yüzeyde oluşan mikro çizikleri minimize ederek, mineye benzer parlak, kaygan ve pürüzsüz bir yüzeyin elde edilmesini hedefler (95,96).

Yüzey bitirme teknikleri restorasyonun renk stabilitesi ve estetik özellikleri üzerinde önemli rol oynamaktadır (97,98). CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilmiş restorasyonlarda bloklar frezler ile millenerek hazırlandığı için yüzeyleri pürüzlüdür. Bu nedenle hastaya teslim edilmeden önce mekanik polisaj veya glaze uygulaması ile restorasyon parlak ve pürüzsüz hale getirilmelidir (84).

CAD/CAM sistemi ile hazırlanan bloklara, üretici firmanın tavsiyelerine uygun olarak mekanik polisaj uygulanabilir (99). Polisaj malzemeleri, aşındırıcı özellikteki lastik uçlar, mikro boyutta partiküllere sahip diskler ve şeritler, benzer partikül büyüklüğüne sahip polisaj patlarından oluşmaktadır. Bu polisaj patları, genellikle yumuşak keçe uçlar, muslin halkaları veya parlatıcı lastikler ile kullanılır. İdeal bir polisaj işlemi sonucunda elde edilen yüzey, atomik düzeyde homojen ve kusursuz olarak tanımlanır. Ancak, çoğu malzemenin kırılğan yapısı ve aşındırma işlemi sırasında yüzeyde çatlakların oluşma ihtimali, bu ideal durumu gerçekleştirmeyi oldukça güçleştirir. Polisaj işlemi, yüzeyde yüksek büyütme altında dahi zorlukla fark edilebilen çok ince çiziklerin oluşumuna yol açabilmektedir (18).

Restoratif diş hekimliğinde, bitirme ve polisaj işlemleri, restorasyonların istenilen anatomik şekle kavuşturulması ve yüzey özelliklerinin optimize edilmesi için kritik aşamaları kapsar. Bu süreç, başlangıçta restorasyonun kaba şekillendirilmesiyle başlar ki bu, tedavi edilecek dişin istenen anatomik yapısına uygun hale getirilmesini amaçlar. Ardından, kaba redüksiyon ve ilk polisaj aşamaları sırasında oluşan yüzey pürüzlülüğü ve çiziklerin azaltılması ve pürüzsüzleştirilmesi gerçekleştirilir. Bu adım, restorasyon yüzeyinin daha düzgün ve homojen bir hale getirilmesini sağlar. Son olarak, son parlatma işlemi ile oldukça pürüzsüz, ışık yansıtıcı ve doğal mineye benzer bir yüzey elde edilmesi

hedeflenir. Bu süreç, istenen yüzey pürüzsüzlüğüne ulaşılan kadar birkaç aşamadan oluşan, art arda uygulanan aşamalı bir prosedürdür. Her bir adım, restoratif materyalin işlenmesini ve son estetik görünümünün iyileştirilmesini hedeflemektedir (18,100).

Bitirme ve polisaj cihazlarının etkinliği, restorasyon sonrası yüzeyin pürüzlülüğü üzerinde belirleyici bir etkiye sahiptir ve çeşitli faktörler tarafından etkilenir (100,101):

1. Bitirilen ve parlatılan substratın yapısı ve mekanik özellikleri, bu sürecin sonucunu doğrudan etkiler. Örnek olarak, kompozit rezin, kompomer, cam iyonomer, amalgam, porselen-seramik gibi farklı malzemelerin kendi özgül yapısal ve mekanik özellikleri bulunmaktadır.
2. Aşındırıcı cihaz ile substrat arasındaki sertlik farkı, aşındırma sürecinin verimliliğini ve sonuçlarını etkileyen önemli bir faktördür.
3. Kullanılan abrazyonun sertliği, boyutu ve şekli, yüzey üzerindeki etkiyi belirleyen kritik unsurlardır.
4. Aşındırıcı malzemeyi veya maddeyi taşımak için kullanılan destek veya bağlama malzemesinin fiziksel özellikleri, örneğin sertlik, elastikiyet, esneklik, kalınlık, yumuşaklık ve gözeneklilik, sürecin sonucunu etkileyebilir.
5. Aşındırıcının substrata uygulandığı hız ve basınç, yüzey pürüzlülüğünün düzeyini belirler.
6. Aşındırıcı uygulaması sırasında lubrikant kullanımı, işlem sırasında oluşabilecek ısıyı azaltarak ve aşındırma sürecinin daha düzgün olmasını sağlayarak önemli bir rol oynar.

2.6.3. Dental Seramiklerde Glaze Uygulaması

Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğünde "glaze" (glazürleme), porselenin yüzeyinin son fırınlama işlemiyle camlaştırılmasını ve bunun sonucunda poröz olmayan, yarı camsı bir yüzeyin oluşumunu ifade eder (102). Glaze işlemi, günümüzde seramik restorasyonlarda yaygın olarak uygulanan bir yüzey bitirme yöntemidir (18). Bu işlemde, renklendirilmemiş cam tozunun uygulanmasıyla pürüzsüz ve parlak bir yüzey elde edilmektedir. Glazeli yüzey, doğal dişin yapısını ve parlaklığını başarıyla taklit ederken, aynı zamanda plak birikiminin azaltılmasına da katkı sağlar. Glaze işlemi, yüzeydeki poröziteleri ve mikro çatlakları doldurmanın yanı sıra, seramik materyalin soğuma

aşamasında güçlenmesine de imkân tanır. Bu özellikleriyle glaze, diş hekimliğindeki estetik ve fonksiyonel gereksinimleri karşılamada önemli bir rol oynar (103). Dental restorasyonlarda otoglaze ve overglaze olmak üzere genellikle iki farklı teknik kullanılmaktadır (104).

Otoglaze ya da natural glaze, self glaze olarak adlandırılan süreç, porselen restorasyonların sinterleme sıcaklığında fırınlanması esnasında meydana gelir. Bu işlem sırasında, porselen yüzeyinin erimesi sonucunda camsı faz oluşur ve bu faz, yüzeydeki küçük düzensizlikleri doldurarak pürüzsüz bir yüzey oluşturur. Önemli bir nokta olarak, bu süreç ek bir overglaze uygulamasını gerektirmez (105).

Overglaze uygulaması, estetik ve hijyenik yüzeyler sağlamak amacıyla tamamlanmış dental restorasyonlarda rutin olarak gerçekleştirilen bir laboratuvar prosedürüdür (104,106). Bu işlemde, restorasyon yüzeyine uygulanan overglaze, dentin ve mine porselenlerine kıyasla daha düşük erime sıcaklığında pişirilen şeffaf ve renklendirilmemiş bir düşük ısı porselenidir (17). Fırınlama sürecinin ardından oluşan ince glaze katmanı, yüzeyin gözenekliliğini, kusurlarının derinliğini ve genişliğini azaltarak malzemeyi güçlendirir (107). Pürüzsüz yüzeylerin genel özelliği olarak, glazeli yüzeyler daha az plak birikimine yol açar ve aynı zamanda doğal dişin parlaklığını ve karakterizasyonunu başarılı bir şekilde taklit edebilir (108).

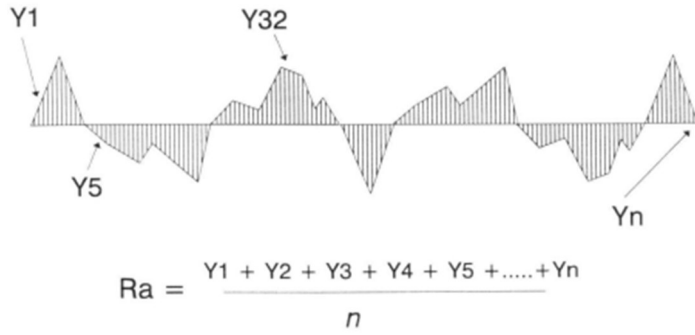
2.7. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ

Yüzey pürüzlülüğü, materyalin yüzey dokusunda bulunan ve çok ince düzensizlikler olarak tanımlanmaktadır (18). Bu düzensizlikler, belirlenen mesafe aralıklarında yüzeyin taranması sonucu ortaya çıkan çeşitli parametrelerle ifade edilir. Diş hekimliği gibi birçok bilim dalında, yüzey pürüzlülüğü kavramı önemli bir yer tutmaktadır (109).

2.7.1. Yüzey Pürüzlülüğü Parametreleri

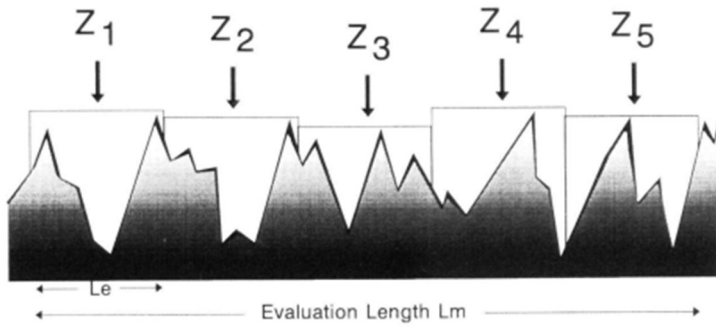
Yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde kullanılan bir dizi parametre bulunmaktadır, bunlar arasında Ra, Rz, Rt, Rq ve Rmax gibi değerler yer alır. Bu parametreler, yüzeyin mikroskopik düzeydeki düzensizliklerini ve dokusunu çeşitli yönlerden değerlendirmek için tasarlanmıştır. Her biri, yüzeyin farklı özelliklerini ve pürüzlülük derecesini ölçmede spesifik bir rol oynar (110).

Ra (Aritmetik Ortalama Yükseklik) (Şekil 2.2): Genel kalite kontrolünde en yaygın kullanılan pürüzlülük parametresidir. Bir örneklem uzunluğu boyunca, yüzey düzensizliklerinin, yükseklik ve derinliklerin, mutlak aritmetik ortalamasıdır (110).



Şekil 2. 2: Ra parametresi diagramı ve Ra değerinin hesaplanması (111)

Rz: Ra'ya kıyasla yüksek veya derin noktalara daha duyarlıdır. Uluslararası ISO sistemine göre bu parametre, profilin değerlendirme uzunluğu boyunca en yüksek beş ve en düşük beş noktanın ortalaması (Şekil 2.3) olarak tanımlanır (110).



Şekil 2. 3: Rz parametresi diagramı ve Rz değerinin hesaplanması (111)

R_{max} (Profilin Maksimum Yüksekliği): Yüksek veya derin noktalara karşı çok hassas olan bir parametredir. R_{max} veya R_t , profilin değerlendirme uzunluğu boyunca en yüksek tepe ile en düşük vadi arasındaki dikey mesafe olarak tanımlanır (110).

2.7.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünün ölçümünde optik veya mekanik sensörlü cihazlar kullanılır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, taramalı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif yöntemler ve profilometre gibi yüzey profil analizi kantitatif yöntemler kullanılarak yapılabilir. Bunlara ek olarak, yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, son zamanlarda keşfedilen yeni bir teknik olan atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile de yapılabilir (112).

2.7.2.1. Taramalı elektron mikroskobu (SEM): Taramalı elektron mikroskobu (SEM) teknolojisi, uluslararası birçok bilimsel alanda yaygın olarak tercih edilen bir analiz aracıdır. Bu teknoloji, nanometre ölçekten mikrometre ölçeğine (μm) kadar olan geniş bir aralıkta, hem organik hem de inorganik malzemelerin incelenmesinde etkili bir şekilde kullanılmaktadır. Taramalı elektron mikroskobu, özellikle yüzeydeki çizik ve bozulmalar gibi defektlerin detaylı incelenmesine imkan tanıyan, en yaygın kullanılan analiz yöntemlerinden biridir. Bununla birlikte, bu yöntemin üç boyutlu yüzey yapısını görselleştirememesi, vakum ortamı gerektirmesi veya örneklerle yönelik özel işlemler gerektirmesi gibi bazı kısıtlamaları bulunmaktadır (113,114)

Taramalı elektron mikroskobunda işlem prensibi, örnek yüzeyi boyunca ardışık olarak hareket eden ve son derece ince bir elektron demetinin kullanılmasına dayanır. Elektronlar, örneğin iç kısmına nüfuz etmez; bunun yerine, örnek üzerine önceden uygulanan ince metalik bir tabakaya çarparak geri yansır. Bu geri yansıyan elektronlar, algılayıcılar tarafından toplanır, amplifikatörlere iletilir ve sonunda elde edilen görüntü sinyalleri bir monitörde gösterilir (115).

2.7.2.2. Profilometreler: Profilometre cihazları, mekanik, optik ve lazer olmak üzere üç farklı teknoloji ile tasarlanmıştır. Bu üç farklı profilometre türü, yüzey pürüzlülüğü ölçümünde benzer parametreleri kullanarak kantitatif analizler gerçekleştirmektedir (114).

Optik profilometreler: Yüzey topografyası üç boyutludur ve bu nedenle, yüzeyin doğal karakteri optik profilometreler ile gösterilebilir. Optik profilometreler, üç boyutlu

ölçümler sağlayan cihazlardır. Yüzey ile mekanik bir teması yoktur. Tarama, optik ışınlar kullanılarak yapılır. Cihaz, yüzeyde belirlenen referans noktaları arasındaki mesafede ölçüm yapar. Cihazın optik işaretleri, 100m²'lik bir alanda birkaç nanometre çözünürlük sağlayabilir (112).

Mekanik (kontak uçlu) profilometreler: Örnek yüzeyine belirli bir sabit doğrusal mesafede bulunan elmas bir uç yüzeye temas ederek iki boyutlu ölçümler yapmaktadır (116). Bu uç aracılığıyla yüzey boyunca gerçekleştirilen hareket temeline dayanarak çalışır ve yüzeyin girintili ve çıkıntılı bölümlerini ölçerek yüzey profilini belirler. Mekanik profilometre ile Ra, Rz, Rmax değerlerine ulaşılabilmektedir (112).

Lazer profilometreler: Taranan bir nesnenin yüzeyinin temasız optik profilometrik ölçümü şeklinde olup, bu nesnenin üç boyutlu modelinin oluşturulmasını mümkün kılar. Böyle bir profilometrik sistemin yapısı, elektromanyetik radyasyonun optik bir kaynağı tarafından yayılan bir lazer ışını ve genellikle bir algılama çipi temeline çalışan bir kamera şeklinde bir görüntü okuma cihazının varlığına dayanır. Lazer profilometri, Ra ve Rz gibi pürüzlülük parametrelerini değerlendirebilmenin yanı sıra, Rp, Rq ve Rv gibi diğer yüzey özelliklerini de inceleyebilir. Bu parametreler, yüzeyin bireysel parçalarının doğası hakkında ek bilgiler sunabilir (117).

2.7.2.3. Atomik kuvvet mikroskobu: Son yıllarda diş hekimliğinde oldukça popüler hale gelen bir teknik olan atomik kuvvet mikroskobu çalışma prensibinde, örnek yüzeyi son derece ince bir kaldıraç kolu yardımıyla taranır. Bu kol yüzeyi tararken yanı zamanda yüzey ile olan etkileşimi kaydeder (118). Atomik kuvvet mikroskobu ile malzemelerin yüzeyi üç boyutlu olarak görülebilir ve yüzey pürüzlülüğü, faz durumu, gözeneklilik ve boyut analiz edilebilir (119). Bu mikroskop tekniği, yalıtkan malzemelerin özelliklerine zarar vermeden incelenmelerini mümkün kılan bir yöntemdir. AKM'nin sıvı ortamlarda da çalışabilme yeteneği, biyolojik dokuların kendi doğal ortamlarında analiz edilmesine olanak tanır (114).

2.8. IŞIK VE RENK KAVRAMI

Renk, elektromanyetik spektrumun görünür kısmındaki farklı dalga boylarının insan gözü tarafından algılanış biçimidir. Renk, nesnelere özgü sabit bir özellik değildir. İnsan gözünün duyarlı olduğu elektromanyetik bir uyarana beyin tarafından verilen bir

yanıttır. Rengin var olabilmesi için, ışık kaynağı, nesne ve gözlemci olmak üzere üç temel ve birbirine bağlı faktörün varlığı ve etkileşimi gereklidir (120).

Işık, radyo dalgaları ve mikrodalgalar farklı olarak çeşitli dalga boylarına sahip olan elektromanyetik enerjinin bir biçimidir. Bu enerji formu, elektromanyetik spektrumun bir parçasıdır ve çeşitli dalga boylarını içerir. İnsan gözü, elektromanyetik alanın geniş bir dalga boyu yelpazesine sürekli olarak maruz kalmaktadır. Ancak, bu dalga boylarının tamamı görsel olarak algılanamaz. Sadece belirli bir aralık, yani 380 nanometre ile 700 nanometre arasındaki dalga boyları insan gözü gözümüz tarafından algılanabilmektedir. Bu özel dalga boyu aralığı, "görünür spektrum" olarak adlandırılır. Görünür spektrum, insan gözünün fotosensitif retinasındaki hücreleri uyarabilen tek spektrum bölgesidir. Retinadaki bu hücrelerin uyarılması, renk algılama sürecini tetikler (120,121). Işık bir nesnenin yüzeyine çarptığında, farklı dalga boyları emilebilir, yansıtılabilir veya iletilir. Emilmeden kalan ışık, gözlenebilen dalga boyunu (nesnenin rengini) belirler (122).

2.8.1. Işık ve Renk İle İlgili Kavramlar

2.8.1.1. Translusensi: Transparan ve opak arasında bir durum olarak tanımlanabilir. Transludent nesneler, ışığın geçişine izin verirken, aynı zamanda ışığı dağıtarak nesnenin materyalin arkasından net bir şekilde görünmesini engeller. Bu özellik, translusensi ile opasitenin birbirine karşıt nitelikler olduğunu gösterir. Diş hekimliğinde gerçekleştirilen restoratif işlemler, doğal dişin özelliklerini taklit etmeyi amaçlar. Doğal dişler, farklı oranlarda translusensiye sahip olabilirler. Bu sebeple, restorasyonlarda kullanılan materyaller de bu özelliği yansıtmalıdır (123).

2.8.1.2. Transparanlık: Transparan materyaller, ışığın tamamen geçişine izin verir; bu nedenle neredeyse hiçbir ışık yansıtılmaz. transparan bir malzemenin arkasında bulunan bir nesne net bir şekilde görülebilmektedir (123).

2.8.1.3. Opaklık: Işığın geçişini engellme yeteneği olarak tanımlanır. Tamamen opak materyallerin translusensi değerleri sıfırdır (124).

2.8.1.4. Floresans: Bir cismin absorbe ettiği ışığı, daha uzun bir dalga boyunda yansıtma kabiliyetine floresanlık denir. Doğal dişlerdeki floresan özellik, esas olarak dentin içerisinde meydana gelir. Bunun ana nedeni, dentinin yüksek oranda organik materyal içermesidir. Dişin floresan özelliği, ona canlı ve ışıltılı bir görünüm kazandırır (124).

2.8.1.5. Opalesans: Bir materyalin ışığı absorbe ettiğinde ve yansıttığında başka renkte görünmesi olarak tanımlanır (122). Doğal dişler, özellikle kesici kenarlarında, farklı açılardan görüldüğünde mavi-beyaz renklerin görünümünü yaratan bir ışık saçılma etkisi sergiler. Bu, opal taşlarında görülen mavi-beyaz arka plana benzer, bu yüzden opalesans terimi kullanılır (125). Opal taşları, prizmalara benzer bir şekilde hareket eder ve farklı dalga boylarını çeşitli açılarda kırarlar. Diş minelerinde bulunan hidroksiapatit kristalleri de benzer şekilde prizma işlevi görür. Işık altında, opal taşlarının ve diş minesinin kırmızıları geçirip mavileri saçtığı gözlemlenir; bu da minenin, aslında renksiz olmasına rağmen, mavimsi bir görünüm kazanmasına sebep olur. Minenin bu opalesans özelliği, diş aydınlatır ve dişe optik derinlik ile canlılık kazandırır (122).

2.8.1.6. Metamerizm: Nesnelerin belirli bir ışık kaynağı altında aynı renkte görünüp, farklı bir ışık kaynağı altında değişik renklerde algılanması fenomeni olarak tanımlanır. Bu sorunu gidermek için, renk seçimi süreci, güneş ışığı da dahil olmak üzere, en az üç ya da dört farklı ışık kaynağı altında gerçekleştirilmeli, denetlenmeli ve onaylanmalıdır. Bunun yanı sıra, laboratuvar ile klinik ortamları arasında aydınlatma konusunda bir standardizasyon sağlanması gereklidir (126).

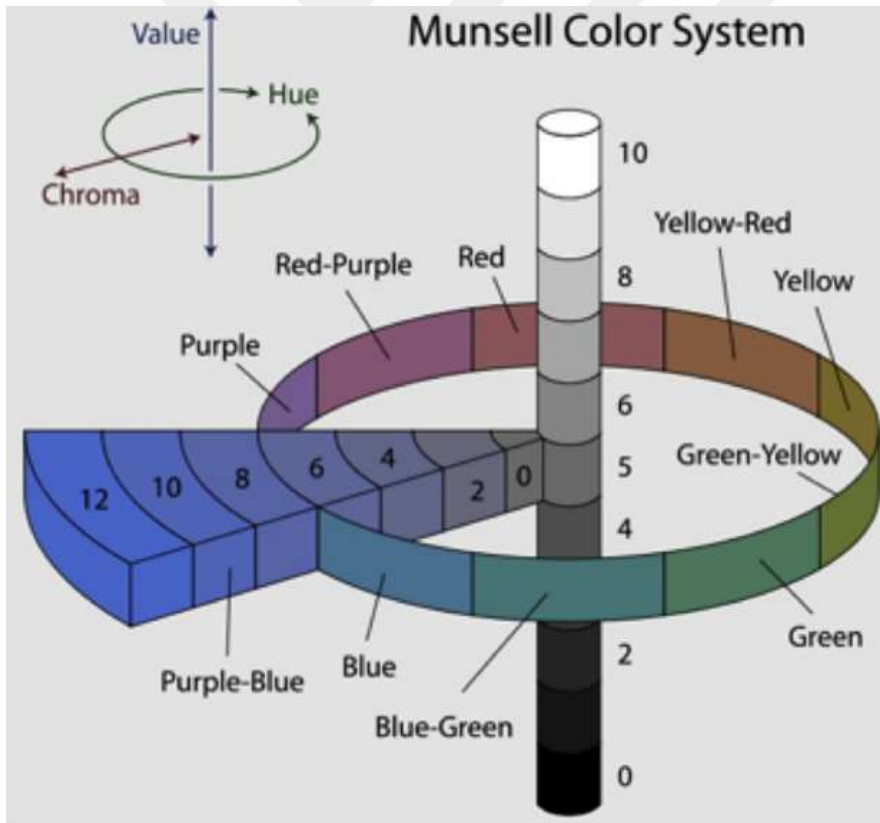
2.9. DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RENK SİSTEMLERİ

20. yüzyılın başından günümüze kadar, renkleri matematiksel olarak ifade etmek için birçok farklı sistem geliştirilmiştir. Tüm olası renk algıları için bir koordinat sistemi tanımlayan renk sistemleri sayesinde sanatta, endüstride ve bilimde doğru bir renk uyumu mümkün hale gelmektedir. Farklı prensibe göre tasarlanmış birçok renk sistemi mevcut olmakla birlikte hiçbirisi tam olarak geçerli sayılmamıştır (127). Görsel olarak tanımlayıcı Munsell ve daha niceliksel CIE renk sistemleri, geliştirme prensipleri, deneyimsel teknik ve nitelikler açısından en çok vurgulanan sistemlerdir (125).

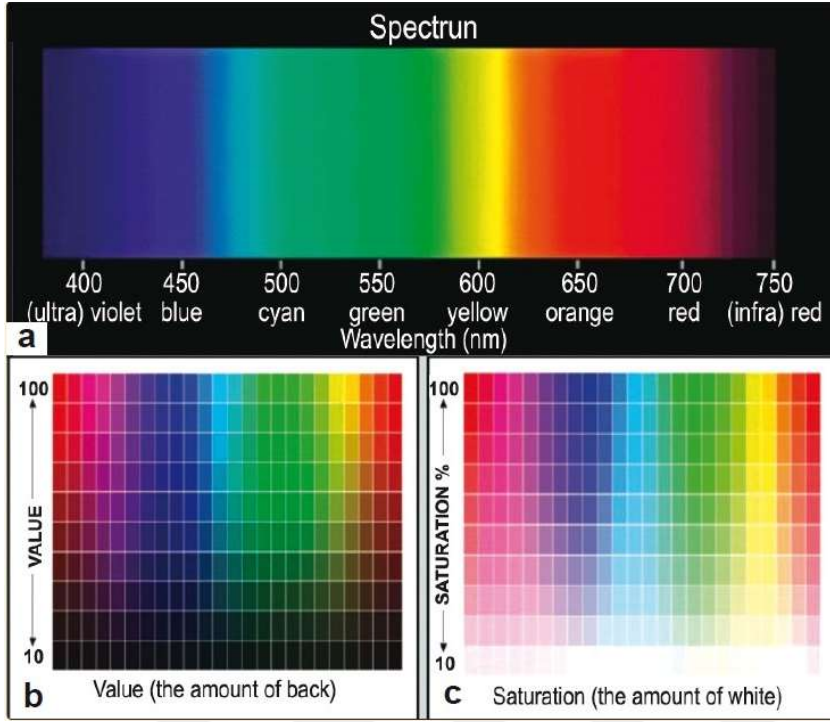
2.9.1. Munsell Renk Sistemi

Albert H. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen Munsell renk sistemi, renklerin üç ana boyutunu; "renk tonu" (hue), "renk değeri" (value) ve "renk yoğunluğu" (chroma) olarak belirlemiştir (128).

Munsell renk sisteminin uzay koordinatları Şekil 2.4'te sergilenmiştir. Bu koordinatlara göre, merkezden geçen dikey eksen, renk değerini (Value) temsil eder ve bu eksen beyazdan siyaha doğru ilerler. Eksenin çevresinde yer alan renk dilimleri ise renk tonunu (Hue) ifade eder. Bunlar beş temel renk (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) ve beş ara renk (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, kırmızı-mor, mavi-yeşil, mor-mavi) içerir. Renk yoğunluğu (Chroma), merkezden dışarıya doğru yatay eksenle artan bir yoğunluk birimidir (18).



Şekil 2. 4: Munsell renk sisteminin şematik diagramı(129)



Şekil 2. 5: Munsell renk sisteminin uzay koordinatları (a:hue, b:value, c:chroma) (130)

2.9.1.1. Hue (Ton): Renk tonu, üç boyutun ilki ve en kolay anlaşılabiliridir. Munsell'in sözleriyle, "kırmızıyı sarıdan, yeşili maviden veya moru ayırt ettiğimiz, bir renk ailesini diğerinden ayıran niteliklerdir." Renk çarkı Munsell renk diagramının merkezi ekseninin etrafında sıralanmıştır. Munsell sisteminde bir renk tonuna atıfta bulunmak için baş harfler kullanılır: Kırmızı için R, sarı-kırmızı için YR, sarı için Y ve böyle devam eder (Şekil 2.5). Her Renk Tonu, birbirinden eşit olarak görsel olarak on ayrı segmente ayrılmıştır (131).

2.9.1.2. Value (Parlaklık): Saf siyahtan saf beyaza kadar olan spektrumda bir rengin aydınlık veya karanlık düzeyini temsil eder ve herhangi bir renk tonu barındırmaz. Bu özellik, aynı zamanda parlaklık olarak adlandırılabilir ve yalnızca beyazlık ve siyahlık seviyeleri ile ifade edilir. Beyaz renk yüksek değere, siyah renk ise düşük değere işaret eder (Şekil 2.5). Parlak nesneler, az miktarda gri barındırırken, az parlaklık içeren nesneler daha fazla gri barındırır ve bu nedenle daha karanlık görünürler. Bir nesnenin parlaklığının azaltılması, o nesneyi aydınlatan ışığın azalması ve geri yansımalarının azalması anlamına gelir; bu durumda daha fazla ışık ya başka yöne dağılır ya da nesnenin içinden geçer (129).

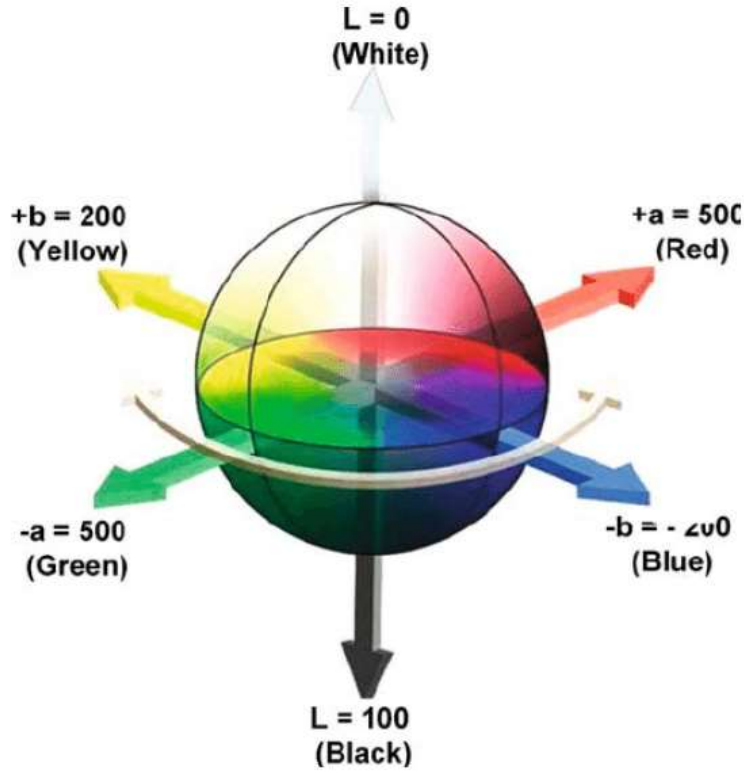
2.9.1.3. Chroma (Yoğunluk): Chroma, bir renk tonunun yoğunluğunu veya konsantrasyonunu tanımlayan renk boyutudur (Şekil 2.5). Munsell'in ifadesiyle, "Güçlü bir rengi daha zayıf bir rengten ayırt etmemizi sağlayan niteliktir." Dişlerde, bu özellik dentin tarafından belirlenir ve mine'nin translusentliği ve kalınlığı tarafından etkilenir. Soluk renkler düşük kroma sahipken, yoğun renkler yüksek kromaya sahiptir (132).

2.9.2. CIE $L^*a^*b^*$ Renk Sistemi

Renk konusunda uluslararası standartların oluşturulması amacıyla, 1913 yılında Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE; "Commission Internationale de l'Eclairage" ya da "International Commission on Illumination") kuruldu. Komisyon, 1931 yılında ilk kez "standart gözlemci eğrisini" tanımladı ve böylece, CIE standartlarına dayalı olarak bir rengin seçimi için sayısal olarak dönüştürülebilen üçlü bir uyaran sistemi (X, Y, Z) tanımlanmış oldu. Bu sistemde, tüm renkler temelde üç ana renk olan kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavi (Z) renklerinin çeşitli oranlarda birleştirilmesiyle elde edilmektedir (133).

1976 yılında ise CIELab renk sistemi, komisyon tarafından daha tanımlayıcı bir sistem olarak geliştirildi. CIELab renk sistemi, standart bir gözlemci kullanarak insan gözünün renge verdiği psiko-fiziksel yanıtların koordinat değerlerinin hesaplanmasına dayanır. CIELab sisteminde renk, Munsell renk sistemi gibi üç koordinatta belirlenir. Munsell renk sistemine göre bu sistemin avantajı, renklerin sayısal olarak ifade edilerek klinik olarak yorumlanabilir olması ve renk farklılıklarının tanımlanabilmesidir. Bu nedenle, diş hekimliği alanında renk ölçümü ve ayırt etme çalışmalarında en çok kullanılan renk sistemidir (134).

CIELab renk modeli (Şekil 2.6) renk uzayında L^* , a^* , b^* , olmak üzere üç ayrı eksenle ifade edilir: L^* değeri, Munsell renk sistemindeki değer ölçeğiyle paralellik gösterir ve bir rengin açıklığını, yani parlaklık veya siyah/beyaz karakteristiğini yansıtır. Renk tonunun kromatik yönlerini ise a^* ve b^* eksenleri tanımlar. Yatay eksen üzerinde yer alan a^* koordinatı, Munsell renk sistemindeki kırmızı-mor/mavi-yeşil eksenine karşılık gelir. Pozitif a^* değeri, daha fazla kırmızı-mor tonuna sahip bir rengi, negatif a^* ise mavi-yeşil bir tonu ifade eder. Yine yatay eksen üzerinde pozitif b^* değeri sarılığı, negatif b^* ise maviliği gösterir. Bu değerler, Munsell'in renk tonu ve kromasıyla doğrudan örtüşmese de, sayısal parametrelerle dönüştürülebilir (121).



Şekil 2. 6: CIELab renk sistemi şematik diagramı (135)

Renk değişiklikleri, farklı örneklerin veya aynı örneğin farklı bölgelerinin L^* , a^* , b^* değerleri arasındaki farkın (ΔE) matematiksel olarak ifade edilmesiyle belirlenir. Renk değişim miktarları ΔE ile tanımlanır (136):

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

Formüldeki L_1^* , a_1^* ve b_1^* değerleri, örneklerin ilk ölçüm sonuçlarını temsil ederken, L_2^* , a_2^* ve b_2^* değerleri ise örneklerin ikinci ölçüm sonuçlarını yansıtmaktadır. ΔE^* değeri, ister aynı ister farklı örnekler olsun, zaman içerisinde L^* , a^* , b^* koordinatlarında meydana gelen değişim miktarını gösterir. Literatürde birçok çalışma ΔE değerlerinin yorumlanmasına odaklanmıştır ve bu değerlerin klinik olarak değerlendirilmesi için kabul edilebilir ΔE aralıkları sınıflandırılmıştır. ΔE formülü temelinde, renk değişimlerinin klinik yorumu Tablo 2.1’de gösterilmiştir (133).

Tablo 2. 1: Klinik renk eşleşmesi tolerans değerleri (133)

Renk Değişimi (ΔE)	Klinik Renk Eşleşmesi
= 0-0,5	Kusursuz
= 0,5-1	Mükemmel
= 1-2	İyi
= 2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3,5	Uyumsuz eşleşme

Translusensi, bir malzemenin ışığı geçirebilme yeteneğini tanımlar (137). Translusensi parametresi (TP), dental materyallerin translusensliğini değerlendirmek için kullanılmıştır (138). TP, siyah ve beyaz arka planlarla optik temas halindeyken bir malzemenin CIELAB renk farkı (ΔE^*_{ab}) olarak tanımlanır (138,139). Translusensi parametresi; siyah ve beyaz zemin üzerindeki L^* , a^* , b^* değerleri kullanılarak CIELab renk sisteminde yer alan TP formülü ile hesaplanmaktadır (140).

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

2.9.3. CIEDE2000 Renk Sistemi

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) tarafından, CIELab renk sisteminin kısıtlılıklarını ele almak, algılanabilirlik ve kabul edilebilirliği daha güvenilir bir şekilde belirlemeyi amaçlayan CIEDE2000 renk sistemi, 2001 yılında tanıtılmıştır. Bu sistem, insan gözünün algısını daha doğru bir şekilde yansıtan bir yöntem sunmak üzere geliştirilmiştir (141). CIELab modelinin bir uzantısı olarak CIEDE2000 renk sistemi, renk farklarının daha detaylı değerlendirilmesine olanak tanıyan bazı özel parametreler içerir. Bu sistem, renklerin açıklık-koyuluğu (lightness), tonu (hue) ve doygunluğu (chroma) için özel ağırlıklandırma fonksiyonlarını tanımlar. Ayrıca, mavi tonlardaki renk farklılıklarını daha doğru şekilde ele alabilmek için doygunluk ve ton farkları arasındaki etkileşimi dikkate alan interaktif bir terim olan $\Delta R'$ 'yi ve gri tonların analizinde doğruluğu artırmak üzere CIELab'ın a^* koordinatındaki değişiklikleri içerir. Bu ilave parametreler,

renk farklılıklarının algısal olarak daha tutarlı bir şekilde değerlendirilmesine imkan sağlayarak, CIELab sistemine kıyasla gelişmiş bir hassasiyet sunar (136,141).

Diş hekimliği alanındaki pek çok çalışmada, renk ve renk farklılıklarının değerlendirilmesi için CIELab renk sistemi ve bu sistemle ilişkili ΔE_{ab} formülü tercih edilir. Algılanan renk farklarını daha doğru bir şekilde yansıtmak amacıyla CMC, CIE94 ve CIEDE2000 olmak üzere üç farklı renk farkı hesaplama yöntemi geliştirilmiştir. Önceki dönemlerde CIE94 ve CMC formülleri yaygın olarak kullanılsa da, günümüzde CIE tarafından CIEDE2000 formülünün (Şekil 2.7) tercih edilmesi önerilmektedir. CIEDE2000 renk farkı sistemi çerçevesinde, ΔE_{00} için belirlenen algılanabilirlik eşiği 0,8 ve kabul edilebilirlik eşiği ise 1,8 olarak tanımlanmıştır. Bu eşikler, renk farklarının görsel olarak ne zaman algılanabileceği ve kabul edilebilir olduğu konusunda rehberlik eder (136).

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)}$$

Şekil 2. 7: CIEDE2000 renk formülü

2.10. DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN RENK TESPİT YÖNTEMLERİ

Dental restorasyonlarda renk seçimi için görsel ve enstrümental olmak üzere iki farklı yöntem kullanılmaktadır (142).

2.10.1. Görsel Teknik

Görsel teknik ile rengin belirlenmesi; bir renk skalası ile hedef diş arasında görsel bir karşılaştırma yapılmasına dayanmaktadır (133). Yaygın olarak kullanılmasına rağmen görsel renk seçimi; göz yorgunluğu, iş deneyimi veya yaş gibi öznel yönlerle ve çevre, aydınlatma koşulları ve metamerizm fenomeni gibi çevresel faktörlerle manipüle edilebilir, potansiyel hata kaynakları oluşturur (143).

Görsel renk değerlendirme yönteminin çeşitli dezavantajları mevcuttur (133):

- Kullanılan renk skalaları, doğal diş renklerinin tüm çeşitliliğini yansıtmamaktadır.
- Diş hekimleri arasında ve hatta aynı kişinin gün içinde farklı zamanlarda yaptığı renk seçimlerinde tutarsızlıklar görülmekte, bu da standardizasyonun sağlanmasını engellemektedir.
- Elde edilen görsel sonuçların CIE renk sistemi parametrelerine dönüştürülmesi mümkün olmamaktadır.

Renk belirleme gün, yaş veya cinsiyete bağlı olmamalı ve her zaman tekrarlanabilir olmalıdır (127). Görsel yöntemin sınırlılıklarına rağmen, insan gözü iki nesne arasındaki en küçük renk farklarını tespit etmede çok hassas ve kesindir, bu nedenle restorasyon yerleştirilmeden önce görsel algı vazgeçilmezdir (144). Görsel teknik belirtilen hata kaynakları ve dezavantajların bulunmasına rağmen diş hekimliğinde en sık kullanılan yöntem olarak kabul edilmektedir (145).

2.10.2. Enstrümental Teknik

1990 yılından bu yana, kolorimetreler, spektrofotometreler, spektoradyometreler ve dijital kameralar olmak üzere dental renk seçimi için birçok dijital alet geliştirilmiştir. Bir renk ölçüm cihazının darbeye dayanıklı olması, kolay kontrol edilmesi, hızlı ölçüm yapabilmesi, kabul edilebilir çalışma ömrünün bulunması, ekonomik olması ve en önemlisi kabul edilebilir doğruluk ve hassasiyetinin olması gibi özellikleri barındırması gerekmektedir. Genel olarak, dijital yöntemler ölçümün öznelliğini en aza indirmektedir (146).

2.10.2.1. Kolorimetreler: Filtrelenmiş fotodetektörler kullanarak görünür spektrumu okuyabilen optik cihazlardır. Başlangıçta, CIE renk eşleştirme fonksiyonlarını taklit eden transmittans spektrumlarına sahip üç cam filtre (kırmızı, yeşil ve mavi) ortalama insan görsel sisteminin tepkisini simüle etmek için kullanılmıştır (146). Daha sonra, cihazın doğruluğunu artırmak için bir filtre bankası kullanılmıştır. Renkölçerlerin sensörleri, nesneden yansıyan farklı dalga boylu spektrumların toplamını değerlendirerek nesnenin rengini belirtir (147).

Dental kolorimetreler, renk seçimine yardımcı olmak üzere piyasaya sürülmüş basit, düşük fiyatlı cihazlardır. Bu cihazlar yansıyan ışığı analiz eder, veri toplar, verileri renk parametrelerine dönüştürür ve dişlerin rengini belirtir (147).

ShadeVision (X-Rite, Inc., Grand Rapids, MI), ShadeScan(Cynovad, Montreal, QC, Canada), ShadeEye NCC (Shofu Inc., Kyoto, Japan), ShadeStar(DeguDent GmbH, Hanau, Germany) dental kolorimetrelere örnek gösterilebilir (146).

2.10.2.2. Spektrofotometreler: Spektrofotometreler, nesnelerin spektral yansıtma veya geçirgenlik eğrisini değerlendirerek rengi ölçmektedir. 400-700 nm arasında dalga boyuna sahip ışık çıkışı yaratan bir tungsten-filaman ampulü veya LED lambası gibi beyaz ışık kaynağına sahiptir. Işık, bir prizma tarafından 10-20 nm arasında dalga boyunda bantlara ayrılır, nesneye ulaşır ve ardından yansıyabilir, geçebilir veya dağılabilir. Nesneden yayılan veya nesnenin içinden geçen ışık miktarı, görünür spektrumda her dalga boyu bandı için değerlendirilir (146).

Spektrofotometreler, yüksek doğruluk ve çok yönlülük özelliklerine sahiptirler. Her bir dalga boyundaki spektral yansımayı saptayabilme yetenekleri sayesinde, kompleks renk analizleri için ideal araçlardır. Kolorimetrelerle yapılan renk ölçümünde, çeşitli renk uzaylarına ilişkin sayısal renk değerleri elde edilirken, spektrofotometre kullanımı sadece bu türden sayısal verilerin sağlanmasını değil, aynı zamanda ölçülen rengin spektral yansıma profilinin de elde edilmesini mümkün kılar. Yüksek hassasiyetli sensörü ve farklı ışıklandırma koşullarını entegre edebilme kapasitesi, spektrofotometrenin, bir tristimulus kolorimetreye göre daha detaylı ve hassas ölçümler yapılabilmesine olanak tanır (147).

VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany), VITA Easyshade V (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Germany), SpectroShade Micro II (MHT Optic Research AG, Niederhasli, Switzerland), Crystaleye (Olympus Corporation, Tokyo, Japan), Shade-X (X-Rite, Inc., Grand Rapids, MI), Shadepilot (DeguDent GmbH, Hanau, Germany), Zfx Shade (Zfx GmbH, Dachau, Germany) klinikte kullanılan spektrofotometrelere örnek gösterilebilir (146).

2.10.2.3. Spektoradyometreler: Spektoradyometre; okuyucu, algılayıcı, monokromatör ve toplama optiği olmak üzere dört ana bileşenden oluşan bir cihazdır. Bu cihaz, ışık kaynaklarının spektral güç dağılımını ölçme yeteneğine sahiptir (148). Ayrıca, nesneler tarafından yayılan veya yansıtılan radyometrik ölçütleri (şınım şiddeti ve aydınlatma düzeyi gibi değerleri) görünür spektrum boyunca ölçer. Bu yansıma değerlerindeki çeşitlilik, nesnenin rengi, parlaklığı, görünümü ve dokusu gibi bir dizi özelliğinden kaynaklanır (127).

Spektoradyometreler, parlaklık ve aydınlatma birimlerini renk koordinatlarına (CIEXYZ, CIELAB, CIECLH gibi) çevirebilir. Spektrofotometrelerle arasındaki temel fark, spektoradyometrelerin sabit bir ışık kaynağına sahip olmaması ve bu cihazların temas gerektirmeyen ölçüm yapabilmesidir. Dişlerin düz olmayan yüzeyleri ve translusent yapıları, renk ölçümünde spektoradyometrelerin diğer cihazlara göre daha fazla tercih edilmesinin nedenlerindendir (149). Bununla birlikte, görece yüksek maliyetleri ve ölçüm için gereken özenli aydınlatma veya çevre koşulları bu cihazların dezavantajları arasında yer alır (148).

SpectraScan PR series (PhotoResearch, USA), Minolta CS1000 (Konica Minolta, Inc., Japan) diş hekimliğinde in-vivo ve in-vitro çalışmalarda kullanılan spektoradyometrelere örnek gösterilebilir (149).

2.10.2.4. Dijital kameralar: Dijital kameralar, milyonlarca ışığa duyarlı hücre (fotosit) içeren CCD (Charge-Coupled Device) algılayıcıları aracılığıyla görüntüyü yakalar. Her bir fotosit, üzerine düşen toplam ışık miktarına tepki gösterir. Sensörler, görüntünün tüm renklerini elde edebilmek için, üç ana rengi (kırmızı, yeşil, mavi) filtreler aracılığıyla ayırt edebilir. Bu cihazlarda, her pikselde üç rengin bilgisi kaydedilebilir (133,150).

Dijital kameralar, renk bilgisini kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç temel renk sinyali olarak alır. Kamera algılayıcılarının CIE'nin standart gözlemcisine eşdeğer bir spektral duyarlılığa sahip olmaması nedeniyle, kameraların RGB değerleri doğrudan CIE'nin XYZ değerleriyle örtüşmez. Bu yüzden, ölçüm yapılırken, RGB değerlerinin CIE'nin XYZ değerlerine dönüştürülmesi gerekmektedir ve bu dönüştürülme işlemine kamera karakterizasyonu denmektedir (128).

Son zamanlarda, dijital fotoğraflar aracılığıyla renk tespitinin kolaylık ve etkinliği nedeniyle popülerliği artış göstermiştir; fakat elde edilen görüntünün kalitesi kritik öneme sahiptir. Kamera modeli, ayarlar, çevresel ışık koşulları, görüntünün çözünürlüğü, hedeflenen dışın konumlandırılması ve renk referansının görüntü kalitesi üzerinde belirleyici etkileri bulunmaktadır. Dijital fotoğrafların renk değerlendirme yöntemleri olarak faydalı olabilmesi, ancak uygun şartlarda ve doğru ekipmanlar kullanıldığı takdirde mümkün olduğu kabul edilmektedir (151).

2.11. YAPAY YAŞLANDIRMA

In vitro araştırmalarda restoratif materyallerin yaşlandırma süreçleri, klinik ortamdaki ağız içi şartları laboratuvar koşullarına aktarmayı ve bu koşulların dental materyaller üzerinde yarattığı etkileri taklit etmeyi hedefler (8). Yaşlandırma süreçleri; mekanik, termal ve kimyasal prosedürler veya bu prosedürlerin birleşimleri şeklinde gerçekleştirilebilir. Dental materyallerin çeşitli özelliklerinin incelenmesi amacıyla, intraoral koşulları simüle edebilen çeşitli yaşlandırma tekniklerinden faydalanılmaktadır (152).

2.11.1. Termal Siklus İle Yaşlandırma

Termal siklus yöntemi, restoratif materyallerin klinik öncesi performanslarının değerlendirilmesinde yaygın olarak başvurulmuş bir in vitro test yöntemidir. Bu prosedür, materyallerin ağız içi sıcaklık dalgalanmaları içindeki dayanıklılığını ölçmek için soğuk ve sıcak su banyoları arasında tekrarlanan daldırma işlemleriyle yaşlandırma sürecini taklit eder. Klinik araştırmaların getirdiği yüksek maliyet ve zaman gereksinimleri nedeniyle, bu alternatif laboratuvar prosedürüne sıkça başvurulur. "Devir" terimi, malzemenin sıcak ve soğuk banyolara daldırılma sürecini ifade ederken, bu süreçler arası toplam zaman "devir süresi" olarak tanımlanır. Sıcaklık değişimlerinin ağız içi dinamiklerini yansıtacak biçimde 5-55°C arasında döngüler belirlenir ve belirli bir döngü sayısının ağız içi ortamda belirli bir zaman aralığına denk geldiği varsayılmaktadır. 10000 termal döngünün ağız içerisinde yaklaşık 1 yıla eşdeğer olduğu belirtilmektedir (8,153).

2.11.2. Otoklav İle Yaşlandırma

Otoklav yaşlandırma tekniği, cam kaplar içine alınan numunelerin otoklava yerleştirilerek 134°C sıcaklık ve 0,2 MPa basınç altında çeşitli zaman dilimlerinde

tutulması suretiyle in vivo yaşılanmanın taklit edilmesini amaçlar. Bu yöntem, laboratuvar ortamında gerçekleşen yaşılanma süreçlerinin simülasyonunu sağlar. 1 saat süren otoklav yaşılandırma işlemi yaklaşık olarak 2 yıllık in vivo yaşılanmaya, 5 saatlik işlem ise 10-20 yıl arasında bir yaşılanmaya denk gelmektedir. Ayrıca, 1 yıllık bir yaşılanmayı simüle etmek amacıyla 30 dakikalık bir sürenin uygun olduğu belirtilmektedir (154).

2.11.3. Hızlandırılmış Yapay Yaşılandırma

Restoratif malzemelerin UV ışığı, nem ve sıcaklık değişiklikleri gibi faktörlere maruz bırakılarak yaşılandırılmasına yönelik yöntem, hızlandırılmış yapay yaşılandırma (HYY) olarak adlandırılır. Bu prosedür, ilk olarak otomobil boyaları gibi endüstriyel ürünlerin dış mekan koşullarındaki dayanıklılığını değerlendirmek amacıyla geliştirilmiştir. 1978'den itibaren, dental reçinelerin renk stabilitesini belirlemek için de kullanılmaya başlanmıştır. HYY yöntemiyle, malzemeler, gün ışığına benzer UV ışık spektrumu, sıcaklık ve nem değişikliklerine maruz bırakılarak çevresel koşulların simüle edildiği bir süreçten geçer. Üretici firmalara göre 300 saatlik HYY'nın ağız içi 1 yıla eşdeğer olduğu bildirilmiştir (155,156).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda 4 farklı tam kristalize seramik materyalin farklı ışık geçirgenliğine sahip alt grupları kullanılmıştır. Bu materyallere 1 yıl ağız ortamında kullanılmış etkisi oluşturmak için in vitro yapay yaşlandırma yapılmıştır. Uygulanan polisaj ve glaze işlemlerinin, materyallerin renk, translusensi ve yüzey pürüzlülükleri üzerine olan etkisi değerlendirilmiştir.



Şekil 3. 1: Çalışmanın iş akış şeması

3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Çalışma GC Initial LiSi, CeltraDuo, IPS Emress CAD ve GC Initial LRF tam kristalize CAD/CAM blokların, farklı ışık geçirgenliğine sahip alt grupları (low translucent-LT, high translucent-HT) ile laboratuvar ortamında yürütülmüştür. Çalışmada zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (CeltraDuo)(Şekil 3.2), lityum disilikat (GC Initial LiSi)(Şekil 3.3), lösitle güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress CAD, GC Initial LRF)(Şekil 3.4)(Şekil 3.5) bloklar kullanılmıştır.



Şekil 3. 2: CeltraDuo (Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat) HT ve LT bloklar



Şekil 3. 3: GC Initial LiSi (Lityum disilikat) HT ve LT bloklar



Şekil 3. 4: IPS Empress CAD (Lösitle güçlendirilmiş cam seramik) HT ve LT bloklar



Şekil 3. 5: GC Initial LRF (Lösitle güçlendirilmiş cam seramik) HT ve LT bloklar

Bu bloklardan her birinden 40 örnek olmak üzere GC Initial LiSi HT ve LT, GC Initial LRF HT ve LT, CeltraDuo HT ve LT, IPS Empress CAD LT bloklar için 14x12x1mm boyutlarında, IPS Empress CAD HT bloklar için 12x10x1 mm boyutlarında toplamda 320 örnek üzerinde çalışılmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri, bitirme teknikleri ve üretici firmaları Tabloda 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3. 1: Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal içerikleri, bitirme teknikleri ve üretici firmaları

Materyal	Alt Grup	Materyal tipi	Kimyasal içerik	Uygulanan Bitirme Tekniği	Bitirme Tekniğinde Kullanılan Materyaller	Üretici Firma
CeltraDuo	HT/A1	Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat (ZLS)	58% SiO ₂ ;18.5% Li ₂ O; 5% P ₂ O ₅ ;10.1% ZrO ₂ ; 1.9% Al ₂ O ₃ ; 2% CeO ₂ ; 1% Tb ₄ O ₇	Polisaj	EVE Diapol Twist Polisaj Lastik Seti	Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA
	LT/A1			Glaze	Celtra Universal Overglaze	
GC Initial LiSi	HT/A1	Lityum Disilikat	55–80% SiO ₂ , 10–30% Li ₂ O; 5–20% other oxides; pigments: trace	Polisaj	EVE Diapol Twist Polisaj Lastik Seti	GC, Tokyo, Japan
	LT/A1			Glaze	GC Initial Lustre Pastes NF	
IPS Empress CAD	HT/A1	Lösitle Güçlendirilmiş Cam seramik	SiO ₂ (60-65 wt.%), Al ₂ O ₃ (16-20 wt.%) K ₂ O (10-14 wt.%) Na ₂ O (3.5-6.5 wt.%), other oxides (0.5 wt.%), pigments	Polisaj	EVE Diapol Twist Polisaj Lastik Seti	Ivoclar Vivadent AG
	LT/A1			Glaze	IPS Empress Universal Glaze and Stain Liquid	
GC Initial LRF	HT/A1	Lösitle Güçlendirilmiş Cam seramik	70 – 80 vol%. Crystalline phase (1.5 – 3 µm leucite crystals)	Polisaj	EVE Diapol Twist Polisaj Lastik Seti	GC, Tokyo, Japan
	LT/A1			Glaze	GC Initial spectrum glaze powder& liquid	

Bloklar Mecatome T180 (Şekil 3.6) doğrusal hassas kesim cihazı (PRESI, Grenoble, France) kullanılarak 1,1 mm ($\pm 0,1$ mm) kalınlıkta su soğutması altında kesilmiştir. Kesme işleminden sonra dijital kumpas ile blokların kalınlıkları kontrol edilmiştir. Örnek yüzeyleri dakikada 200 devir dönen zımpara cihazında (Minitex 233 Presi, France) (Şekil 3.7) su soğutması altında sırasıyla 600, 800, 1000 grit silikon karbit aşındırma kağıtları (English Abrasives, Londra, İngiltere) ile 20 saniye süre boyunca zımparalanmıştır.



Şekil 3. 6: Mecatome T180 Hassas kesim cihazı



Şekil 3. 7: Minitex 233 Zımpara cihazı

Elde edilen 320 adet örneğin glaze/polisaj uygulanacak yüzeyine, aynı araştırmacı tarafından motorun (W&H Dental Work, GmbH, Burmoos, Austria) dönme hızı 20.000 rpm olacak şekilde, klinik piyasemenine (Gladent, Taiwan) kırmızı bantlı elmas frez takılarak (Şekil 3.8), tek bir yönde 20 sn süreyle aşındırma işlemi uygulanmıştır. Her 10 örnekte bir yeni frez kullanılmıştır. Örneklerin aşındırma sonrası nihai kalınlığının 1mm (± 0.1 mm) olduğu dijital kumpas (Şekil 3.9) kullanılarak kontrol edilmiştir. Hazırlanan örneklerin tamamı tam kristalize bloklardan elde edildiği için ek kristalizasyon işlemi uygulanmamıştır. Hassas kesimleri ve yüzey aşındırmaları yapıldıktan sonra başlangıç ölçümleri öncesinde ultrasonik temizleme cihazında (Whaledent Biosonic, Coltène/Whaledent Inc. Ohio, Amerika Birleşik Devletleri) (Şekil 3.10) distile su içerisinde 15 dk temizlendikten sonra kurutulmuştur. Ölçümlerden önce tüm örnekler ışık almayan, kuru ortamda oda sıcaklığında, muhafaza edilmiştir.



Şekil 3. 8: Kırmızı bantlı frezle aşındırma işlemi



Şekil 3. 9: Dijital kumpas



Şekil 3. 10: Ultrasonik temizleme cihazı

Hazırlanan örnekler, mekanik polisaj ve glaze işlemi uygulanmak üzere 2 alt gruba Tablo 3.2’de görüldüğü gibi rastgele ayrılmıştır.

Tablo 3. 2: Gruplara ayrılan örnek sayısı (n:20 olmak üzere toplam 320 örnek)

Yüzey İşlemi	CeltraDuo HT (Celtra HT)	CeltraDuo LT (Celtra LT)	GC Initial LiSi HT (LiSi HT)	GC Initial LiSi LT (LiSi LT)	IPS Empress CAD HT (IPS HT)	IPS Empress CAD LT (IPS LT)	GC Initial LRF HT (LRF HT)	GC Initial LRF LT (LRF LT)
Polisaj (P)	20	20	20	20	20	20	20	20
Glaze (G)	20	20	20	20	20	20	20	20

3.2. ÖRNEKLERE YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİNİN UYGULANMASI

Çalışmamızda kullanılan dört seramik bloğun HT ve LT alt grupları için mekanik polisaj ve glaze uygulaması yapılmıştır.

3.2.1. Mekanik Polisaj İşleminin Uygulanması

Mekanik polisaj işlemi için çalışmamızda kullanılan 4 bloğun üretici firma önerisi doğrultusunda, EVE Diapol Twist (EVE Ernst Vetter GmbH)(Şekil 3.11) polisaj lastik seti tercih edilmiştir. Bu polisaj lastik seti üretici firmanın önerileri doğrultusunda

laboratuvarında klinik piyasemen ve mikromotor kullanılarak 8000 rpm sabit devir altında yapılmıştır. Mekanik polisaj işlemi örneklerin aşındırma yapılmış tek yüzeyine uygulanmıştır.

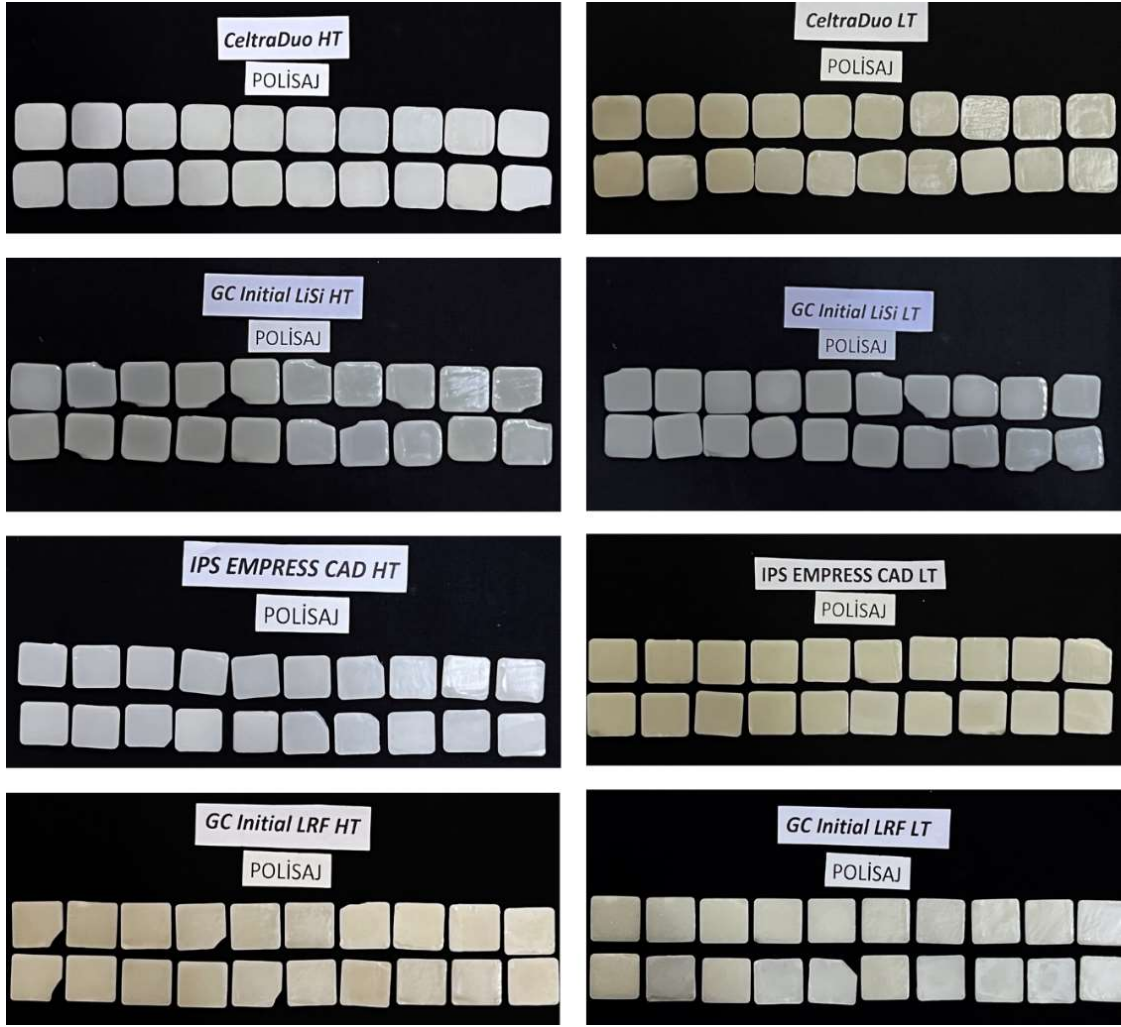


Şekil 3. 11: EVE Diapol Twist polisaj lastik seti

Set içinde yer alan mavi(smoothing), pembe(pre-polishing) ve gri(high-gloss polishing) lastik sırasıyla, her biri 60 saniye olarak uygulanmıştır (Şekil 3.12). Parlatma işlemi sonrasında dijital kumpas ile kalınlık kontrolü yapılmıştır. Polisaj işlemi tamamlanmış örnekler Şekil 3.13’de gösterilmiştir.



Şekil 3. 12: Sırasıyla mavi, pembe, gri polisaj lastik uygulaması



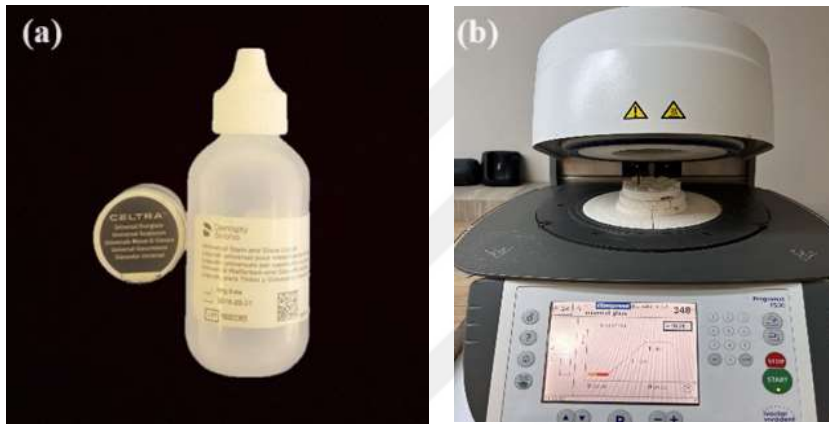
Şekil 3. 13: Polisaj işlemi tamamlanmış örnekler

3.2.2. Glaze İşleminin Uygulanması

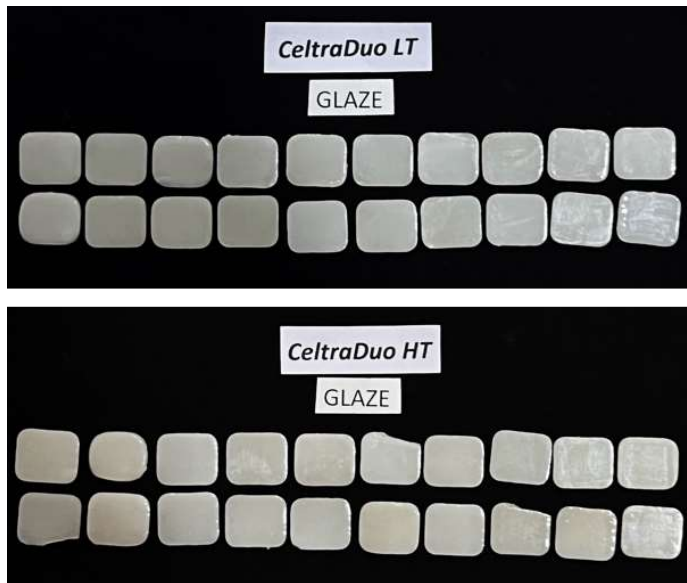
CeltraDuo HT ve LT blokları için toplam 40 adet örneğe, üretici firmanın önerisi doğrultusunda Celtra universal overglaze (DeguDent GmbH Hanau-Wolfgang, Germany) fırça yardımıyla ince, tek kat olacak şekilde seramik örneklerin tek yüzeyine uygulanmıştır. Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak Programat P500(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) porselen fırınında (Şekil 3.14) fırınlanmıştır. CeltaDuo glaze program ayarları Tablo 3.3'te, glaze işlemi tamamlanmış CeltraDuo HT ve LT örnekleri Şekil 3.15'te gösterilmiştir.

Tablo 3. 3: CeltraDuo glaze program ayarları

Ön Isıtma Sıcaklığı (°C)	Kurutma Zamanı	Sıcaklık Artışı (°C/ dk)	Vakum	Final Sıcaklığı (°C)	Bekleme Zamanı	Uzun Süreli Soğutma (°C)
500 °C	3:30	60 °C/ dk	-	820 °C	1:00	750 °C



Şekil 3. 14: CeltraDuo Universal overglaze (a) ve Programat P500 porselen fırını (b)



Şekil 3. 15: Glaze işlemi tamamlanmış CeltraDuo HT ve LT örnekler

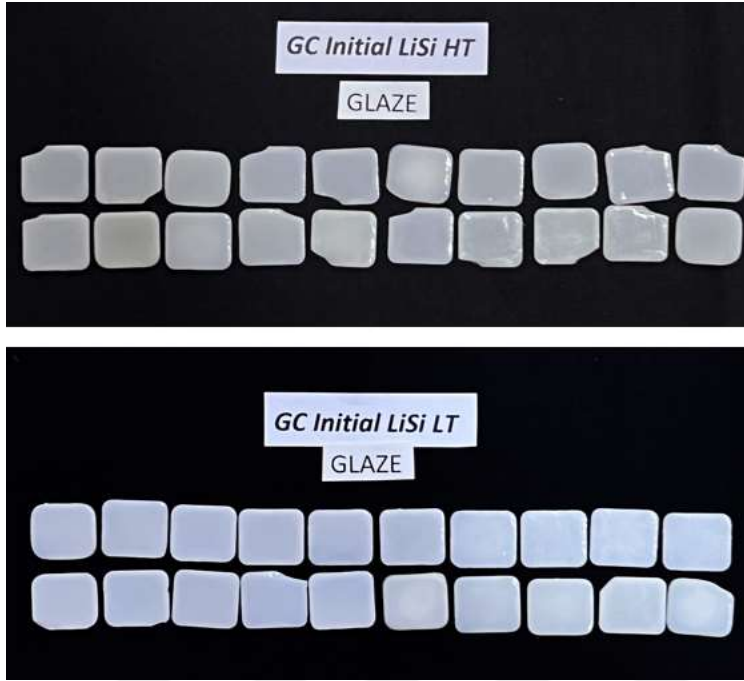
GC Initial LiSi HT ve LT blokları için toplam 40 adet örneğe, üretici firmanın önerisi doğrultusunda GC Initial Lustre Pastes NF (GC America, USA) (Şekil 3.16) uygulanmıştır. Pasta formundaki glaze materyali karıştırma camının üzerine alınarak diluting liquid ile seyreltilerek üretici firmanın önerdiği kıvama getirilmiş, fırça yardımıyla ince, tek kat olacak şekilde seramik örneklerin tek yüzeyine uygulanmıştır. GC Initial LiSi glaze program ayarları Tablo 3.4'te, glaze işlemi tamamlanmış GC Initial LiSi HT ve LT örnekleri Şekil 3.17'de gösterilmiştir.

Tablo 3. 4: GC Initial LiSi glaze program ayarları

Ön Isıtma Sıcaklığı (°C)	Kurutma Zamanı	Vakum	Sıcaklık Artışı (°C/ dk)	Final Sıcaklığı (°C)	Bekleme Zamanı
450 °C	4:00	Evet	45 °C/dk	760 °C	1:00



Şekil 3. 16: GC Initial Lustre Pastes NF glaze



Şekil 3. 17: Glaze işlemi tamamlanmış GC Initial LiSi HT ve LT örnekler

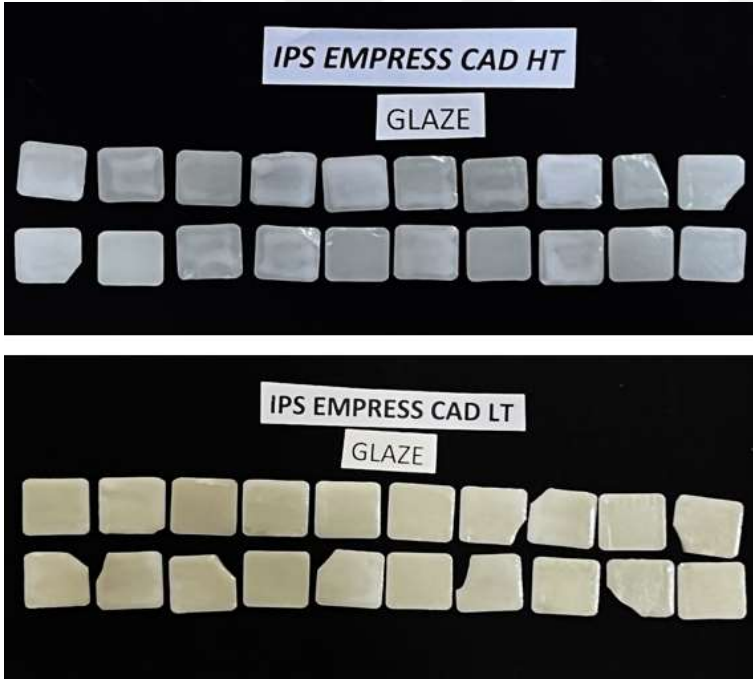
IPS Empress CAD HT ve LT blokları için toplam 40 adet örneğe üretici firmanın önerisi doğrultusunda IPS Empress Universal Glaze and Stain Liquid (Ivoclar Vivadent AG) (Şekil 3.18) fırça yardımıyla ince, tek kat olacak şekilde seramik örneklerin tek yüzeyine uygulanmıştır. IPS Empress CAD glaze program ayarları Tablo 3.5'te, glaze işlemi tamamlanmış IPS Empress CAD HT ve LT örnekleri Şekil 3.19'da gösterilmiştir.

Tablo 3. 5: IPS Empress CAD glaze program ayarları

Ön Isıtma Sıcaklığı (°C)	Kurutma Zamanı	Sıcaklık Artışı (°C/ dk)	Final Sıcaklığı (°C)	Bekleme zamanı
403 °C	4:00	60	770	2:00



Şekil 3. 18: IPS Empress Universal Glaze



Şekil 3. 19: Glaze işlemi tamamlanmış IPS Empress CAD HT ve LT örnekler

GC Initial LRF HT ve LT blokları için toplam 40 adet örneğe üretici firma önerisi doğrultusunda GC Initial spectrum toz-likit glaze (GC America, USA) (Şekil 3.20) uygulaması yapılmıştır. Glaze tozu karıştırma camı üzerine alınıp uygun oranlarda likit ile karıştırılarak üretici firmanın önerdiği kıvama getirilmiş, fırça yardımıyla ince, tek kat

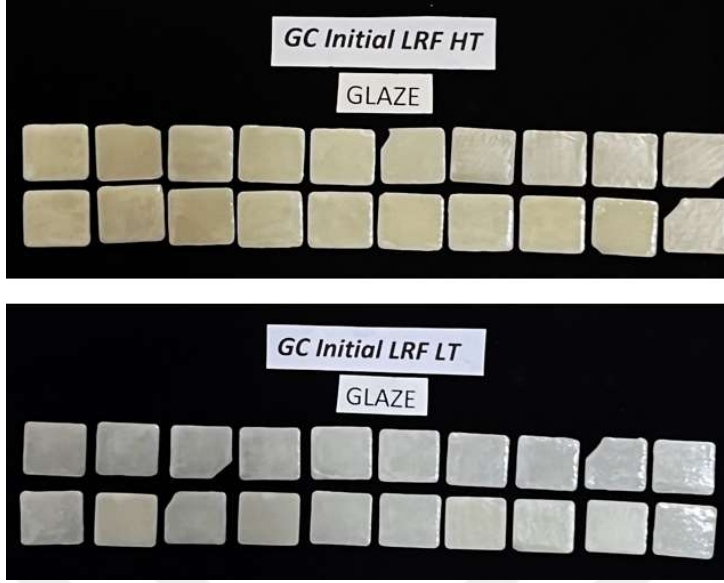
olacak şekilde seramik örneklerin tek yüzeyine uygulanmıştır. GC Initial LRF glaze program ayarları Tablo 3.6’da, glaze işlemi tamamlanmış GC Initial LRF HT ve LT örnekleri Şekil 3.21’de gösterilmiştir.

Tablo 3. 6: GC Initial LRF glaze program ayarları

Ön Isıtma Sıcaklığı (°C)	Kurutma Zamanı	Vakum	Sıcaklık Artışı (°C/dk)	Final Sıcaklığı (°C)	Bekleme Zamanı
450 °C	4:00	Evet	45 °C/dk	840-860 °C	1:00



Şekil 3. 20: GC Initial Spectrum glaze



Şekil 3. 21: Glaze işlemi tamamlanmış GC Initial LRF HT ve LT örnekler

3.3. TERMAL SIKLUS UYGULAMASI

Termal siklus uygulaması Sd Mechatronic Thermocycler (Seelbach, Almanya) cihazı (Şekil 3.22) kullanılarak yapılmıştır. Araştırmamızda renklendirme ajanı olarak Nestlé tarafından üretilen Nescafe Klasik (Nestlé S.A. Vevey, Switzerland) tam çözünebilir kahve tercih edilmiştir. Kahve solüsyonu, üreticinin önerdiği 1gr/100ml oranında hazırlanıp termal döngü cihazının soğuk ve sıcak su tanklarına eklenmiştir. Termal döngü cihazına yerleştirilen örnekler, 5-55 °C arasındaki sıvı banyolarında her birinde 10 saniye tutulmak ve banyolar arası 5 saniyelik bir bekleme süresiyle toplamda 10000 döngüye alınmıştır.



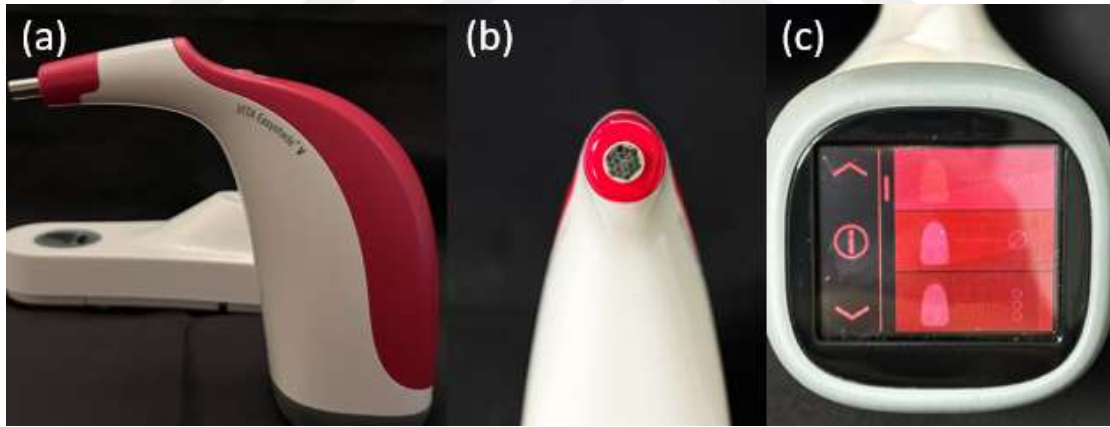
Şekil 3. 22: SD Mechatronic termal siklus cihazı

3.4. ÖRNEKLERİN RENK ve YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ DEĞERLERİNİN ÖLÇÜMÜ

Örnek yüzeylerine mekanik polisaj veya glaze işlemleri uygulanmadan (t_0) önce, uygulandıktan sonra (t_1) ve termal siklus ile yaşlandırma sonrası (t_2) tüm örneklerin renk değerleri (L^* , a^* , b^*), renk değişimi (ΔE), ışık geçirgenliği (TP) ve yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a , R_z) kaydedilmiştir.

3.4.1. Renk Ölçümünün Yapılması

Çalışmamızda renk tespit yöntemi olarak entrümantal renk tespit yöntemi kullanılmıştır. Renk tespiti spektrofotometre cihazı ile yapılmış olup Vita EasyShade V (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) cihazı (Şekil 3.23) kullanılmıştır. Cihazın ucunda 5mm çapında halojen ışık kaynağı bulunmaktadır. Bu uç örneklerin tam merkezine konumlandırılarak cihazın ‘tek diş ölçüm’ (single tooth) modunda ölçüm yapılmıştır. Her bir ölçüm öncesinde cihazın kalibrasyonu yapılmıştır.



Şekil 3. 23: Vita EasyShade V renk ölçüm cihazı (a), ışık kaynağı ucu (b) ve ölçüm modları (c)

Hazırlanan örneklerin başlangıç, yüzey işlemi uygulandıktan sonra ve yaşlandırma sonrası beyaz ve siyah zemin üzerinde ayrı ayrı renk ölçümleri yapılmış (Şekil 3.24), L^* , a^* , b^* değerleri kaydedilmiştir. Translusensi parametresi siyah ve beyaz zemindeki L^* , a^* , b^* değerleri ve aşağıdaki formül kullanarak hesaplanmıştır.

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



Şekil 3. 24: Örneklerin beyaz (a) ve siyah (b) zeminde renk ölçümlerinin yapılması

Örneklerin t_0 - t_1 ve t_1 - t_2 arası renk değişimleri CIEDE2000 renk değişim formülü (Şekil 3.25) kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)}$$

Şekil 3. 25: CIEDE2000 renk değişim formülü

3.4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümünün Yapılması

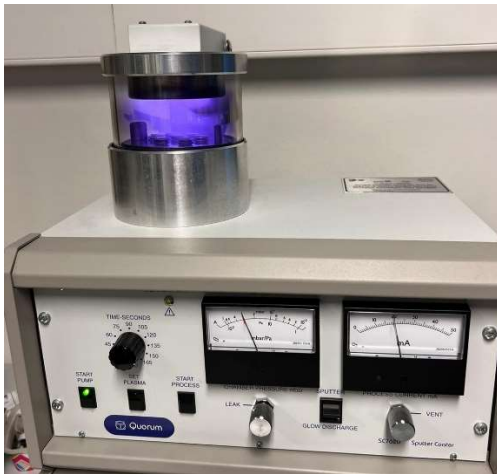
Örneklerin başlangıç, yüzey işlemi uygulandıktan sonra ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülükleri profilometre cihazı kullanılarak yapılmıştır. Ölçümler için PCE-RT 10 (PCE Holding GmbH, Almanya) (Şekil 3.26) mekanik profilometre kullanılmıştır. Örneklerin her birinin 3 ayrı noktasından R_a ve R_z ölçümleri yapılmış ve ortalamaları alınmıştır. Her bir ölçüm öncesi cihazın kendi kalibrasyon plağında kalibrasyonu yapılmıştır. Profilometre cihazının çözünürlüğü 0.01 mm, yüzey tarama uzunluğu 5 mm, okuyucu uç hızı 1 mm/sn ve n:5 cut off değeri ise 0,25 olarak tanımlandı.



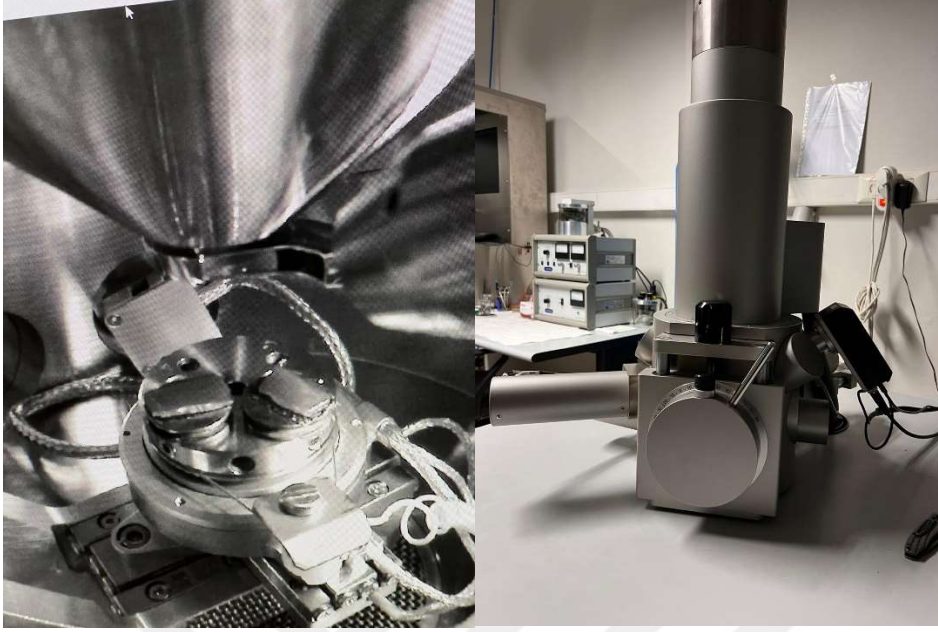
Şekil 3. 26: PCE-RT 10 yüzey pürüzlülük ölçüm cihazı ve kalibrasyon plağı

3.5. SEM ANALİZİ

Termal siklus sonrası hazırlanan örneklerin yüzeyleri SEM analizi yapılabilmesi için öncelikle Quorum SC7620 (Quorum Technologies Ltd., UK) kaplama cihazı (Şekil 3.27) ile 0,08 mbar basınçlı vakum altında altın-palladyum (Au-Pd) ile kaplandı. Daha sonra VEGA 3 (Tescan Analytics, Fuveau, France) taramalı electron mikroskobu (Şekil 3.28) kullanılarak x500 ve x1000 büyütme altında incelendi.



Şekil 3. 27: Quorum SC7620 kaplama cihazı



Şekil 3. 28: VEGA 3 taramalı elektron mikroskobu

3.6. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro wilk testi ile test edilmiş, normal dağılan değişkenlerin üzerine 3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde, tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi uygulanmıştır. Anlamlı bulunan interaksiyon etkileri LSD çoklu karşılaştırma testi ile değerlendirilmiştir. Analizlerde STATISTICA 7.0 yazılımı kullanılmış, p değerinin 0,05 den küçük olması istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Yüzey pürüzlülüğü ölçüm değeri olarak Ra ve Rz parametreleri kullanılmış olup blokların HT ve LT alt grupları kendi içinde değerlendirilmiştir.

4.1.1. Ra Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shaphiro wilk testi ile test edilmiş; t_0 (başlangıç), t_1 (yüzey işlemi uygulanmış), t_2 (yaşlandırma sonrası) Ra değerleri Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 1: HT blokların Ra değerleri için Shaphiro Wilk testi sonuçları

Ra					
		Uygulama	t_0 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_2 (Ort $\pm$ St.Sapma)
HT	GC Initial LiSi	Glaze	$1,95 \pm 0,44$	$0,13 \pm 0,03$	$0,14 \pm 0,03$
		Polisaj	$2,01 \pm 0,35$	$0,16 \pm 0,04$	$0,18 \pm 0,04$
	GC Initial LRF	Glaze	$1,7 \pm 0,29$	$0,13 \pm 0,02$	$0,15 \pm 0,03$
		Polisaj	$1,51 \pm 0,29$	$0,24 \pm 0,01$	$0,25 \pm 0,02$
	IPS Empress CAD	Glaze	$1,81 \pm 0,31$	$0,14 \pm 0,02$	$0,15 \pm 0,02$
		Polisaj	$1,77 \pm 0,21$	$0,26 \pm 0,02$	$0,28 \pm 0,03$
	CeltraDuo	Glaze	$2,65 \pm 0,36$	$0,13 \pm 0,04$	$0,14 \pm 0,03$
		Polisaj	$2,5 \pm 0,3$	$0,25 \pm 0,04$	$0,27 \pm 0,04$

Tablo 4. 2: LT blokların Ra değerleri için Shaphiro Wilk testi sonuçları

Ra					
		Uygulama	t_0 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_2 (Ort $\pm$ St.Sapma)
LT	GC Initial LiSi	Glaze	$2,42 \pm 0,41$	$0,14 \pm 0,03$	$0,15 \pm 0,04$
		Polisaj	$2,54 \pm 0,51$	$0,17 \pm 0,04$	$0,18 \pm 0,04$
	GC Initial LRF	Glaze	$1,6 \pm 0,24$	$0,13 \pm 0,03$	$0,15 \pm 0,03$
		Polisaj	$1,61 \pm 0,23$	$0,23 \pm 0,03$	$0,24 \pm 0,03$
	IPS Empress CAD	Glaze	$1,87 \pm 0,27$	$0,14 \pm 0,03$	$0,15 \pm 0,03$
		Polisaj	$1,79 \pm 0,44$	$0,23 \pm 0,03$	$0,24 \pm 0,04$

Tablo 4.2 (devam)

	CeltraDuo	Glaze	2,1 ± 0,34	0,13 ± 0,03	0,14 ± 0,03
		Polisaj	2,27 ± 0,28	0,24 ± 0,04	0,26 ± 0,04

Normal dağılan değişkenlerin üzerine 3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi uygulanmıştır. (Blok çeşidi sayısı 4, farklı ışık geçirgenliği alt grup sayısı 2, yüzey işlemi uygulama yöntemi sayısı 2 ve tekrarlanan ölçüm; başlangıç (t_0), yüzey işlemi uygulanmış (t_1) ve yaşlandırma sonrası (t_2) olmak üzere 3 farklı zaman) Bu analize göre çıkan sonuçlar Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

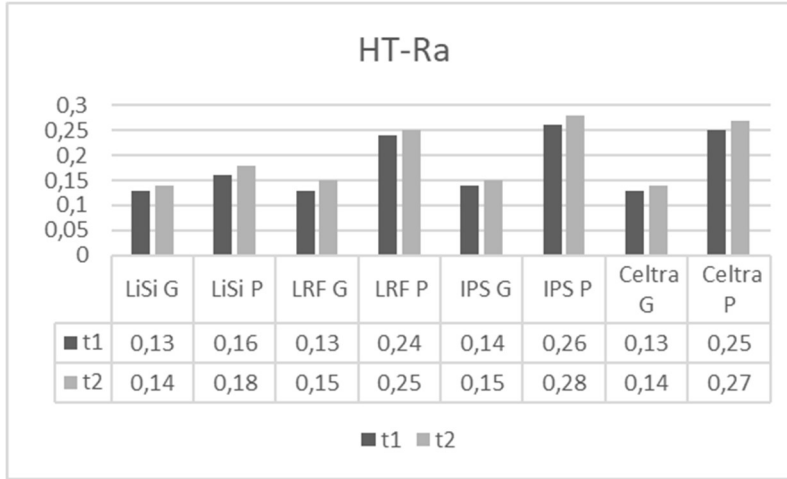
Tablo 4. 3: Ra değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi

	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	p
Sabit	590,64	1	590,64	14893,58	0,001*
BLOK	8,06	3	2,69	67,75	0,001*
IŞIK	0,02	1	0,02	0,55	0,459
UYGULAMA	0,44	1	0,44	11,05	0,001*
BLOK*IŞIK	2,70	3	0,90	22,69	0,001*
BLOK*UYGULAMA	0,02	3	0,01	0,18	0,910
IŞIK*UYGULAMA	0,08	1	0,08	2,09	0,149
BLOK*IŞIK*UYGULAMA	0,17	3	0,06	1,44	0,231
ZAMAN	715,23	2	357,61	9218,92	0,001*
ZAMAN*BLOK	23,21	6	3,87	99,74	0,001*
ZAMAN*IŞIK	0,10	2	0,05	1,29	0,276
ZAMAN*UYGULAMA	0,36	2	0,18	4,63	0,010*
ZAMAN*BLOK*IŞIK	5,30	6	0,88	22,75	0,001*
ZAMAN*BLOK*UYGULAMA	0,53	6	0,09	2,28	0,035*
ZAMAN*IŞIK*UYGULAMA	0,29	2	0,14	3,73	0,025*
ZAMAN*BLOK*IŞIK*UYGULAMA	0,24	6	0,04	1,02	0,413

* $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı

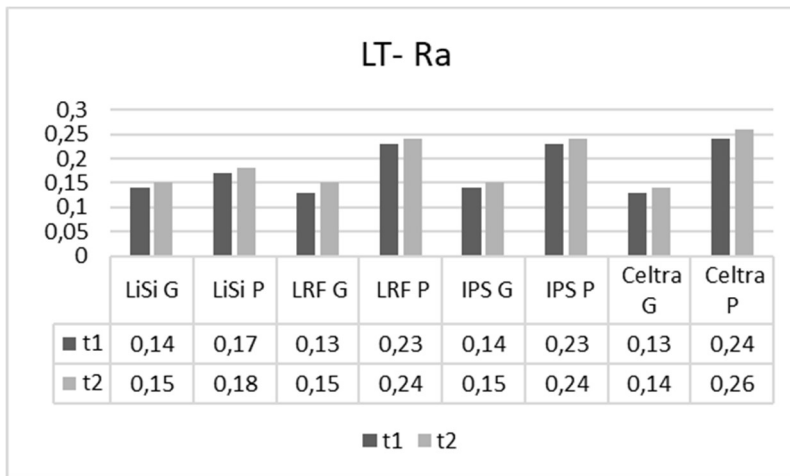
Bu analiz sonuçlarına göre bloklar arası farklar, uygulama yöntemi arasındaki fark, blok*ışık interaksiyonu (karşılıklı etkileşimi), zaman arasındaki fark, zaman*uygulama, zaman*blok*ışık, zaman*blok*uygulama ve zaman*ışık*uygulama interaksiyonu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$).

LSD testine göre (least significance difference) tüm bloklara ait HT ve LT alt gruplarının t_0 ve t_1 zamanlarına ait Ra değerleri karşılaştırıldığında t_0 'dan t_1 'e geçişte Ra değerinde anlamlı derecede azalma görülmüştür ($p<0.05$).



Şekil 4. 1: t_1 ve t_2 zamanlarına ait HT blokların Ra değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların HT alt gruplarında, t_2 zamanında t_1 e kıyasla (Şekil 4.1) Ra değerlerinde artış gözlenmiş ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Polisaj gruplarının Ra değeri glaze gruplarından daha yüksek bulunmuş ancak sadece t_2 zamanında IPS HT bloğunun polisaj grubunun Ra değerinin, glaze grubundan anlamlı derecede yüksek çıktığı görülmüştür ($p=0,043$) ($p<0.05$).



Şekil 4. 2: t_1 ve t_2 zamanlarına ait LT blokların Ra değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların LT alt gruplarında, t_2 zamanında t_1 e kıyasla (Şekil 4.2) Ra değerlerinde artış gözlenmiştir, ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Tüm LT blokların polisaj gruplarının Ra değeri glaze gruplarından daha yüksek bulunmuş ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Uygulanan yüzey işlemi sabit tutulduğunda, bloklar arasında Ra değerinde anlamlı bir fark bulunmadığı gözlenmiştir ($p>0,05$).

4.1.2. Rz Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

Örneklerin t_0 (başlangıç), t_1 (yüzey işlemi uygulanmış), t_2 (yaşlandırma sonrası) Rz değerleri Tablo 4.4 ve tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4. 4: HT Blokların Rz değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

		Rz			
		Uygulama	t_0 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_2 (Ort $\pm$ St.Sapma)
HT	GC Initial LiSi	Glaze	$5,51 \pm 1,25$	$0,37 \pm 0,08$	$0,4 \pm 0,08$
		Polisaj	$5,67 \pm 1$	$0,47 \pm 0,11$	$0,51 \pm 0,11$
	GC Initial LRF	Glaze	$4,8 \pm 0,82$	$0,38 \pm 0,07$	$0,43 \pm 0,08$
		Polisaj	$4,03 \pm 0,7$	$0,69 \pm 0,06$	$0,71 \pm 0,07$
	IPS Empress CAD	Glaze	$5,12 \pm 0,87$	$0,39 \pm 0,06$	$0,42 \pm 0,06$
		Polisaj	$5 \pm 0,6$	$0,73 \pm 0,07$	$0,8 \pm 0,06$
	CeltraDuo	Glaze	$7,49 \pm 1,01$	$0,36 \pm 0,1$	$0,39 \pm 0,1$
		Polisaj	$7,06 \pm 0,85$	$0,72 \pm 0,12$	$0,77 \pm 0,12$

Tablo 4. 5: LT Blokların Rz değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

		Rz			
		Uygulama	t_0 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_2 (Ort $\pm$ St.Sapma)
LT	GC Initial LiSi	Glaze	$6,84 \pm 1,19$	$0,39 \pm 0,1$	$0,42 \pm 0,11$
		Polisaj	$7,17 \pm 1,45$	$0,48 \pm 0,12$	$0,5 \pm 0,12$
	GC Initial LRF	Glaze	$4,5 \pm 0,67$	$0,37 \pm 0,09$	$0,41 \pm 0,08$
		Polisaj	$4,57 \pm 0,65$	$0,64 \pm 0,09$	$0,68 \pm 0,09$
	IPS Empress CAD	Glaze	$5,29 \pm 0,76$	$0,38 \pm 0,1$	$0,42 \pm 0,09$
		Polisaj	$5,05 \pm 1,24$	$0,65 \pm 0,09$	$0,69 \pm 0,11$
	CeltraDuo	Glaze	$5,91 \pm 0,96$	$0,36 \pm 0,1$	$0,4 \pm 0,09$
		Polisaj	$6,43 \pm 0,8$	$0,66 \pm 0,11$	$0,7 \pm 0,11$

Normal dağılan değişkenlerin üzerine 3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi uygulanmıştır. Bu analize göre çıkan değerler Tablo 4.6’da gösterilmiştir.

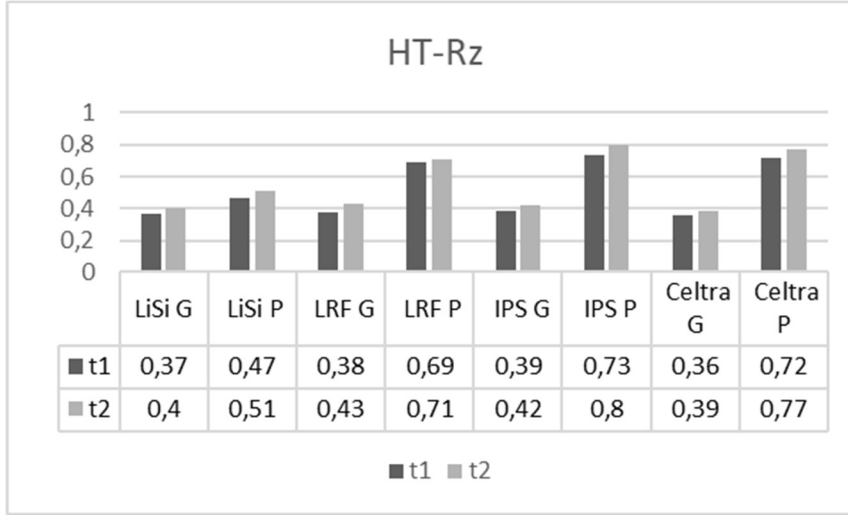
Tablo 4. 6: Rz değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi

	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	p
Sabit	4703,09	1	4703,09	14825,79	0,001*
BLOK	67,74	3	22,58	71,18	0,001*
IŞIK	0,28	1	0,28	0,90	0,344
UYGULAMA	3,02	1	3,02	9,52	0,002*
BLOK*IŞIK	21,52	3	7,17	22,62	0,001*
BLOK*UYGULAMA	0,27	3	0,09	0,28	0,840
IŞIK*UYGULAMA	0,98	1	0,98	3,09	0,080
BLOK*IŞIK*UYGULAMA	1,64	3	0,55	1,72	0,163
ZAMAN	5678,43	2	2839,22	9208,80	0,001*
ZAMAN*BLOK	193,31	6	32,22	104,50	0,001*
ZAMAN*IŞIK	1,17	2	0,58	1,89	0,151
ZAMAN*UYGULAMA	3,62	2	1,81	5,87	0,003*
ZAMAN*BLOK*IŞIK	42,35	6	7,06	22,90	0,001*
ZAMAN*BLOK*UYGULAMA	5,31	6	0,89	2,87	0,009*
ZAMAN*IŞIK*UYGULAMA	3,21	2	1,61	5,21	0,006*
ZAMAN*BLOK*IŞIK*UYGULAMA	2,36	6	0,39	1,28	0,265

*p<0,05 düzeyinde anlamlı

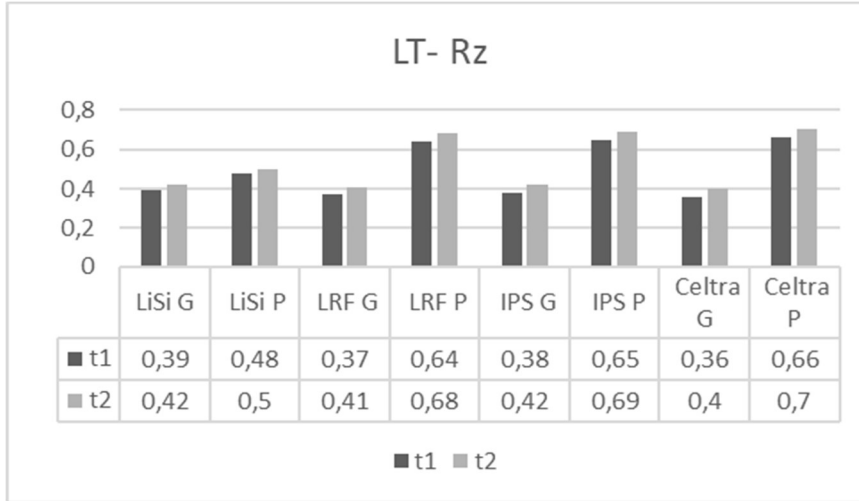
Bu analiz sonuçlarına göre bloklar arası farklar, uygulama yöntemi arasındaki fark, blok*ışık etkileşimi (karşılıklı etkileşimi), zaman arasındaki fark, zaman*blok, zaman*uygulama, zaman*blok*ışık, zaman*blok*uygulama ve zaman*ışık*uygulama etkileşimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

LSD testine göre (least significance difference) tüm bloklara ait HT ve LT alt grupların başlangıç (t_0) ve yüzey işlemi uygulanmış (t_1) zamana ait Rz değerleri arasında anlamlı derecede azalma görülmüştür ($p<0.05$).



Şekil 4. 3: t₁ ve t₂ zamanlarına ait HT blokların Rz değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların HT alt gruplarında, t₂ zamanında t₁ e kıyasla (Şekil 4.3) Rz değerlerinde artış gözlenmiş ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Polisaj gruplarının Rz değeri glaze gruplarından daha yüksek bulunmuş; ancak, sadece t₂ zamanında IPS HT bloğunun polisaj grubunun Rz değerinin, glaze grubuna göre anlamlı derecede yüksek çıktığı görülmüştür ($p=0,035$) ($p<0,05$).



Şekil 4. 4: t₁ ve t₂ zamanlarına ait LT blokların Rz değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların LT alt gruplarında, t₂ zamanında t₁ e kıyasla (Şekil 4.4) Rz değerlerinde artış gözlenmiş ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Polisaj

gruplarının Rz değeri glaze gruplarından daha yüksek bulunmuş ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Uygulanan yüzey işlemi sabit tutulduğunda, bloklar arasında Rz değerinde anlamlı bir fark bulunmadığı gözlenmiştir ($p>0,05$).

4.2. RENK VERİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

4.2.1. L* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi ve LDS testi sonuçları Tablo 4.7’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 7: L* değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LDS testi

	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	p
Sabit	8612775,	1	8612775,9	3237848,3	0,001*
BLOK	8205,66	3	2735,22	1028,27	0,001*
ISIK	261,04	1	261,04	98,13	0,001*
UYGULAMA	1053,37	1	1053,37	396,00	0,001*
BLOK*ISIK	223,19	3	74,40	27,97	0,001*
BLOK*UYGULAMA	1277,48	3	425,83	160,08	0,001*
ISIK*UYGULAMA	29,89	1	29,89	11,24	0,001*
BLOK*ISIK*UYGULAMA	104,39	3	34,80	13,08	0,001*
ZAMAN	843,22	2	421,61	386,88	0,001*
ZAMAN*BLOK	556,15	6	92,69	85,06	0,001*
ZAMAN*ISIK	126,85	2	63,43	58,20	0,001*
ZAMAN*UYGULAMA	583,19	2	291,59	267,57	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK	106,87	6	17,81	16,34	0,001*
ZAMAN*BLOK*UYGULAMA	762,87	6	127,15	116,67	0,001*
ZAMAN*ISIK*UYGULAMA	16,64	2	8,32	7,63	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK*UYGULAM	63,55	6	10,59	9,72	0,001*

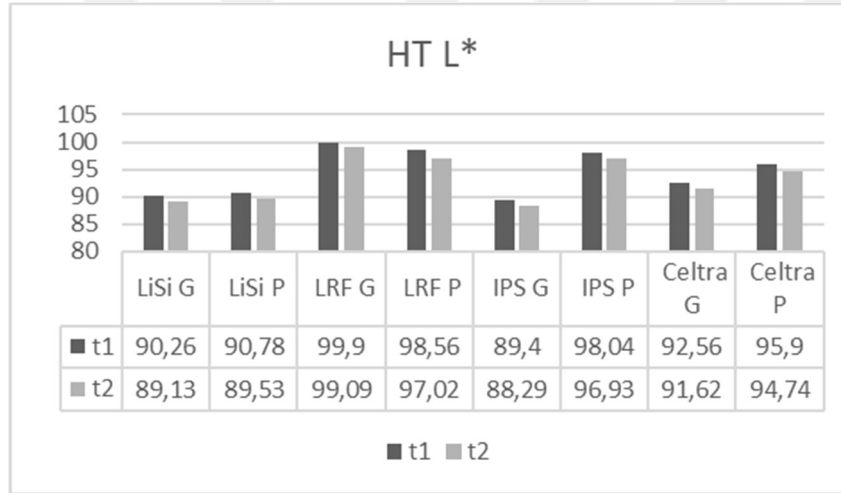
* $p<0,05$ düzeyinde anlamlı

Bu analiz sonuçlarına göre bloklar arası fark, farklı translusensiye sahip gruplar arası fark, uygulama yöntemi arasındaki fark, zaman arasındaki fark ve bunların tüm interaksiyonları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Örneklerin t_0 (başlangıç), t_1 (yüzey işlemi uygulanmış), t_2 (yaşlandırma sonrası) L* değerleri Tablo 4.8’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 8: HT Blokların L* değeri için Shaphiro wilk testi sonuçları

		L*			
		Uygulama	t ₀ (Ort ± St.Sapma)	t ₁ (Ort ± St.Sapma)	t ₂ (Ort ± St.Sapma)
HT	GC Initial LiSi	Glaze	90,95 ± 1,72	90,26 ± 1,44	89,13 ± 1,51
		Polisaj	91,06 ± 0,97	90,78 ± 1,05	89,53 ± 0,96
	GC Initial LRF	Glaze	97,36 ± 1,28	99,9 ± 0,21	99,09 ± 0,71
		Polisaj	96,83 ± 1,18	98,56 ± 0,79	97,02 ± 1,06
	IPS Empress CAD	Glaze	96,19 ± 1,72	89,4 ± 1,58	88,29 ± 1,6
		Polisaj	95,8 ± 2	98,04 ± 0,95	96,93 ± 0,8
	CeltraDuo	Glaze	95,2 ± 2,44	92,56 ± 1,97	91,62 ± 1,57
		Polisaj	95,67 ± 1,39	95,9 ± 0,84	94,74 ± 0,79

**Şekil 4. 5:** t₁ ve t₂ zamanlarına ait HT blokların L* değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların HT alt gruplarında t₂ ve t₁ zamanlarına (Şekil 4.5) ait L* değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur (p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, t₁ zamanında glaze grupları arasında LRF bloğunun L* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001), IPS (p=0,001), Celtra (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun L* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001) ve IPS (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). LiSi ve IPS blokları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir (p=0,096) (p>0,05)

t_1 zamanında polisaj grupları arasında, LRF bloğunun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). LRF ve IPS blokları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p=0,319$) ($p>0,05$). IPS bloğunun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun L^* değeri ortalaması LiSi ($p=0,001$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

t_2 zamanında glaze grupları arasında, LRF bloğunun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$), Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). LiSi ve IPS blokları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p=0,104$) ($p>0,05$).

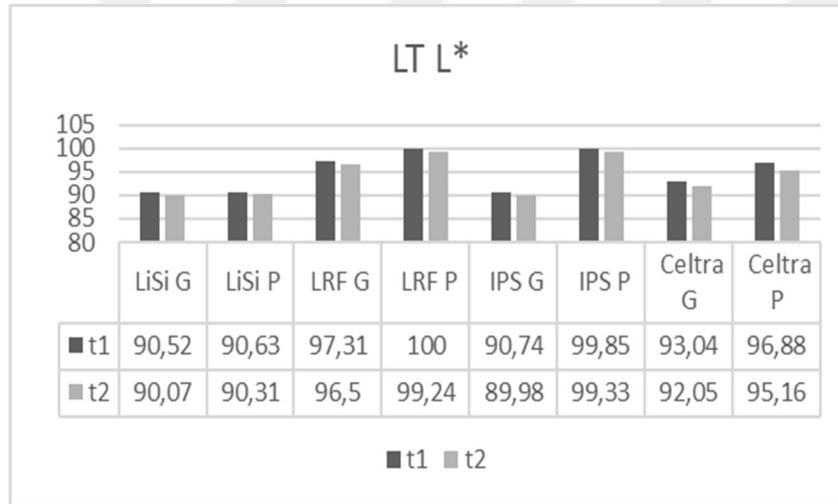
t_2 zamanında polisaj grupları arasında, LRF bloğunun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). LRF ve IPS blokları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p=0,862$) ($p>0,05$). IPS bloğunun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun L^* değeri ortalaması LiSi ($p=0,001$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

t_1 zamanındaki L^* değeri ortalaması t_2 zamanına göre LiSi G ($p=0,001$), LiSi P ($p=0,001$), LRF G ($p=0,014$), LRF P ($p=0,001$), IPS G ($p=0,001$), IPS P ($p=0,001$) ve Celtra G ($p=0,005$) gruplarında anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra P ($p=0,001$) grubunun t_1 zamanındaki L^* değeri ortalaması t_2 zamanına göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

LiSi bloğunun polisaj ve glaze grupları arası, t_1 ve t_2 zamanında; L^* değeri ortalamasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). LRF bloğunun glaze grubu L^* değeri ortalaması; t_1 ($p=0,001$) ve t_2 ($p=0,001$) zamanında polisaj grubuna kıyasla anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra ve IPS bloklarının glaze grubu L^* değeri ortalaması t_1 ($p=0,001$) ve t_2 ($p=0,001$) zamanında, polisaj grubuna kıyasla anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4. 9: LT Blokların L*değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

		L*			
		Uygulama	t ₀ (Ort ± St.Sapma)	t ₁ (Ort ± St.Sapma)	t ₂ (Ort ± St.Sapma)
LT	GC Initial LiSi	Glaze	89,99 ± 1,23	90,52 ± 0,69	90,07 ± 0,8
		Polisaj	90,63 ± 2,71	90,31 ± 1,25	89,3 ± 1,06
	GC Initial LRF	Glaze	99,68 ± 0,43	97,31 ± 0,96	96,5 ± 1,07
		Polisaj	99,12 ± 0,97	100 ± 0	99,24 ± 0,78
	IPS Empress CAD	Glaze	100 ± 0	90,74 ± 1,78	89,98 ± 2,03
		Polisaj	99,29 ± 1,37	99,85 ± 0,22	99,33 ± 0,48
	CeltraDuo	Glaze	98,35 ± 1,19	93,04 ± 1,51	92,05 ± 1,22
		Polisaj	98,49 ± 0,93	96,88 ± 0,72	95,16 ± 0,54

**Şekil 4. 6:** t₁ ve t₂ zamanlarına ait HT blokların L* değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların LT alt gruplarında t₂ ve t₁ zamanlarına ait L* değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur (Tablo 4.9) (Şekil 4.6) (p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, t₁ zamanında glaze grupları arasında LRF bloğunun L* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001), IPS (p=0,001), Celtra (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). En düşük L* değeri ortalamasına sahip olan LiSi bloğun Celtra (p=0,001) blok ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunurken (p<0,05), IPS (p=0,677) blok ile anlamlı fark gözlenmemiştir (p>0,05).

t_1 zamanında polisaj grupları arasında LRF bloğun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunurken ($p<0,05$), IPS ($p=0,771$) blok ile arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). LiSi bloğun L^* değeri ortalaması LRF ($p=0,001$), Celtra ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_2 zamanında glaze grupları arasında LRF bloğun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$), Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). IPS bloğun L^* değeri ortalaması; Celtra ($p=0,001$) bloğundan anlamlı derecede düşük bulunurken ($p<0,05$), LiSi ($p=0,862$) blok ile arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

t_2 zamanında polisaj grupları arasında IPS bloğun L^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). LiSi bloğun L^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_1 zamanındaki L^* değeri ortalaması t_2 zamanına göre LiSi P ($p=0,002$), LRF G ($p=0,014$), LRF P ($p=0,021$), IPS G ($p=0,022$), Celtra G ($p=0,003$) ve Celtra P ($p=0,001$) gruplarında anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

4.2.2. a^* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi ve LDS testi sonuçları Tablo 4.10'da gösterilmiştir.

Tablo 4. 10: a^* değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi

	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	p
Sabit	623,07	1	623,07	2477,55	0,001*
BLOK	1049,8	3	349,96	1391,57	0,001*
ISIK	259,58	1	259,58	1032,20	0,001*
UYGULAMA	13,68	1	13,68	54,40	0,001*
BLOK*ISIK	107,60	3	35,87	142,62	0,001*
BLOK*UYGULAMA	21,84	3	7,28	28,94	0,001*
ISIK*UYGULAMA	46,11	1	46,11	183,36	0,001*
BLOK*ISIK*UYGULAMA	48,03	3	16,01	63,66	0,001*
ZAMAN	193,06	2	96,53	780,44	0,001*

Tablo 4.10 (devam)

ZAMAN*BLOK	106,02	6	17,67	142,85	0,001*
ZAMAN*ISIK	0,71	2	0,36	2,88	0,057
ZAMAN*UYGULAMA	21,79	2	10,89	88,07	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK	71,53	6	11,92	96,38	0,001*
ZAMAN*BLOK*UYGULAMA	22,36	6	3,73	30,13	0,001*
ZAMAN*ISIK*UYGULAMA	17,58	2	8,79	71,05	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK*UYGULAMA	35,02	6	5,84	47,19	0,001*

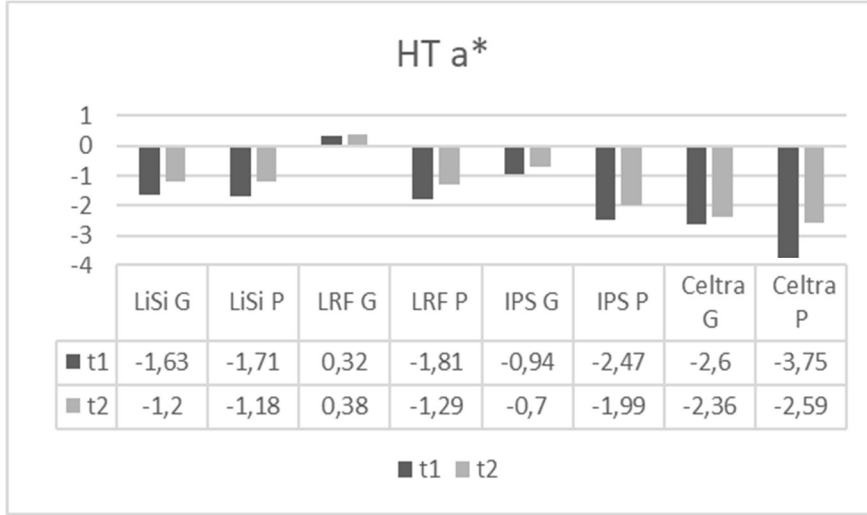
*p<0,05 düzeyinde anlamlı

Bu analiz sonuçlarına göre bloklar arası fark, farklı translusensiye sahip gruplar arası fark, uygulama yöntemi arasındaki fark, zaman arasındaki fark ve bunların tüm interaksiyonları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05) .

Örneklerin t_0 (başlangıç), t_1 (yüzey işlemi uygulanmış), t_2 (yaşlandırma sonrası) a^* değerleri Tablo 4.11’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 11: HT Blokların a^* değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

a^*					
		Uygulama	t_0 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_2 (Ort $\pm$ St.Sapma)
HT	GC Initial LiSi	Glaze	0,56 $\pm$ 0,55	-1,63 $\pm$ 0,69	-1,2 $\pm$ 0,7
		Polisaj	0,52 $\pm$ 0,23	-1,71 $\pm$ 0,37	-1,18 $\pm$ 0,32
	GC Initial LRF	Glaze	-0,45 $\pm$ 0,23	0,32 $\pm$ 0,05	0,38 $\pm$ 0,04
		Polisaj	-0,36 $\pm$ 0,23	-1,81 $\pm$ 0,22	-1,29 $\pm$ 0,36
	IPS Empress CAD	Glaze	-1,16 $\pm$ 0,24	-0,94 $\pm$ 0,24	-0,7 $\pm$ 0,4
		Polisaj	-1,13 $\pm$ 0,24	-2,47 $\pm$ 0,22	-1,99 $\pm$ 0,27
	CeltraDuo	Glaze	-2,09 $\pm$ 0,43	-2,6 $\pm$ 0,37	-2,36 $\pm$ 0,38
		Polisaj	-2,25 $\pm$ 0,31	-3,75 $\pm$ 0,33	-2,59 $\pm$ 0,73



Şekil 4. 7: t₁ ve t₂ zamanlarına ait HT blokların a* değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların HT alt gruplarında t₂ ve t₁ zamanlarına ait a* değerlerinde (Şekil 4.7) anlamlı farklar bulunmuştur (p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, t₁ zamanında glaze grupları arasında LRF bloğunun a* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001), IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun a* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001) ve IPS (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0,05).

t₁ zamanında polisaj grupları arasında LiSi bloğunun a* değeri ortalaması; IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun a* değeri ortalaması; LRF (p=0,001) ve IPS (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0,05).

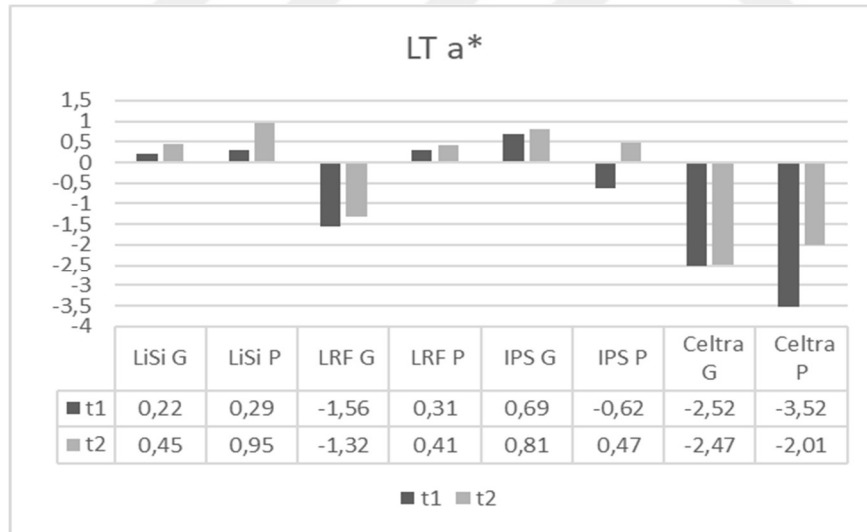
t₂ zamanında glaze grupları arasında LRF bloğunun a* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001), IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun a* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001) ve IPS (p=0,022) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0,05).

t₂ zamanında polisaj grupları arasında LiSi bloğunun a* değeri ortalaması; IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun a* değeri ortalaması; LRF (p=0,001) ve IPS (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0,05).

t_1 zamanındaki a^* değeri ortalaması t_2 zamanına göre LiSi G ($p=0,001$), LiSi P ($p=0,001$), LRF P ($p=0,001$), IPS G ($p=0,028$), IPS P ($p=0,001$), Celtra G ($p=0,028$) ve Celtra P ($0,001$) gruplarında anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4. 12: LT Blokların a^* değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

		a^*			
		Uygulama	t_0 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_2 (Ort $\pm$ St.Sapma)
LT	GC Initial LiSi	Glaze	$1,93 \pm 0,42$	$0,22 \pm 0,13$	$0,45 \pm 0,28$
		Polisaj	$2,07 \pm 0,71$	$0,29 \pm 1,16$	$0,95 \pm 1,08$
	GC Initial LRF	Glaze	$1,76 \pm 0,09$	$-1,56 \pm 0,12$	$-1,32 \pm 0,13$
		Polisaj	$1,72 \pm 0,08$	$0,31 \pm 0,06$	$0,41 \pm 0,11$
	IPS Empress CAD	Glaze	$-0,34 \pm 0,2$	$0,69 \pm 0,35$	$0,81 \pm 0,44$
		Polisaj	$0,05 \pm 0,6$	$-0,62 \pm 0,17$	$0,47 \pm 0,08$
	CeltraDuo	Glaze	$-2,28 \pm 0,23$	$-2,52 \pm 0,31$	$-2,47 \pm 0,24$
		Polisaj	$-2,33 \pm 0,2$	$-3,52 \pm 0,24$	$-2,01 \pm 0,23$



Şekil 4. 8: t_1 ve t_2 zamanlarına ait LT blokların a^* değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların LT alt gruplarında t_2 ve t_1 zamanlarına ait a^* değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur (Tablo 4.12) (Şekil 4.8) ($p<0,05$). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, t_1 zamanında glaze grupları arasında IPS bloğunun a^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,003$), IPS ($p=0,001$) ve

Celtra ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun a^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_1 zamanında polisaj grupları arasında LRF bloğunun a^* değeri ortalaması; IPS ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun a^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_2 zamanında glaze grupları arasında IPS bloğunun a^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,022$), LRF ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun a^* değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$) ve LRF ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_2 zamanında polisaj grupları arasında LiSi bloğun a^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,003$) ve Celtra ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun a^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_1 zamanındaki a^* değeri ortalaması t_2 zamanına göre LiSi G ($p=0,043$), LiSi P ($p=0,001$), LRF G ($p=0,028$), IPS P ($p=0,001$) ve Celtra P ($p=0,001$) gruplarında anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

4.2.3. b^* Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi ve LDS testi sonuçları Tablo 4.13'te gösterilmiştir.

Tablo 4. 13: b^* değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi

	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	p
Sabit	352747,17	1	352747,17	158521,84	0,001*
BLOK	33872,09	3	11290,70	5073,95	0,001*
ISIK	5929,71	1	5929,71	2664,76	0,001*
UYGULAMA	617,76	1	617,76	277,62	0,001*
BLOK*ISIK	2139,63	3	713,21	320,51	0,001*
BLOK*UYGULAMA	1593,15	3	531,05	238,65	0,001*
ISIK*UYGULAMA	792,61	1	792,61	356,19	0,001*

Tablo 4.13 (devam)

BLOK*ISIK*UYGULAMA	2165,74	3	721,91	324,42	0,001*
ZAMAN	763,60	2	381,80	404,53	0,001*
ZAMAN*BLOK	1251,91	6	208,65	221,07	0,001*
ZAMAN*ISIK	344,39	2	172,20	182,45	0,001*
ZAMAN*UYGULAMA	365,23	2	182,62	193,49	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK	1237,18	6	206,20	218,47	0,001*
ZAMAN*BLOK*UYGULAMA	873,54	6	145,59	154,26	0,001*
ZAMAN*ISIK*UYGULAMA	388,72	2	194,36	205,93	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK*UYGULAMA	1135,45	6	189,24	200,51	0,001*

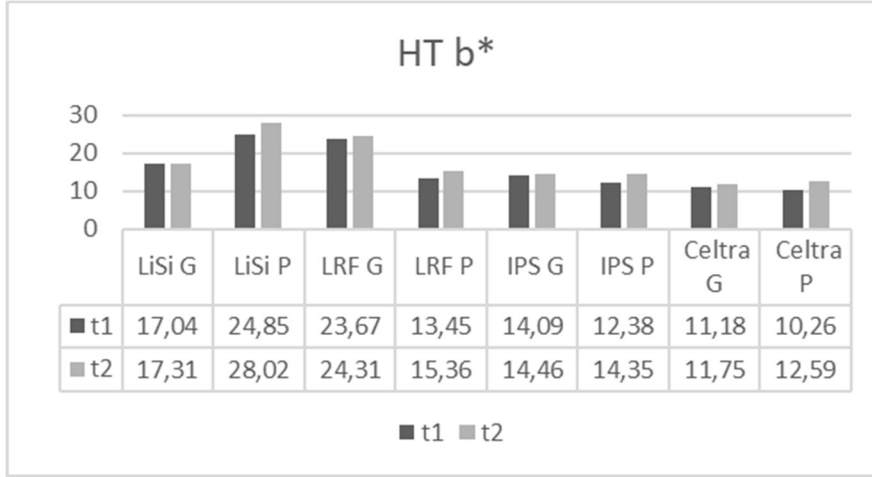
*p<0,05 düzeyinde anlamlı

Bu analiz sonuçlarına göre bloklar arası fark, farklı translusensiye sahip gruplar arası fark, uygulama yöntemi arasındaki fark, zaman arasındaki fark ve bunların tüm interaksiyonları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

Örneklerin t₀ (başlangıç), t₁ (yüzey işlemi uygulanmış), t₂ (yaşlandırma sonrası) b* değerleri Tablo 4.14'te gösterilmiştir.

Tablo 4. 14: HT Blokların b* değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

b*					
		Uygulama	t ₀ (Ort ± St.Sapma)	t ₁ (Ort ± St.Sapma)	t ₂ (Ort ± St.Sapma)
HT	GC Initial LiSi	Glaze	27,58 ± 1,84	17,04 ± 2,33	17,31 ± 2,06
		Polisaj	27,73 ± 1,98	24,85 ± 2,17	28,02 ± 2,23
	GC Initial LRF	Glaze	14,93 ± 0,51	23,67 ± 1,21	24,31 ± 0,82
		Polisaj	14,97 ± 0,53	13,45 ± 0,52	15,36 ± 0,94
	IPS Empress CAD	Glaze	13,64 ± 0,49	14,09 ± 0,36	14,46 ± 0,54
		Polisaj	13,79 ± 0,49	12,38 ± 0,46	14,35 ± 0,55
	CeltraDuo	Glaze	11,54 ± 0,91	11,18 ± 0,63	11,75 ± 0,7
		Polisaj	11,2 ± 0,86	10,26 ± 0,64	12,59 ± 1,1



Şekil 4. 9: t₁ ve t₂ zamanlarına ait HT blokların b* değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların HT alt gruplarında t₂ ve t₁ zamanlarına ait b* değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur (Tablo 4.14) (Şekil 4.9) (p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, t₁ zamanında glaze grupları arasında LRF bloğunun b* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001), IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun b* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001) ve IPS (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0,05).

t₁ zamanında polisaj grupları arasında LiSi bloğunun b* değeri ortalaması; LRF (p=0,001), IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun b* değeri ortalaması; LRF (p=0,001) ve IPS (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur (p<0,05).

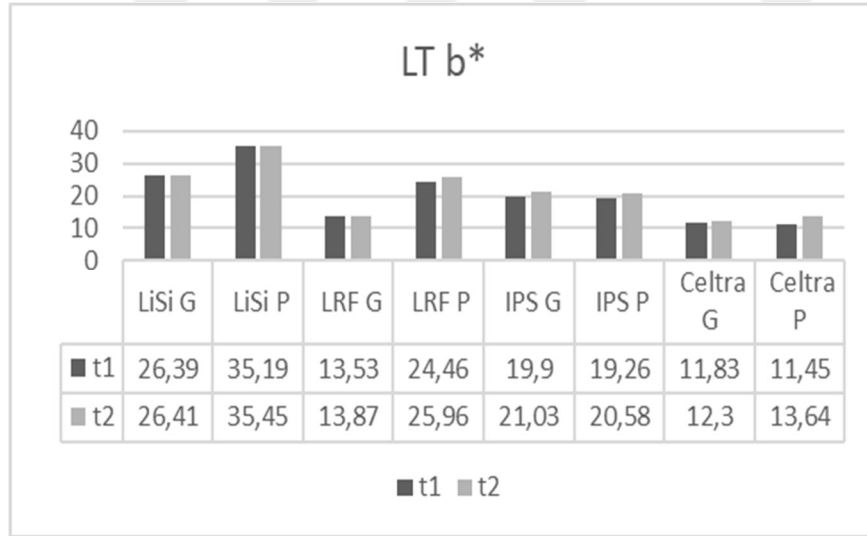
t₂ zamanında glaze grupları arasında LRF bloğunun b* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001) , IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun b* değeri ortalaması; LiSi (p=0,001) ve IPS (p=0,001) bloklarından anlamlı dercede düşük bulunmuştur (p<0,05).

t₂ zamanında polisaj grupları arasında LiSi bloğun b* değeri ortalaması; LRF (p=0,001), IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). Celtra bloğunun b* değeri ortalaması; LRF (p=0,001) ve IPS (p=0,001) bloklarından anlamlı dercede düşük bulunmuştur (p<0,05).

t_1 zamanındaki b^* değeri ortalaması t_2 zamanına göre LiSi P ($p=0,001$), LRF G ($p=0,036$), LRF P ($p=0,001$), IPS P ($0,001$) ve Celtra P ($p=0,001$) gruplarında anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4. 15: LT Blokların b^* değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

		b^*			
		Uygulama	t_0 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)	t_2 (Ort $\pm$ St.Sapma)
LT	GC Initial LiSi	Glaze	36,55 $\pm$ 1,34	26,39 $\pm$ 1,34	26,41 $\pm$ 1,74
		Polisaj	36,21 $\pm$ 1,11	35,19 $\pm$ 1,69	35,45 $\pm$ 1,67
	GC Initial LRF	Glaze	26,04 $\pm$ 1,18	13,53 $\pm$ 0,31	13,87 $\pm$ 0,4
		Polisaj	25,96 $\pm$ 0,93	24,46 $\pm$ 1,03	25,96 $\pm$ 1,11
	IPS Empress CAD	Glaze	19,22 $\pm$ 0,91	19,9 $\pm$ 1,06	21,03 $\pm$ 1,47
		Polisaj	20,15 $\pm$ 1,64	19,26 $\pm$ 0,47	20,58 $\pm$ 1,63
	CeltraDuo	Glaze	12,27 $\pm$ 0,59	11,83 $\pm$ 0,45	12,3 $\pm$ 0,27
		Polisaj	12,1 $\pm$ 0,59	11,45 $\pm$ 0,67	13,64 $\pm$ 0,64



Şekil 4. 10: t_1 ve t_2 zamanlarına ait LT blokların b^* değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların LT alt gruplarında t_2 ve t_1 zamanlarına ait b^* değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur (Tablo 4.15) (Şekil 4.10) ($p<0,05$). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, t_1 zamanında glaze grupları arasında LiSi bloğunun b^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$) ve

Celtra ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun b^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_1 zamanında polisaj grupları arasında LiSi bloğunun b^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun b^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_2 zamanında glaze grupları arasında LiSi bloğunun b^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun b^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_2 zamanında polisaj grupları arasında LiSi bloğun b^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğunun b^* değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

t_1 zamanındaki b^* değeri ortalaması t_2 zamanına göre LRF P ($p=0,001$), IPS G ($p=0,001$), IPS P ($p=0,001$) ve Celtra P ($p=0,001$) gruplarında anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p<0,05$).

4.2.4. ΔE_{00} Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi ve LDS testi sonuçları Tablo 4.16'da gösterilmiştir.

Tablo 4. 16: ΔE_{00} değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi

	Kareler topla	s d	Kareler ortalam ası	F	p
Sabit	3902,	1	3902,1	7828,96	0,001*
BLOK	21,70	3	7,23	14,51	0,001*
ISIK	1,39	1	1,39	2,79	0,096
UYGULAMA	163,7	1	163,74	328,52	0,001*
BLOK*ISIK	39,14	3	13,05	26,18	0,001*
BLOK*UYGULAMA	120,0	3	40,02	80,30	0,001*

Tablo 4.16 (devam)

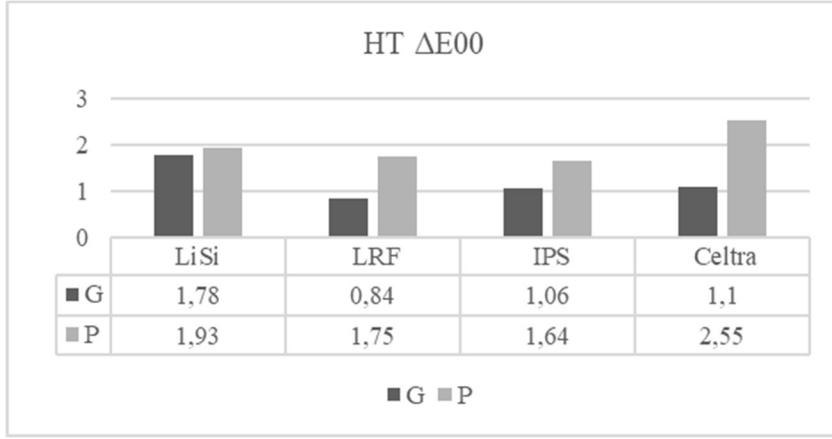
ISIK*UYGULAMA	27,72	1	27,72	55,62	0,001*
BLOK*ISIK*UYGULAMA	41,17	3	13,72	27,54	0,001*
ZAMAN	651,3	1	651,32	1297,58	0,001*
ZAMAN*BLOK	128,7	3	42,91	85,48	0,001*
ZAMAN*ISIK	3,39	1	3,39	6,74	0,010*
ZAMAN*UYGULAMA	495,7	1	495,72	987,58	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK	19,51	3	6,50	12,96	0,001*
ZAMAN*BLOK*UYGULAMA	36,34	3	12,11	24,13	0,001*
ZAMAN*ISIK*UYGULAMA	24,68	1	24,68	49,18	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK*UYGULAMA	13,72	3	4,57	9,11	0,001*

* p<0,05 düzeyinde anlamlı

Bu analiz sonuçlarına göre bloklar arası fark, uygulama yöntemi arasındaki fark, zaman arasındaki fark ve bunların tüm interaksyonları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Örneklerin t_1 - t_2 zamanları arası ΔE_{00} değerleri Tablo 4.17’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 17: HT Blokların ΔE_{00} değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

ΔE_{00}			
		Uygulama	t_2-t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)
HT	GC Initial LiSi	Glaze	$1,78 \pm 0,68$
		Polisaj	$1,93 \pm 0,6$
	GC Initial LRF	Glaze	$0,84 \pm 0,54$
		Polisaj	$1,75 \pm 0,68$
	IPS Empress CAD	Glaze	$1,06 \pm 0,65$
		Polisaj	$1,64 \pm 0,63$
	CeltraDuo	Glaze	$1,1 \pm 0,58$
		Polisaj	$2,55 \pm 0,78$



Şekil 4. 11: HT blokların t_2-t_1 zamanları arasındaki ΔE_{00} değeri karşılaştırmalı grafiği

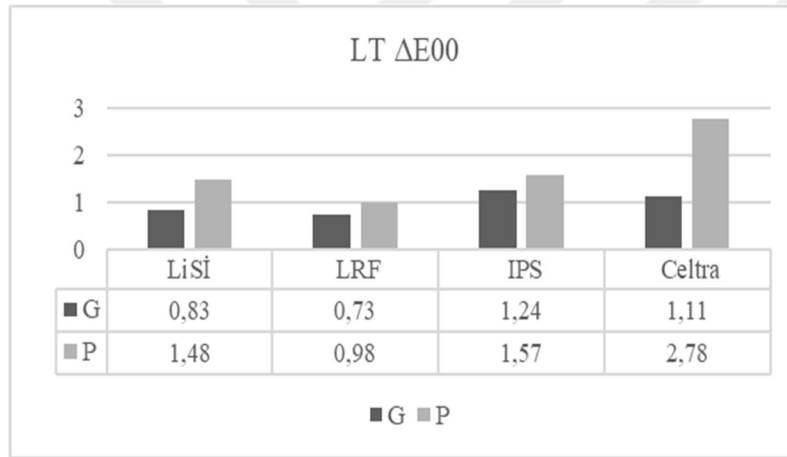
Blokların HT alt gruplarında t_2-t_1 zamanları arasındaki ΔE_{00} değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur (Şekil 4.11) ($p<0,05$). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, glaze grupları arasında LiSi bloğun ΔE_{00} değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$), Celta ($p=0,003$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Celtra bloğun ΔE_{00} değeri ortalaması ile LRF ($p=0,242$) ve IPS ($p=0,849$) blokları arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Benzer olarak, LRF ve IPS blokları ΔE_{00} değeri ortalaması arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p=0,327$) ($p>0,05$).

Polisaj grupları arasında Celtra bloğun ΔE_{00} değeri ortalaması; LiSi ($p=0,006$), LRF ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). LiSi bloğun ΔE_{00} değeri ortalaması ile LRF ($p=0,427$) ve IPS ($p=0,206$) blokları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Benzer olarak, LRF ve IPS blokları ΔE_{00} değeri ortalaması arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p=0,637$) ($p>0,05$).

LiSi bloğun polisaj ve glaze grupları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p=0,510$) ($p>0,05$). LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,009$) ve Celtra ($p=0,001$) blokların glaze grubu ΔE_{00} değeri ortalaması, polisaj gruplarından anlamlı derecede düşük çıkmıştır ($p<0,05$).

Tablo 4. 18: LT Blokların ΔE_{00} değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

ΔE_{00}			
	Uygulama	t_2-t_1 (Ort $\pm$ St.Sapma)	
LT	GC Initial LiSi	Glaze	$0,83 \pm 0,61$
		Polisaj	$1,48 \pm 0,77$
	GC Initial LRF	Glaze	$0,73 \pm 0,33$
		Polisaj	$0,98 \pm 0,31$
	IPS Empress CAD	Glaze	$1,24 \pm 0,56$
		Polisaj	$1,57 \pm 0,41$
	CeltraDuo	Glaze	$1,11 \pm 0,53$
		Polisaj	$2,78 \pm 0,39$

**Şekil 4. 12:** LT blokların t_2-t_1 zamanları arasındaki ΔE_{00} değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların LT alt gruplarında t_2-t_1 zamanlarına arasındaki ΔE_{00} değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur (Tablo4.18) (Şekil 4.12) ($p<0,05$). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, glaze grupları arasında IPS bloğun ΔE_{00} değeri ortalaması; LRF ($p=0,024$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p<0,05$), LiSi ($p=0,06$) ve Celtra ($p=0,545$) blokları ile anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Celtra bloğun LiSi ($p=0,227$) ve LRF ($p=0,097$) blokları arasında anlamlı fark gözlenmemiş benzer şekilde, LiSi ve LRF ($p=0,652$) blokları arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Polisaj grupları arasında Celtra bloğun ΔE_{00} değeri ortalaması; LiSi ($p=0,001$), LRF ($p=0,001$) ve IPS ($p=0,001$) gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur

($p < 0,05$). IPS bloğun ΔE_{00} değeri ortalaması; LRF ($p = 0,009$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p < 0,05$) ancak LiSi ($p = 0,695$) bloğu ile anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$). LiSi bloğun ΔE_{00} değeri ortalaması; LRF ($p = 0,026$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$).

LRF ($p = 0,266$) ve IPS ($p = 0,140$) bloklarının glaze ve polisaj grupları arasında anlamlı fark gözlenmezken ($p < 0,05$); LiSi ($p = 0,004$) ve Celtra ($p = 0,001$) bloklarının polisaj grupları anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$).

4.3.5. TP Ölçümleri İçin Yapılan Hesaplamalar

3 farklı faktörün düzeylerinin etkisinin değerlendirilmesinde tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi ve LDS testi sonuçları Tablo 4.19’da gösterilmiştir.

Tablo 4. 19: TP değeri için tekrarlanan ölçümlü faktöriyel varyans analizi sonuçları ve LSD testi

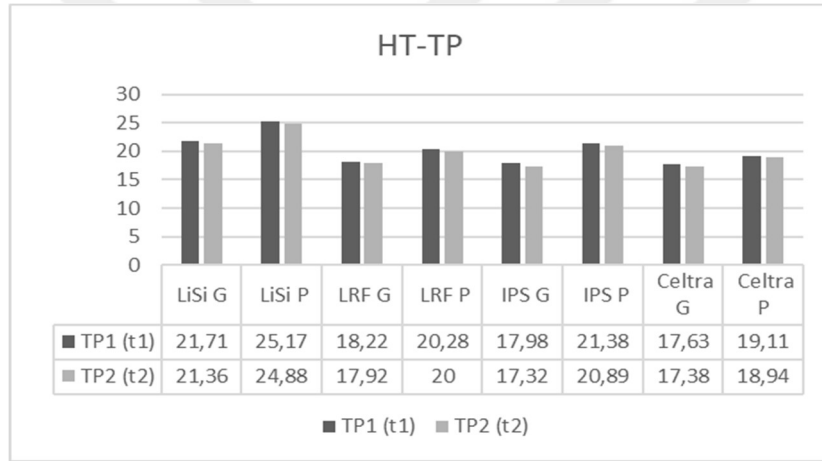
	Kareler toplamı	sd	Kareler ortalaması	F	p
Sabit	372075,77	1	372075,77	119282,06	0,001*
BLOK	1479,86	3	493,29	158,14	0,001*
ISIK	412,57	1	412,57	132,26	0,001*
UYGULAMA	605,72	1	605,72	194,18	0,001*
BLOK*ISIK	329,23	3	109,74	35,18	0,001*
BLOK*UYGULAMA	44,17	3	14,72	4,72	0,003*
ISIK*UYGULAMA	5,84	1	5,84	1,87	0,172
BLOK*ISIK*UYGULAMA	23,25	3	7,75	2,48	0,061
ZAMAN	261,62	2	130,81	82,53	0,001*
ZAMAN*BLOK	8,28	6	1,38	0,87	0,516
ZAMAN*ISIK	1,07	2	0,54	0,34	0,713
ZAMAN*UYGULAMA	283,72	2	141,86	89,50	0,001*
ZAMAN*BLOK*ISIK	20,56	6	3,43	2,16	0,045*
ZAMAN*BLOK*UYGULAMA	9,64	6	1,61	1,01	0,415
ZAMAN*ISIK*UYGULAMA	8,23	2	4,11	2,59	0,075
ZAMAN*BLOK*ISIK*UYGULAMA	14,26	6	2,38	1,50	0,176

* $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı

Bu analiz sonuçlarına göre bloklar arası fark, farklı translusensiye sahip gruplar arası fark, uygulama yöntemi arasındaki fark, zaman arasındaki fark, blok*ışık, blok*uygulama, zaman*uygulama ve zaman*blok*ışık interaksyonları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). Örneklerin t_1 ve t_2 zamanları arası TP değerleri Tablo 4.20’de gösterilmiştir.

Tablo 4. 20: HT Blokların TP değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

		TP	
		TP ₁ (t ₁) (Ort ± St.Sapma)	TP ₂ (t ₂) (Ort ± St.Sapma)
		Uygulama	
HT	GC Initial LiSi	Glaze	21,71 ± 1,59
		Polisaj	25,17 ± 0,74
	GC Initial LRF	Glaze	18,22 ± 0,81
		Polisaj	20,28 ± 0,89
	IPS Empress CAD	Glaze	17,98 ± 1,48
		Polisaj	21,38 ± 1,44
	CeltraDuo	Glaze	17,63 ± 1,23
		Polisaj	19,11 ± 0,73

**Şekil 4. 13:** HT blokların t₁ (TP₁) ve t₂ (TP₂) zamanları arasındaki TP değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların HT alt gruplarında t₁ (TP₁) ve t₂ (TP₂) zamanlarına ait TP değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur (p<0,05). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, glaze grupları arasında LiSi bloğunun TP₁ değeri ortalaması; LRF (p=0,001), IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p<0,05). LRF bloğun TP₁ değeri ortalaması ile IPS (p=0,674) ve Celtra (p=0,294) blokları arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, benzer şekilde Celtra ve IPS bloğu arasında (p=0,529) da anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0,05).

Glaze grupları arasında LiSi bloğunun TP₂ değeri ortalaması; LRF (p=0,001), IPS (p=0,001) ve Celtra (p=0,001) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur

($p<0,05$). LRF bloğun TP₂ değeri ortalaması ile IPS ($p=0,284$) ve Celtra ($p=0,342$) blokları arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, benzer şekilde Celtra ve IPS bloğu arasında ($p=0,904$) da anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

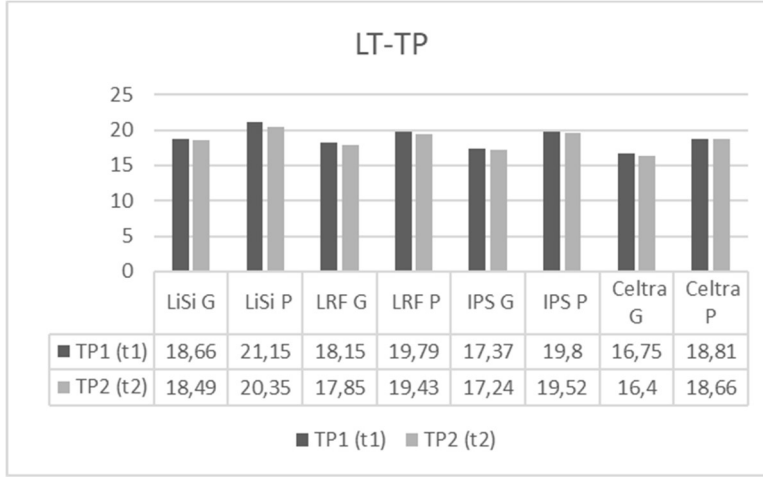
Polisaj grupları arasında LiSi bloğun TP₁ değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). IPS bloğun TP₁ değeri ortalaması; LRF ($p=0,049$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). LRF bloğun TP₁ değeri ortalaması Celtra ($p=0,037$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Polisaj grupları arasında LiSi bloğun TP₂ değeri ortalaması; LRF ($p=0,001$), IPS ($p=0,001$) ve Celtra ($p=0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). IPS bloğun TP₂ değeri ortalaması; Celtra ($p=0,001$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunurken; LRF ($p=0,114$) arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). LRF ve Celtra blokları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,058$) ($p>0,05$).

Tüm glaze ve polisaj gruplarında TP₂ değeri ortalaması TP₁ değeri ortalamasından düşük bulunmuştur, fakat bu fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>0,05$). TP₂ ve TP₁ değeri ortalamaları tüm blokların polisaj gruplarında glaze gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4. 21: LT Blokların TP değerleri için Shaphiro wilk testi sonuçları

		TP		
		Uygulama	TP ₁ (t ₁) (Ort ± St.Sapma)	TP ₂ (t ₂) (Ort ± St.Sapma)
LT	GC Initial LiSi	Glaze	18,66 ± 1	18,49 ± 0,98
		Polisaj	21,15 ± 2,54	20,35 ± 3,2
	GC Initial LRF	Glaze	18,15 ± 0,75	17,85 ± 1,21
		Polisaj	19,79 ± 0,66	19,43 ± 1,32
	IPS Empress CAD	Glaze	17,37 ± 1,53	17,24 ± 1,44
		Polisaj	19,81 ± 0,35	19,52 ± 0,8
	CeltraDuo	Glaze	16,75 ± 1,05	16,4 ± 1,21
		Polisaj	18,81 ± 0,49	18,66 ± 0,68



Şekil 4. 14: LT blokların t_1 ve t_2 zamanları arasındaki TP değeri karşılaştırmalı grafiği

Blokların LT alt gruplarında t_1 (TP₁) ve t_2 (TP₂) zamanlarına ait TP değerlerinde anlamlı farklar bulunmuştur ($p < 0,05$). Anlamlılığın hangi materyal grupları arasında olduğunun tespiti için yapılan LSD testi sonucunda, glaze grupları arasında LiSi bloğunun TP₁ değeri ortalaması; LRF ($p = 0,003$), IPS ($p = 0,021$) ve Celtra ($p = 0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). LRF bloğun TP₁ değeri ortalaması; Celtra (0,013) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunurken ($p < 0,05$), IPS ($p = 0,163$) bloğu ile arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$), IPS ve Celtra blokları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p = 0,272$) ($p > 0,05$).

Glaze grupları arasında LiSi bloğunun TP₂ değeri ortalaması; IPS ($p = 0,026$) ve Celtra ($p = 0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunurken ($p < 0,05$), LRF ($p = 0,248$) bloğu ile arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$). LRF bloğun TP₂ değeri ortalaması; Celtra ($p = 0,01$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunurken ($p < 0,05$), IPS ($p = 0,281$) bloğu ile arasında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p > 0,05$). IPS ve Celtra blokları arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p = 0,133$) ($p > 0,05$).

Polisaj grupları arasında LiSi bloğun TP₁ değeri ortalaması; LRF ($p = 0,016$), IPS ($p = 0,017$) ve Celtra ($p = 0,001$) bloklarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). IPS bloğun TP₁ değeri ortalaması ile LRF ($p = 0,976$) ve Celtra ($p = 0,077$) blokları arasında anlamlı fark gözlenmezken ($p > 0,05$), benzer şekilde Celtra ve IPS blokları arasında da anlamlı fark gözlenmemiştir ($p = 0,077$) ($p > 0,05$).

Polisaj grupları arasında LiSi bloğun TP₂ değeri ortalaması; Celtra ($p = 0,003$) bloğundan anlamlı derecede yüksek bulunurken ($p < 0,05$); LRF ($p = 0,102$) ve IPS

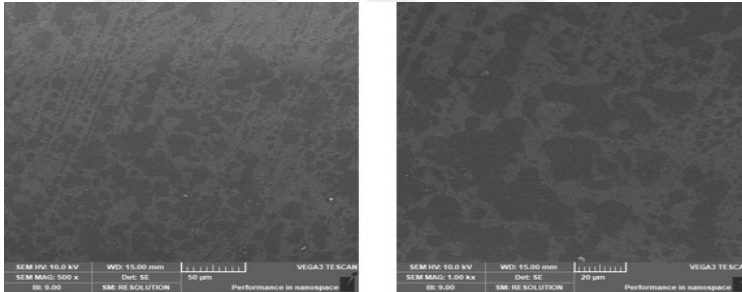
($p=0,138$) ile aralarında anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). IPS bloğun TP_2 değeri ortalaması LRF ($p=0,879$) ve Celtra ($p=0,126$) blokları arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, benzer şekilde Celtra ve LRF bloğu arasında ($p=0,168$) da anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Tüm glaze ve polisaj gruplarında TP_2 değeri ortalaması TP_1 değeri ortalamasından düşük bulunmuştur, fakat bu fark sadece LiSi P ($p=0,045$) grubunda anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). TP_2 ve TP_1 değeri ortalamaları tüm blokların polisaj gruplarında glaze gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

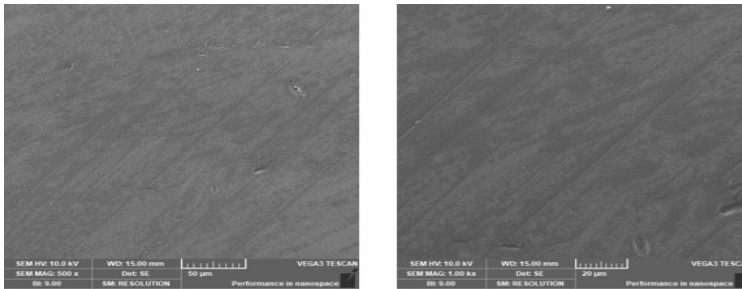
4.3. SEM ANALİZİ

Termal siklus işlemi sonrasında örneklerin yüzeyleri VEGA 3 taramalı elektron mikroskobu kullanılarak x500 ve x1000 büyütme altında incelendi.

SEM görüntüleri incelendiğinde; aşındırma sonrası oluşan çizilmelerin polisaj uygulanan gruplarda silikleşmiş olduğu, glaze uygulanan gruplarda ise çizikler kaynaklı oluşan görüntünün ortadan kalktığı görülmüştür.

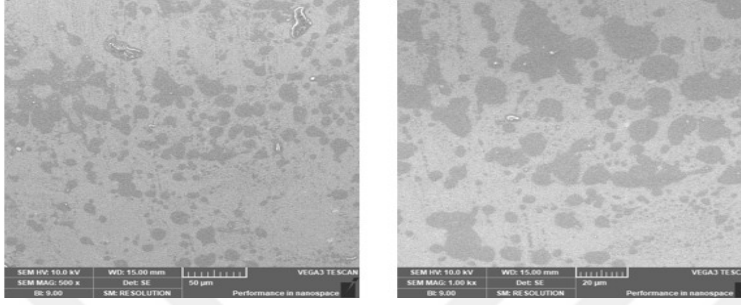


Şekil 4. 15: GC Initial LiSi LT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

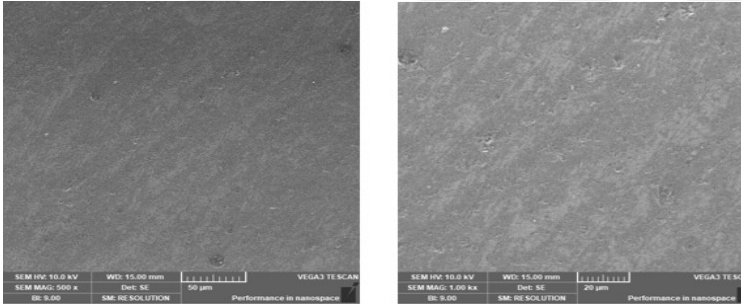


Şekil 4. 16: GC Initial LiSi LT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

GC Initial LiSi LT bloğunun glaze ve polisaj uygulamaları sonrası yüzey özellikleri arasında belirgin fark gözlenmemiştir. Glaze grubu örneğin yüzeyinde fırça izleri izlenebilmektedir (Şekil 4.15). Polisaj grubunda ise polisaj işlemine bağlı olarak çizikler farkedilmektedir (Şekil 4.16).

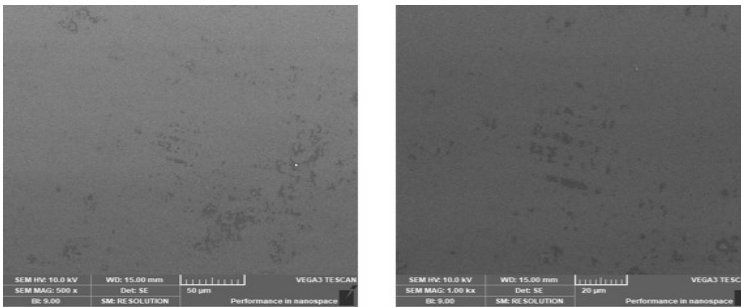


Şekil 4. 17: GC Initial LRF LT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

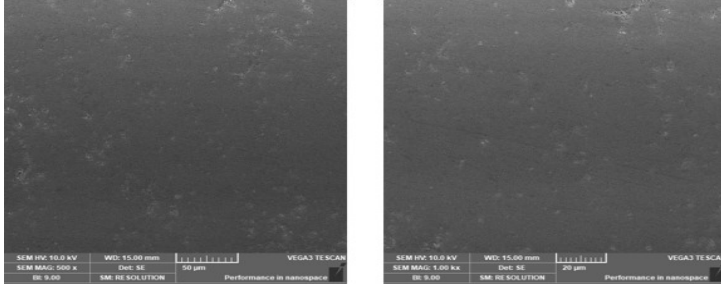


Şekil 4. 18: GC Initial LRF LT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

GC Initial LRF LT bloğun glaze grubunda homojen bir yüzey morfolojisi gözlenmiştir (Şekil 4.17). Polisaj grubunda ufak yüzey düzensizlikleri, çukur ve çiziklerin yer aldığı farkedilmektedir (Şekil 4.18).

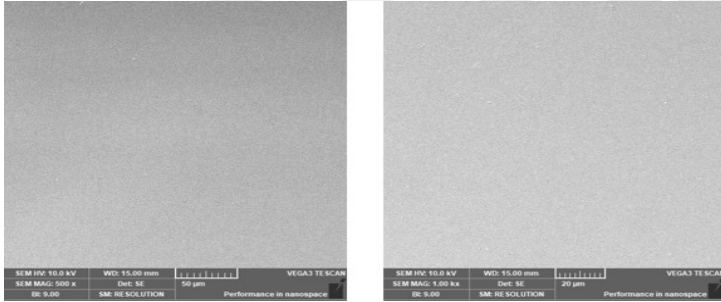


Şekil 4. 19: IPS Empress CAD LT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

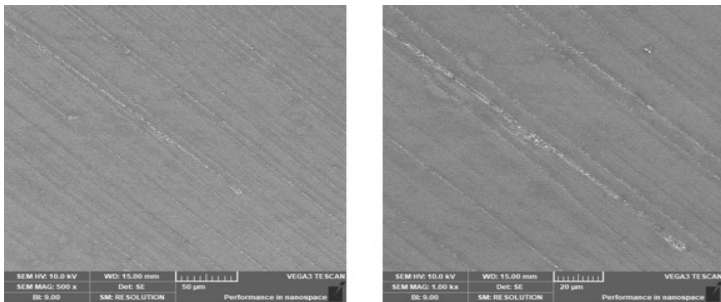


Şekil 4. 20: IPS Empress CAD LT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

IPS Empress CAD LT glaze grubunda aşındırma sonrası oluşan çizilmelerin ortadan kalktığı homojen bir yüzey morfolojisi gözlenmektedir (Şekil 4.19). Polisaj grubunda ise ufak çöküntü tarzı yüzey düzensizliklerinin incelenen yüzeyin tamamında farkedilebilir olduğu görülmüştür (Şekil 4.20).

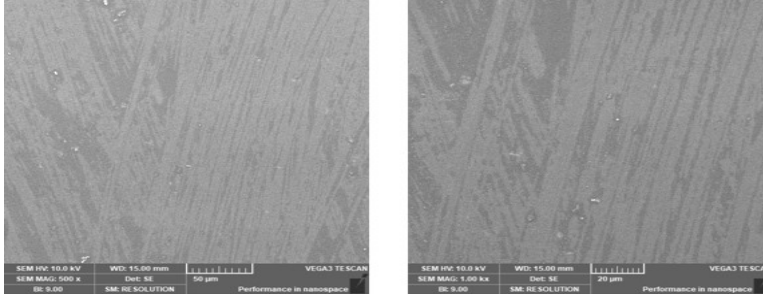


Şekil 4. 21: CeltraDuo LT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

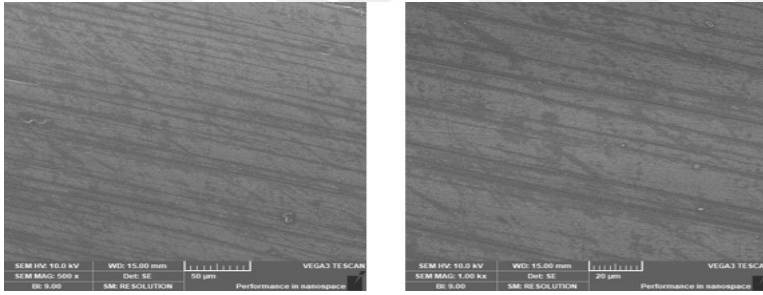


Şekil 4. 22: CeltraDuo LT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

CeltraDuo LT bloğun glaze grubunda yüzey kusurlarının neredeyse tamamen ortadan kalktığı gözlenmiştir (Şekil 4.21). Polisaj grubunda ise farkedilebilir düzeyde çiziklerin yer aldığı gözlenmiştir (Şekil 4.22).

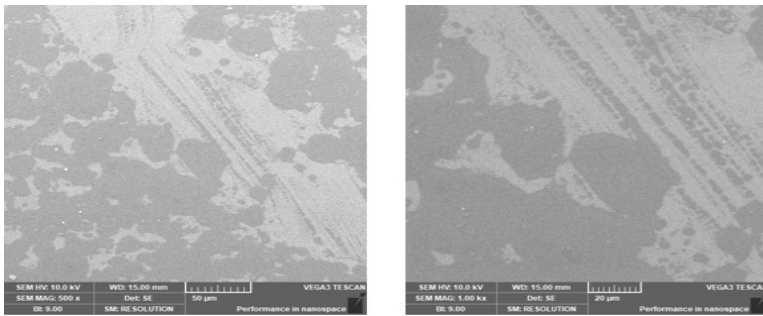


Şekil 4. 23: GC Initial LiSi HT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

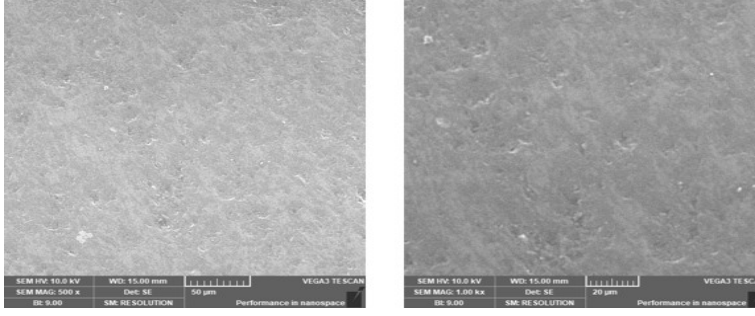


Şekil 4. 24: GC Initial LiSi HT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

GC Initial LiSi HT bloğun glaze ve polisaj grupları benzer yüzey morfolojisi sergilemektedir. Glaze grubunun yüzeyinde fırça izlerine rastlanmaktadır (Şekil 4.23). Polisaj grubunda ise polisaj işlemine bağlı oluşan çizikler izlenmektedir (Şekil 4.24).

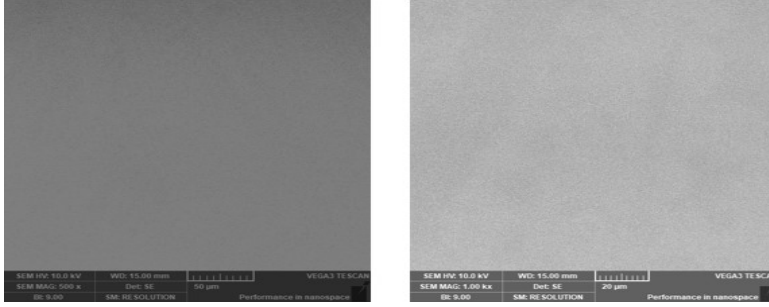


Şekil 4. 25: GC Initial LRF HT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

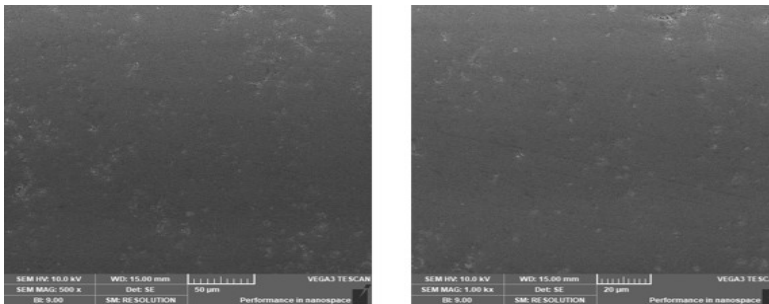


Şekil 4. 26: GC Initial LRF HT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

GC Initial LRF bloğun glaze grubunda homojen bir yüzey morfolojisi görülürken (Şekil 4.25), polisaj grubunda belirgin dağınık yüzey kusurları gözlenmektedir (Şekil 4.26).

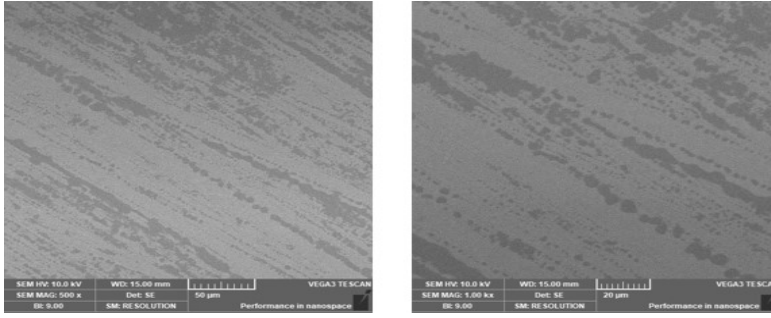


Şekil 4. 27: IPS Empress CAD HT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

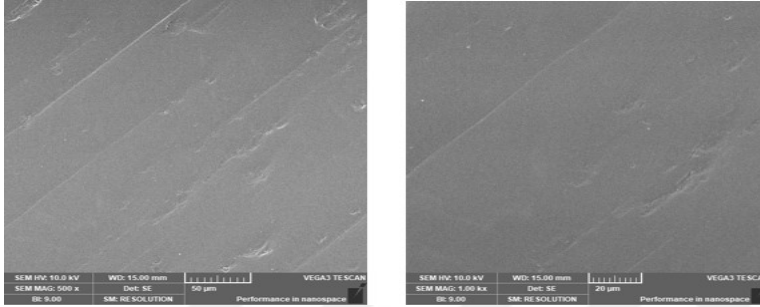


Şekil 4. 28: IPS Empress CAD HT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

IPS Empress CAD HT bloğun glaze grubunda kusurların gözlenmediği homojen bir yüzey görülmektedir (Şekil 4.27). Polisaj grubunda ise ufak çukurlukların bulunduğu yüzey kusurları gözlenmektedir (Şekil 4.28).



Şekil 4. 29: CeltraDuo HT glaze grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri



Şekil 4. 30: CeltraDuo HT polisaj grubu x500 ve x1000 büyütme SEM görüntüleri

CeltraDuo HT bloğun glaze grubunda homojen bir yüzey morfolojisi izlenirken (Şekil 4.29) polisaj grubunda belirgin çizikler ve çukurlukların yer aldığı bir yüzey morfolojisi gözlenmektedir (Şekil 4.30).

5. TARTIŞMA

Yeni nesil farklı ışık geçirgenliğine sahip tam kristalize CAD/CAM seramik materyallerin farklı yüzey bitirme işlemi ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü, ışık geçirgenliği ve renk değişiminin in vitro değerlendirildiği tez çalışmamızda, elde edilen bulgular doğrultusunda; mekanik polisaj uygulanan grupların yaşlandırma sonrası renk değişiminin, glaze uygulanan gruplardan daha fazla olacağı, mekanik polisaj uygulanan grupların yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünün, glaze uygulanan gruplardan daha fazla olacağı ve yaşlandırma sonrasında tüm grupların ışık geçirgenliğinde azalma olacağı yönünde kurulan başlangıç hipotezlerinin üçü kabul edilmiş, GC Initial LiSi bloğun yaşlandırma sonrası renk değişimine diğer seramik bloklardan daha dirençli olacağı yönünde kurulan hipotez reddedilmiştir.

Mine ve dentin doğal bir translusensiye sahiptir. Estetik açıdan başarılı restorasyonlar yapabilmek için, doğal dişlerin sadece form ve dokusunu değil, aynı zamanda optik özelliklerini de yansıtmak gerekmektedir (157,158). Metal-seramik restorasyonlar yıllardır sabit restorasyonların yapımında tercih edilen tedavi yöntemi olmuştur, ancak doğal diş ile uyumlu olmayan optik özellikleri bu restorasyonların estetik bölgelerde kullanımını sınırlandırmaktadır (23). Yaşam standartlarının yükselmesiyle birlikte estetik beklentilerin artışı ve teknolojik gelişmeler metal-seramik restorasyonlara alternatif olarak tam seramik sistemlerin tercih edilmesine yol açmıştır (159).

CAD/CAM sistemleri, restorasyonları bilgisayar ortamında üç boyutlu şekilde tasarlayıp üretmeyi mümkün kılarak, geleneksel üretim metodlarının dezavantajlarını ortadan kaldırmayı hedeflemektedir (41). CAD/CAM teknolojisinin ve materyallerinin gelişmesi, klinik ortamda, hasta başı (chairside) sistem ile restorasyonların üretilmesini olanaklı kılmaktadır (4). Bu sistemler sayesinde final restorasyonların tek ziyarette hızlıca üretilmesi mümkün hale gelmektedir (160). Birçok seramik bloğun pre-kristalize ve tam kristalize formları bulunmaktadır. Pre-kristalize formdaki seramik bloklar, daha yumuşak olmaları sebebiyle, frezeleme ve uyumlamaları kolaydır, ancak ek fırınlama işlemine ihtiyaç duymaktadırlar. Tam kristalize bloklar ise daha sert olmalarına karşın, kazıma işlemi sonrasında ek sinterizasyon işlemi gerektirmemektedir (161).

Chairside CAD/CAM restorasyonları için, manuel bitirilip mekanik polisaj yapılabilen, glaze uygulanabilen veya isteğe bağlı olarak her iki işlemin de gerçekleştirilebildiği tam kristalize seramik malzemeler bulunmaktadır (162–164).

Lityum disilikat seramikler, yüksek mukavemet, asitlenebilirlik, yüksek saydamlık ve mükemmel estetik özellikleri sayesinde, çeşitli restorasyon türlerinde minimal invaziv bir yaklaşımla üstün fonksiyon ve estetik sunabilir (165). 2006 yılında piyasaya sürülen IPS e.max CAD ile başlayarak, lityum disilikat cam seramikler, mekanik, optik ve kimyasal özelliklerinin avantajları sayesinde, cam seramikler arasında en çok tercih edilen restoratif malzeme haline gelmiştir (166,167). Piyasaya yeni sürülen tamamen kristalize lityum disilikat cam seramik Initial LiSi Blok, herhangi bir sinterleme işlemi gerektirmeksizin parlatıldıktan sonra kullanıma hazır hale getirilebilir ve hasta başı sistemlerle uyumludur (67). Diş hekimliği piyasasında lityum disilikat cam seramiklerin çeşitliliğinin artması, bu malzemelerin optik ve mekanik özelliklerini karşılaştırmaya yönelik çalışmaların araştırmacılar ve klinisyenler için önemli olduğunu göstermektedir. Ancak, tamamen kristalize lityum disilikat cam seramikler üzerine yapılan çalışmalar sınırlı sayıdadır.

Lityum disilikat cam seramiklerin, üstün estetik özelliklere sahip olmalarına karşın zirkonyaya kıyasla daha düşük mekanik dayanıklılık göstermeleri nedeniyle kullanım alanlarının genişletilmesi için araştırmalar yapılmıştır (168). 2013 yılında, zirkonya ve lityum disilikatın avantajlarını birleştirmek amacıyla zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) materyali geliştirilmiştir. Bu yeni materyalin geliştirilmesiyle, içeriğinde bulunan zirkonya, çatlak yayılımını engelleyerek dayanıklılığı artırırken, küçük lityum silikat kristalleri sayesinde de yüksek estetik özellikler sunan bir seramik materyali elde edilmesi amaçlanmıştır (71). Pre-kristalize ve tam kristalize formlarda ZLS materyalleri mevcut olup hasta başı sistemler için tam kristalize formda olan CeltraDuo bloklar geliştirilmiştir. CeltraDuo materyallerinde, zirkonya partiküllerinin homojen dağılımı ve yüksek cam içeriği, malzemenin dayanıklılığını, parlatma kalitesini ve estetik özelliklerini artırmıştır (169). Hasta başı sisteme uygun olan CeltraDuo blokların optik özelliklerinin değerlendirildiği ve tam kristalize seramik bloklarla kıyaslandığı çalışmaların yetersiz olduğu görülmüş ve bu nedenle çalışmaya dahil edilmiştir.

Lösit bazlı cam seramikler, kimyasal, fiziksel ve mekanik olarak üstün özelliklere sahip ve biyolojik açıdan uyumlu malzemelerdir (52). Presleme teknikleri ve bilgisayar destekli üretim yöntemleriyle uyumlu bu seramikler, doğal dişlerle benzer renk, saydamlık, opalesans, floresans, aşınma ve abrazyon direnci gibi özelliklere sahiptir. Tek diş restorasyonları, özellikle anterior bölge kuronları, parsiyel kuronlar ve laminate veneerler için ideal kullanım alanlarına sahiptirler (18,55). Bu grup örneklerinden olan GC Initial LRF ve IPS Empress CAD hasta başı sistemlerine uygun seramik bloklar, ek sinterleme işlemi gerektirmeden polisaj ve glaze uygulamaları ile sonlandırılabilir (170,171). Lösit bazlı seramiklerin optik özellikleriyle yapılmış birçok çalışma literatürde mevcuttur (171–173). Bu seramikleri yeni nesil hasta başı seramiklerle kıyaslandığı çalışma sayısının yetersiz olduğu görülmüş ve her iki lösitle güçlendirilmiş seramik blok çalışmaya dahil edilmiştir.

Seramik restorasyonların optimum estetik, üstün biyolojik ve mekanik performans sergileyebilmesi adına yüzeylerinin pürüzsüz olması gerekmektedir (85,86). Pürüzsüz yüzeyler elde etmek; plak birikimini azaltmak, hasta konforunu artırmak, karşıt diş aşınmasını önlemek ve restorasyonların optik ve mekanik özelliklerini geliştirmek için gereklidir (174,175). CAD/CAM sistemleriyle hazırlanan restorasyonların optimum estetik ve mekanik özellikleri yakalaması için manuel polisaj ve/veya glaze işlemi yapılmaktadır (176). Bu iki yöntem literatürde birçok çalışmada kıyaslanmış olsa da kesin bir görüş birliğine varılamamıştır. Dal Piva ve ark. tarafından 2018 yılında yapılan çalışmada; glaze ve polisaj işleminin translusent zirkonya ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) seramiklerin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisi değerlendirilmiş, glaze işlemi uygulanan gruplarda manuel polisaj uygulanan gruplara kıyasla daha düşük pürüzlülük değerleri ölçülmüştür (177). Saraç ve ark. tarafından 2006 yılında yapılan çalışmada; glaze ve farklı manuel polisaj yöntemlerinin feldspatik porselenler üzerindeki etkisi değerlendirilmiş, manuel polisaj yöntemlerinin glaze işlemi kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturduğu sonucuna varılmıştır (178).

Glaze işlemi, günümüzde seramik restorasyonlarda yaygın olarak uygulanan bir yüzey bitirme yöntemidir (18). Glazelenmiş yüzeyler, doğal diş dokusunun ve parlaklığının başarılı bir şekilde taklit edilmesini sağlar ve aynı zamanda plak oluşumunun azaltılmasına katkıda bulunur. Bu işlem, yüzeydeki poroziteleri ve mikro çatlakları doldurarak seramik materyalinin mekanik dayanıklılığını artırma özelliğine

sahiptir (103). Otoglaze, porselen restorasyonların sinterleme işlemi sırasında porselen yüzeyinin eriyerek cam fazın oluştuğu bir yöntemdir (105). Overglaze, dentin ve mine porselenlerine göre daha düşük sıcaklıkta pişirilen, şeffaf ve renksiz bir düşük ısı porselenidir (17). Glaze işleminin, seramik restorasyonların mekanik dayanıklılığını; yüzey porozitesini azaltma, yüzey kusurlarının derinliğini ve keskinliğini düşürme ve bu kusurları yumuşatma yoluyla artırdığı bilinmektedir (107). Ghodsi ve ark. 2014 yılında yaptığı beyazlatma ajanının otoglaze, overglaze ve polisaj uygulaması yapılmış feldspatik seramiklerin etkisinin araştırıldığı çalışmalarında; aşındırma işleminden önce en pürüzsüz yüzeye sahip olanın overglaze porselen olduğunu, bunu otoglaze ve polisaj işlemi uygulanmış grupların takip ettiğini belirtmişlerdir. Beyazlatma ajanının uygulanması sonrası yüzey pürüzlülüğünde en az değişikliğin overglaze porselen örneklerinde meydana geldiği rapor edilmiştir (179). Haralur ve ark. 2012 yılında yaptıkları çalışmada polisaj, otoglaze ve overglaze uygulamalarının plak birikimi üzerine etkisini inceledikleri çalışmada overglaze uygulanan grubun yüzey pürüzlülüğü değeri otoglaze ve polisaj gruplarından daha düşük bulunmuş, ancak otoglaze ve overglaze arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Otoglaze grubunda en az plak birikimine rastlandığı bildirilmiştir (180). Bu bilgiler doğrultusunda tez çalışmamızda mekanik polisaj, otoglaze ve overglaze işlemlerinin karşılaştırıldığı referans çalışmalar dikkate alınarak, glaze gruplarına overglaze uygulaması yapılmasına karar verilmiş ve farklı seramik gruplarımız için üretici firmaların önerdiği glaze pastaları ve likitleri kullanılmıştır.

Polisaj, dental biyofilmlerin ve ekstrinsik renklenmelerin elimine edilmesi, pürüzsüz, parlak yüzeylerin elde edilmesi amacıyla uygulanan bir prosedürdür. Restoratif yüzeylerin pürüzlülüğünün azaltılması için, bitirme ve polisaj işlemleri ardışık aşamalarda gerçekleştirilmektedir (181). Piyasada yüzey düzensizliklerinin giderilmesi ve optimum düzeyde pürüzsüz yüzeylerin sağlanması amacıyla kullanılan çeşitli polisaj kitleri mevcuttur. Polisaj sistemlerinin değerlendirilmesine yönelik çalışmalarda elde edilen sonuçların tutarsızlığı, kullanılan ölçüm parametrelerinin çeşitliliği ve seramik malzemeler ile polisaj metodolojilerinin farklı kombinasyonlarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Sagnoz ve ark. 2016'da CAD/CAM materyaller üzerine 3 farklı polisaj sistemi ve glaze uygulamasının etkinliğini incelediği çalışmada EVE Diapol ve Kuraray Clearfil Twist Dia polisaj sistemlerinin glaze uygulaması ile benzer sonuçlar gösterdiğini bildirmişlerdir (182). Haralur ve ark. 2023 yılında 4 farklı CAD/CAM seramik materyal

üzerine 2 farklı polisaj sistemi ve glaze uygulamasının yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelediği çalışmada EVE Diapol Twist, Keramik-Politur Komet ve Horico Diamond polisaj sistemleri kullanılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre; tüm polisaj sistemleri glaze uygulanan gruplardan daha yüksek Ra değeri sergilerken, polisaj sistemleri arasında en düşük Ra değerini EVE Diapol twist polisaj sistemi uygulanan grup göstermiştir (183). Çalışmamızda gruplar arası standardizasyonu sağlayabilmek için tüm seramik bloklarda EVE Diapol Twist polisaj sistemi kullanılmıştır.

Mekanik polisaj ve glaze işleminin dental materyal üzerindeki etkinliği, yüzey pürüzlülüğü ölçülerek değerlendirilebilmektedir (112). Bu amaçla glaze ve polisaj işleminin çalışmamızdaki etkinliğini değerlendirebilmek için, benzer çalışmalarda da yaygın olarak kullanılan mekanik profilometre ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmıştır (184–186). Mekanik profilometre cihazı, doğru ve etkin Ra değer ölçümü yapması, istatistiksel analize uygun ve kullanımının kolay olması sebebiyle yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için sıklıkla kullanılmaktadır. Ra değeri, profilometrenin sadece belirli alanları ölçmesi ve seramik yüzeyin tamamını kapsamaması nedeniyle, seramik yüzeyin gerçek topografisini doğru bir şekilde yansıtmayabilir (187). Daha kapsamlı bir analiz için SEM teknolojisi kullanılarak yapılan niteliksel analiz ile nicel analizler desteklenmesi gerektiği önerilmektedir (188). Taramalı elektron mikroskobu, özellikle yüzeydeki çizik ve düzensizliklerin detaylı incelenmesine imkân tanıyan nitel bir yöntemdir (114). Çalışmamızda materyalin yüzey pürüzlülüğünün matematiksel ölçümüne ek olarak yüzey morfolojisini 2 boyutlu, detaylı değerlendirmek için SEM analizi de yapılmıştır. Benzer çalışmalar referans alınarak x500 ve x1000 büyütmelerde SEM görüntüleri elde edilmiştir (189–191).

Çalışmamızda, dental seramikler üzerindeki bitirme protokollerinin etkisini değerlendirmek için, yüzey düzensizliklerinin yükseklik ve derinliklerinin mutlak aritmetik ortalaması olan Ra ve değerlendirme uzunluğu boyunca seçilen en yüksek beş ve en düşük beş noktanın ortalaması olarak hesaplanan Rz parametreleri kullanılmıştır (110). Bu parametreler, en yaygın kullanılan ölçütler arasında yer almaları nedeniyle tercih edilmiştir (192,193)

Yüzey pürüzlülüğüne dair literatürde fikir birliğine varılmış net bir eşik değeri bulunmamaktadır. Bollen ve ark. 1997 yılında yaptıkları in vivo çalışmada; bakteri retansiyonu için en düşük Ra değerinin 0,2 μm olduğunu belirtmişlerdir (93). Benzer

şekilde güncel araştırmalarda; Ra değerinin 0,2 μm 'yi aştığı durumlarda, plak birikiminde, dişeti enflamasyonu ve çürük insidansında artış gözlemlendiği bildirilmiştir (194,195). Jones ve ark. 2004 yılında yaptıkları in vivo çalışmada, kompozit rezin restorasyonlar üzerine farklı polisaj sistemlerini kullanmışlardır. Bu polisaj işlemlerini sonrası oluşan yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmış ve 0,5 μm Ra değerinin hastalar tarafından farkedilebileceğini öne sürmüşlerdir (196). Bunların yanı sıra, doğal diş minesinin pürüzlülük değerlerinin, dişin tipine, yerine ve hastanın yaşına göre değişiklik göstererek 0,64 ile 0,90 μm aralığında olduğu belirtilmiştir (197,198).

Çalışmamızda glaze uygulaması yapılan; GC Initial LiSi, GC Initial LRF, IPS Empress CAD ve CeltraDuo HT seramik örneklerin HT ve LT alt gruplarının yaşlandırma öncesi ve sonrası Ra değerleri yukarıdaki çalışmaların sonuçlarını destekler nitelikte olup, minimum bakteri retansiyonu için belirtilen 0,2 μm Ra değerinin altında bulunmuştur.

Polisaj uygulaması yapılan GC Initial LiSi seramiklerin HT ve LT grupların yaşlandırma öncesi ve sonrası Ra değerleri bakteri retansiyonu için belirtilen Ra değerinin altında bulunmuştur. GC Initial LRF, IPS Empress CAD ve CeltraDuo seramiklerin HT ve LT gruplarının Ra değerleri 0,2 μm 'nin üzerinde bulunmuştur ancak Jones ve ark. yaptığı çalışmada öne sürdüğü hastalar tarafından farkedilebilir Ra değeri olan 0,5 μm 'nin altında Ra değeri sergilemişlerdir.

Çeşitli seramik malzemeler, glazürleme veya polisaj işlemlerinin ardından farklı yüzey pürüzlülükleri göstermektedir. Lösitle güçlendirilmiş feldspatik seramikler ve lityum disilikat bazlı seramikler, yüksek estetik ve mekanik performans sunan translusent materyaller olarak tanımlanır ve estetik odaklı restorasyonlarda tercih edilmektedirler (199). Sasahara ve ark. 2006 yılında yaptıkları çalışmada, yüzey işlemi için en iyi seçeneğin, kullanılan porselen türüne bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca düşük lösit içeriğine sahip porselenlerin, lastik veya disklerle yapılan polisajın ardından elmas içerikli pastalar ile polisaj yapıldığında, yüksek lösit içeriğine sahip olanlara kıyasla daha düşük pürüzlülük değerleri sergilediği belirtilmiştir (200). Al-Wahondi 2006 yılında IPS Empress II ve In-ceram kullanarak yaptığı çalışmada farklı yüzey bitirme işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemiş ve seramik malzemedeki yüksek kristal içeriğinin, polisaj sonrası düzensiz bir yüzeye yol açabileceğini bildirmiştir (201). Çalışmamızda yüksek lösit içeriğine sahip GC Initial LRF ve düşük lösit içeriğine sahip IPS Empress CAD seramiklere yer verilmiştir. Bu seramiklerin polisaj grupları arasında

istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Yukarıda belirtilen literatür ile farklı sonuçlar çıkması; kullanılan seramik blokların farklılığından ve çalışmamızda yer alan her iki lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloğun chairside sisteme uygun olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Mosallam ve ark. 2022’de yaptıkları çalışmalarında; IPS e-max kuronlar üzerine polisaj ve glaze uygulamasının etkinliğini karşılaştırmış ve polisaj işleminin glaze yöntemine alternatif olabileceğini bildirmişlerdir (202). Vichi ve ark. 2018 yılında yaptıkları çalışmada; IPS e.max CAD seramikler üzerine uygulanan polisaj ve glaze uygulaması sonucunda benzer pürüzlülüğe sahip yüzeyler elde edildiği görülmüştür (203). Çalışmamızda yer alan GC Initial LiSi seramiklerin HT ve LT alt gruplarının glaze ve polisaj uygulamalarında Ra değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu sonuçlar yukarıda belirtilen literatür ile uyumlu olup GC Initial LiSi seramikler için polisaj uygulamasının, glaze yöntemine alternatif olabileceği düşünülmektedir.

Limpuangthip ve ark. 2023 yılında yaptıkları çalışmada çok amaçlı parlatma kitinin üç farklı CAD/CAM seramik malzemesi olan lityum disilikat cam seramik, zirkonya ve ZLS'nin farklı parlatma sürelerinde yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Polisaj işlemi sonrası üç CAD/CAM seramik materyalin yüzey pürüzlülüğünün önemli ölçüde azaldığını belirtmişlerdir. Seramik malzemelerde 60 sn ince parlatma, kaba parlatmaya kıyasla daha düşük Ra değerleri göstermiştir. Tüm parlatma süreçlerinde, malzemenin sertliğine bakılmaksızın, materyaller arasında benzer yüzey pürüzlülüğü bildirilmiştir (204). Çalışmamızda da benzer şekilde 60 sn polisaj işlemi uygulanmış ve tüm seramik gruplarının yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı azalma gözlenmiştir. Aynı polisaj kitinin farklı seramik bloklara uygulandığı çalışmamızda en düşük yüzey pürüzlülüğü GC Initial LiSi grubunda görülmekle birlikte bu bloğun; GC Initial LRF, IPS Empress CAD ve CeltraDuo bloklarıyla yüzey pürüzlülükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Termal yaşlandırma işlemi, biyomalzemelerin oral ortamda karşılaştığı fizyolojik değişimleri modellemek için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Bu süreç, ağız içinde yaşanan sıcaklık dalgalanmalarını simüle eder ve böylece malzemelerin dayanıklılığını test etmeyi amaçlar (8). Restoratif materyallerin ağız içi kullanımı sonrası, yüzey pürüzlülüğü ve renk tonunda belirgin değişiklikler meydana gelmektedir (176,205,206)

Araştırmalar, çeşitli içecek ve gıdaların, restorasyonların estetik ve fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebileceğini ortaya koymaktadır (207–209). Bu bağlamda, çalışmamızda polisaj ve glaze uygulamalarının etkinliğini değerlendirmek üzere, bir yıl süresince fonksiyonel olarak kullanılan restoratif materyalleri taklit etmek amacıyla 10.000 termal siklus uygulanmıştır.

Al-Thobity ve ark. 2022 yılında yaptıkları üç farklı lityum disilikat seramiğinin yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik ve optik özellikleri üzerine termal siklusun etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; termal siklus sonrası seramikler arasında yüzey pürüzlülüğü değerlerinin önemsiz farklar gösterdiğini ancak, tüm seramik grupların termal siklus sonrası yüzey przllğlerinin önemli bir artış gösterdiğini bildirmişlerdir (210). Benzer şekilde Yuan ve ark. 2017 yılında yaptıkları, termal yaşlandırma ve fırçalama işleminin CAD/CAM seramik restorasyonların yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri çalışmalarında; termal siklus sonrası yüzey przllğlerinde artış bildirmişlerdir. Termal yaşlandırmanın süresi arttığında yüzey pürüzlülüğünde de artış meydana geldiğini bildirmişlerdir (211). Kim ve ark. 2022’de yaptıkları çalışmalarında termal ve mekanik yaşlandırmanın, CAD-CAM restoratif malzemelerinin mekanik dayanıklılığı ve yüzey özellikleri üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında IPS e.max CAD, CeltraDuo, Cerasmart ve Vita enamic bloklara yer vermişlerdir. Çalışma sonucunda m seramik blokların yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünde önemli artışlar gözlendiği bildirilmiştir (212). Literatür ile benzer olarak çalışmamızda yer alan seramiklerin termal siklus sonrası Ra değerlerinde bir artış gözlenmiş ancak seramik grupları arası anlamlı farklılık bulunmamıştır. Tüm seramiklerin glaze uygulaması yapılan gruplarında termal siklus uygulaması sonrası pürüzlülüğü değerleri Yuan ve ark. benzer sonuçlar göstererek 0,2 μm nin altında ölçülmüştür (211).

akmak ve ark. 2023 yılında farklı CAD/CAM materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin, aşınma ve yüzey özellikleri üzerine etkisini inceledikleri çalışmada; monolitik zirkonya, polimer infiltre seramik, lityum disilikat cam seramik, lösitle güçlendirilmiş cam seramik, feldspatik seramik ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat materyallere yer verilmiştir. Tüm seramik gruplarda polisaj uygulamasının glaze uygulamasına göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne neden olduğunu ve en yüksek yüzey pürüzlülüğünün lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin polisaj grubunda ölçüldüğü bildirmişlerdir. Glaze uygulamasının, yüzeyi daha düzgün ve dirençli hale

getirerek malzemenin mekanik özelliklerini iyileştirebileceğini belirtmişlerdir (191). Çalışmamızda da benzer olarak polisaj gruplarının Ra ve Rz değerleri, glaze gruplarından daha yüksek bulunmuş ve en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri, yaşlandırma sonrası lösitle güçlendirilmiş IPS Empress CAD HT bloğun polisaj grubunda ölçülmüştür.

Diş hekimliği pratiğinde, renk değerlendirmesi için görsel analiz yöntemi yaygın olarak tercih edilir. Bu yöntemde, renk farklılıklarının tespit edilmesi için görsel eşik değerlerine başvurulur, bunlar algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşikleri olarak iki ana kategoride incelenir (133,213) Görsel renk farkı eşikleri, estetik dental materyallerin seçiminde kılavuzluk eder, klinik uygulamaların başarısını değerlendirmeye yardımcı olur ve diş hekimliği pratiği ile bilimsel araştırmalarda kullanılan görsel ve enstrümantal ölçümlerin standardizasyonunda önemli bir kalite kontrol mekanizması olarak işlev görür (214,215).

Görsel renk değerlendirme yöntemleri yaygın olarak tercih edilmekle birlikte, bu yöntemlerin objektif olmayışı, enstrümantal renk belirleme tekniklerine kıyasla hassasiyet ve tekrarlanabilirlik açısından daha düşük sonuçlar üretmesine yol açmaktadır (143,145). Renk ölçüm cihazlarının klinik uygulamalarda kullanıma sunulması, renk tespit işlemlerini önemli ölçüde basitleştirmiş ve niceliksel, tekrar edilebilir ölçümlerin gerçekleştirilmesine imkan tanımıştır (146). Diş hekimliğinde renk stabilitesinin belirlenmesinde, spektrofotometreler ve kolorimetreler; doğruluk, tekrarlanabilirlik, hassasiyet ve subjektif hataları minimize etme avantajlarından dolayı yaygın olarak tercih edilmektedir (216). Igiel ve ark. 2017 yılında yaptıkları çalışmada spektrofotometrelerin, görsel renk seçimine kıyasla önemli ölçüde daha iyi güvenilirlik sergilediğini ve klinik pratiğinde renk seçiminin, görsel yöntemle ek olarak dijital renk ölçüm cihazlarıyla desteklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir (217). Gehrke ve ark. 2009 yılında yaptığı çalışmada; kolorimetre ve spektrofotometre cihazlarının renk ölçüm yetenekleri karşılaştırılmış, spektrofotometrenin ilk ve ikinci ölçümlerinde %81,7 oranında uyum sağladığı, kolorimetrenin ise %70 oranında eşleşme gösterdiği belirlenmiştir (216). Tabatabaian ve ark. 2021 yılında yaptıkları literatür derlemesinde; görsel ve dijital diş rengi seçim yöntemleriyle yapılmış çalışmaları incelemiş ve spektrofotometrelerin, farklı renk seçim yöntemleri arasında en yüksek genel doğruluk ve hassasiyeti sağladıklarını bildirmişlerdir (146). Kim-Pusateri ve ark. 2009 yılında renk ölçüm cihazlarının güvenilirliğini değerlendirdikleri çalışmada; 4 farklı renk ölçüm

cihazını (SpectroShade, ShadeVision, VITA Easyshade ve ShadeScan) incelenmiştir. VITA Easyshade, %92,6 ile en yüksek doğruluk oranını göstermiştir (218). Tüm bu literatür desteği ile tez çalışmamızda renk değişimi ve ışık geçirgenliği hesaplamalar için kullanılacak olan renk parametrelerinin (L^* , a^* , b^*) belirlenmesine VITA EasyShade V spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

1976 yılında, Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (CIE) temel bir renk tanımı sağlamış ve CIELab* renk sistemini geliştirmiştir. Bu sistem içerisindeki renkler, üç boyutlu bir uzayda L^* , a^* , ve b^* koordinatları üzerinden tanımlanmaktadır. L^* koordinatı, renk tonunun ışıklılığını veya karanlılığını, yani parlaklık seviyesini ifade eder; burada saf beyaz en yüksek değer olan 100 L^* ile temsil edilirken, saf siyah ise en düşük değer olan 0 L^* ile ifade edilir. Diğer iki koordinat, a^* ve b^* , renklerin kromatik niteliklerini yani renk tonunun nasıl bir renge sahip olduğunu belirtir. a^* koordinatı, renk tonunun kırmızı ile yeşil arasındaki spektrum üzerindeki konumunu belirler; pozitif değerler kırmızılığı, negatif değerler ise yeşilliği gösterir. b^* koordinatı ise renk tonunun sarı ile mavi arasındaki spektrum üzerindeki konumunu ifade eder; burada da pozitif değerler sarılığı, negatif değerler ise maviliği temsil eder (133). Renk değişimini hesaplamak için kullanılan çeşitli yöntemler arasında CIELab* ve CIEDE2000 renk değişim formülleri en sık tercih edilen yöntemlerdir (219). CIELab* renk değişimi hesaplaması (ΔE_{ab}), 1976 yılında ortaya çıktığından beri hem görsel hem de dijital değerlendirmelerde kullanılan bir yöntem olmuştur. Daha sonraları geliştirilen CIEDE2000 renk değişimi formülü (ΔE_{00}), görsel algılamalar ile cihaz ölçümleri arasındaki uyumu artırmak amacıyla geliştirilmiştir (220). Polo ve ark. 2015 yılında CIELab* ve CIEDE2000 formüllerini karşılaştırarak hangisinin renk algısındaki farkı daha iyi yansıttığını belirlemek üzere yaptıkları çalışmada CIEDE2000 formülünün, insan gözü tarafından algılanan renk farklarını CIELab* formülünden daha iyi yansıttığı belirtmişlerdir (221). Salas ve ark. 2018 yılında yaptıkları dental materyallerin translusensi özelliklerini belirlemede CIELab* ve CIEDE2000 formüllerinin etkinliğini inceledikleri çalışmalarında, CIEDE2000 renk farkı formülünün, CIELab* formülünden daha iyi bir veri uyumu sağladığını bildirmişlerdir (137). Çalışmamızda literatür desteği ile, renk değişimi hesaplamaları için CIEDE2000 formülü tercih edilmiştir.

Renk, karmaşık ve öznel bir psikofiziksel fenomendir. Farklı şekillerde algılanabilir ve doğrudan nesne, aydınlatma kaynağı ve gözlemciye bağlıdır (222). Doğal

bir diş ile diş restorasyonu arasındaki renk farkını algılamak ve bu farkın kabul edilebilir olup olmadığını anlamak, diş kliniğinde büyük bir değere sahiptir; bu, hasta memnuniyetini etkiler (223). Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan algılama eşiğı (PT) ve kabul edilebilirlik eşiğı (AT) dental materyallerin seçiminde, klinik performansının değerlendirilmesinde, diş hekimliği araştırmalarında görsel ve enstrümantal bulguların yorumlanması için bir kalite kontrol aracı olarak hizmet ederler (214,224) Renk değişimi hesaplamaları literatürde sıklıkla siyah, beyaz, gri arka planlar kullanılarak yapılmaktadır (225–228). Medeiros ve ark. 2021 yılında farklı arka plan üzerinde yapılan renk değişimi hesaplamalarının, algılanabilir eşik değeriinde farklılığa sebep olup olmadığını inceledikleri çalışmada arka plan renginin algılama eşiğı (PT) değeri üzerinde herhangi bir etkisi bulamadığını bildirmişlerdir (229). Dudea ve ark. 2016 yılında siyah, beyaz, gri, kırmızı ve açık mavi arka plan renginin Vita Classic renk skalasıyla renk eşleşmelerini inceledikleri çalışmalarında beyaz ve siyah arka planın en iyi sonuçları ürettiğini bunu gri ve kırmızı arka planların takip ettiğini en uyumsuz sonucun ise açık mavi arka planda kaydedildiğini belirtmişlerdir(227). Çalışmamızda renk değişimi hesaplamaları literatür çalışmalarında da sıklıkla tercih edilen beyaz arka plan kullanılarak yapılmıştır.

CIEDE2000 renk farkı sistemi çerçevesinde, ΔE_{00} için belirlenen algılanabilirlik eşiğı 0,8 ve kabul edilebilirlik eşiğı ise 1,8 olarak tanımlanmıştır(214). Bu eşikler, renk farklarının görsel olarak ne zaman algılanabileceği ve kabul edilebilir olduğu konusunda rehberlik etmektedir (136). Suliman ve ark. 2019 yılında diř rengi seçiminin doğruluğu ile ilgili yaptıkları çalışmalarında; ΔE_{00} algılanabilirlik eşiğini 0,8 ve ΔE_{00} kabul edilebilirlik eşiğini 1,8 değeriine göre yorumlamışlardır (230). Stamenković ve ark. 2021 yılında CAD/CAM materyallerin yaşlanmaya bağlı renk değişimlerini inceledikleri çalışmalarında sonuçları yorumlamak için %50:50 algılanabilirlik eşiğine ve %50:50 kabul edilebilirlik eşiğine karşılık gelen $\Delta E_{00} \leq 0,8$ ve $\Delta E_{00} \leq 1,8$ renk farklılıklarını kullanmışlardır (231). Tez çalışmamızdaki renk değişimleri CIEDE2000 algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşiğı değeriine göre yorumlanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre GC Initial LiSi bloğun LT alt grubunun polisaj ($\Delta E_{00}=1,48$) ve glaze ($\Delta E_{00}=0,83$) uygulaması yapılan örneklerin ΔE_{00} değeri algılanabilir eřik değeriinin üzerinde olmakla beraber klinik olarak kabul edilebilir eřik değeriinin altında sonuç göstermiştir. HT alt grubunun glaze ($\Delta E_{00}=1,78$) uygulanan örnekleri algılanabilir eřik değeriinin üzerinde ancak klinik olarak kabul edilebilir eřik değeriinin altında sonuç göstermiştir. Polisaj

($\Delta E_{00}=1,93$) grubu ise kabul edilebilir eşik değerinin üstünde sonuç göstermiştir ($\Delta E_{00}>1,8$). IPS Empress CAD seramik bloğun HT ve LT alt gruplarının glaze (HT $\Delta E_{00}=1,06$, LT $\Delta E_{00}=1,24$), polisaj (HT $\Delta E_{00}=1,64$, LT $\Delta E_{00}=1,57$) uygulaması yapılan örneklerin ΔE_{00} değeri algılanabilir eşik değerinin üzerinde olmakla beraber klinik olarak kabul edilebilir eşik değerinin altında sonuç göstermiştir ($0,8<\Delta E_{00}<1,8$). GC Initial LRF seramik bloğun HT ve LT alt gruplarının polisaj (HT $\Delta E_{00}=1,75$, LT $\Delta E_{00}=0,98$) uygulaması yapılan örnekleri kabul edilebilir eşik değerinin altında sonuç göstermiştir ($0,8<\Delta E_{00}<1,8$). LT grubunun glaze ($\Delta E_{00}=0,73$) uygulanmış örneklerinin ΔE_{00} değeri algılanabilir eşik değerinin altında sonuç göstermiştir ($\Delta E_{00}<0,8$). HT grubunun glaze uygulanmış örneklerinin ΔE_{00} değeri kabul edilebilir eşik değerinin altında sonuç göstermiştir ($0,8<\Delta E_{00}<1,8$). CeltraDuo seramik bloğun HT ve LT alt gruplarının glaze (HT $\Delta E_{00}=1,1$, LT $\Delta E_{00}=1,11$) uygulanmış örneklerinin ΔE_{00} değeri algılanabilir eşik değerinin üzerinde, kabul edilebilir eşik değerinin altında sonuç gösterirken, polisaj grupları HT ($\Delta E_{00}=2,55$) ve LT ($\Delta E_{00}=2,78$) örneklerde kabul edilebilir eşik değerinin üzerinde sonuç göstermiştir ($\Delta E_{00}>1,8$).

Gürdal ve ark. 2018 yılında yaptıkları çalışmada; A2 HT IPS Empress CAD, IPS e.max CAD, Vita Suprinity seramiklerinin, Brilliant Cois, GC Cerasmart, Lava Ultimate kompozit rezinlerinin termal siklus sonrası renk değişimleri Vaiolink Esthetic DC, Variolink Esthetic LC, Enamel Plus HRi rezin simanlar ile simantasyonu sonrası incelenmiştir. CAD-CAM malzemeleri arasında, lösit takviyeli cam seramik IPS Empress CAD, diğer malzemelere kıyasla en yüksek ΔE değerlerini sunmuştur. Bu, malzemedeki lösit kristalleri gevşek bir şekilde dağılmış olmasına, bu sayede ışığın malzemenin içinden kolayca geçmesine ve alttaki simanın renk değişikliğinin daha net gözlemlenmesine bağlanmıştır (232). Çalışmamızda HT bloklar arasında glaze uygulaması yapılmış örnekler içinde en yüksek renk değişimi GC Initial LiSi blokta gözlenmiştir. Bu literatür ile çalışmamız sonuçları arasında tutarsızlık bulunmasının, tez çalışmamıza rezin simanların dahil edilmemesi ile ilgili olacağı düşünülmektedir.

Bagis ve ark. 2013 yılında yaptıkları lityum disilikat, lösitle güçlendirilmiş cam seramik ve fluoroapatit içerikli farklı teknikte üretilmiş tam seramik sistemlerin optik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, yaşlandırma sonrası L^* değerinde azalma, a^* ve b^* değerlerinde artış gözlemlediklerini bildirmişlerdir (233). Karaokutan ve ark. 2015 yılında yaptıkları ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın CAD/CAM materyallerle

hazırlanmış inley restorasyonların renk değişimine etkisini inceledikleri çalışmada; CEREC blok, LAVA Ultimateve, IPS Empress CAD HT bloklar polisaj uygulaması yapılarak incelenmiştir. Çalışma sonucunda yaşlandırma sonrası tüm bloklarda L* değerinde azalma, a* ve b* değerlerinde artış gözlenmiş ve yaşlandırmanın restorasyonların parlaklığını azaltarak opaklaştırdığı ve restorasyonları daha koyu, daha sarı ve daha kırmızı hale getirdiği belirtilmiştir. IPS Empress CAD HT seramik örnekleri yaşlandırma sonrası algılanabilir eşik değerinin üzerinde ancak kabul edilebilir eşik değerinin altında renk değişimi göstermiştir (234). Çalışmamızda da literatür ile benzer sonuçlara ulaşılmıştır. Termal siklus işlemi sonrası tüm seramik blokların HT ve LT alt grubunda, glaze ve polisaj uygulaması farketmeksizin L* değerlerinde azalma, a* ve b* değerlerinde artış gözlenmiştir.

Riquieri ve ark. 2018 yılında kristalizasyon sürecinin ZLS cam seramiklerinin mikroyapısal özellikleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında; Celtra Duo ve Vita Suprinity materyallerin kristalizasyon işlemi öncesinde mevcut olan çatlakların, kristalizasyon işlemi sırasında malzemelerin vitröz (camsı) fazlarının ısınarak erimesi sonucu kapanması ve bunun sonucunda malzemenin mekanik özelliklerinde iyileşme gözlendiğini bildirmiştir (235). Tez çalışmamızdaki bulgularda; CeltraDuo glaze uygulaması yapılan grupların renk değişikliğinin CeltraDuo polisaj uygulaması yapılan gruplara kıyasla daha az olması, mikro çatlakların kapanmasına ve glaze işleminin materyalin sadece mekanik değil, aynı zamanda optik özelliklerinin iyileşmesine neden olduğu düşünülmektedir.

Alp ve ark. 2018 yılında yaptıkları, polisaj ve glaze yüzey işlemi uygulanmış ZLS (zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat) ve LDS (lityum disilikat) cam seramiklerin HT ışık geçirgenliğine sahip gruplarında kahve termalsiklusu sonrası renk değişimini inceledikleri çalışmalarında; glaze uygulaması yapılan grupların polisaj uygulaması yapılan gruplardan daha az renk değişimi gösterdiği bildirilmiştir (206). Bu durum çalışmamız sonuçlarını desteklemekle birlikte, aşındırma ile oluşan mikroçatlakların glaze işlemi sırasında materyalin ek bir ısıl işleme maruz kalması sonucu materyal içeriğindeki camsı matriks fazın iyileşmesiyle açıklanabilir. Aynı çalışmada ZLS seramiklerin yüzey işlemi farketmeksizin LDS seramiklerden daha az renk değişimine uğradığı rapor edilmiştir. Çalışmamızda benzer olarak, CeltraDuo HT seramiklerin glaze grubu GC Initial Lisi HT glaze grubundan daha az renk değişimi göstermiştir ancak

çalışmamızda CeltraDuo HT seramiklerin polisaj grubu GC Initial LiSi HT polisaj grubundan daha fazla renk değişimi göstermiştir. Çalışmamızla çelişen bu durumun; aynı içeriğe sahip farklı blokların kullanılmasıyla ve yüzey bitirme prosedürü için farklı polisaj sistemlerin uygulanmış olmasıyla ilişkili olabileceği düşünülmüştür.

Kanat ve ark. 2020 yılında yaptıkları, farklı yüzey işlemi prosedürleriyle hazırlanan CAD/CAM seramiklerin renk stabilitelelerini inceledikleri çalışmada IPS e.max CAD HT ve Vita Suprinity HT seramik blokların polisaj uygulaması sonrası glaze uygulamasına kıyasla daha fazla renk değişimine uğradıkları bildirilmiştir (236). Bu sonuç çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Aynı çalışmada lityum disilikat içerikli cam seramiklerin zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramiklerden daha yüksek renk stabilitesi gösterdiği bildirilmiştir. Tez çalışmamızda benzer olarak; aynı ışık geçirgenliğine sahip lityum disilikat içerikli cam seramik grubumuz (GC Initial LiSi) polisaj uygulaması sonrası zirkonya ile güçlendirilmiş cam seramik grubundan (CeltraDuo) daha az renk değişimi göstermiştir. Ancak glaze grubunda CeltraDuo örnekler GC Initial LiSi örneklerden daha az renk değişimine uğramıştır. Bu durum farklı seramik örneklerin kullanılmış olmasıyla ilişkilendirilmiştir.

Fouda ve ark. 2023 yılında IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, CeltraDuo ve Katana monolitik zirkonya blokların termal yaşlandırma sonrası mekanik ve optic özelliklerini inceledikleri çalışmalarında polisaj uygulanmış CeltraDuo örneklerin GC Initial LiSi örneklerden daha fazla renk değişimine uğradığını ve GC Initial LiSi örneklerin TP değerlerinin CeltraDuo örneklerden yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir (237). Çalışmamızda da benzer olarak polisaj uygulaması yapılan GC Initial LiSi blokların HT ve LT alt grupları CeltraDuo blokların HT ve LT alt gruplarına kıyasla renk değişimine daha dirençli oldukları ve TP değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Akkese ve ark. 2023 yılında yaptıkları, polisaj ve glaze işlemlerinin lösitle güçlendirilmiş felspatik seramikler (G-Ceram) üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında; yüzey işlem prosedürlerinin renk stabilitesini önemli ölçüde etkilediğini, glaze uygulamasının, polisaj uygulamasına kıyasla daha az renk değişikliğine neden olduğunu bildirmişlerdir (238). Çalışmamızda kullandığımız her iki (GC Initial LRF ve IPS Empress CAD) lösitle güçlendirilmiş seramik bloğun polisaj grubunda literatür ile benzer olarak glaze grubundan daha fazla renk değişimi gözlenmiştir. Akkese ve ark. bu çalışmada, polisaj grubunda gözlenen renk değişiminin kabul edilebilir eşiği aştığını

bildirilmiştir ancak bizim çalışmamızda, HT ve LT alt gruplara sahip lösitle güçlendirilmiş seramik blokların polisaj uygulaması yapılan örneklerin renk değişimi algılanabilir eşiğin üzerinde ancak kabul edilebilir eşiğin altında sonuçlar göstermiştir. Bu durum kullanılan polisaj sisteminin ve kullanılan seramik blokların farklılığıyla ilişkilendirilmiştir ($0,8 < \Delta E_{00} < 1,8$).

Restoratif materyaller için seçim kriterleri genellikle mekanik ve optik (estetik)  zelliklerin değerlendirilmesine dayanır ve zorlayıcı olabilir. Genel olarak, bu iki özellik arasında ters bir ilişki vardır. Daha yüksek kristal içeriği bulunduran materyaller, daha yüksek mekanik özelliklerle karakterize edilir ancak daha yüksek opaklığa sahiptir, oysa daha yüksek cam içeriği bulunduran materyaller, daha yüksek ışık geçirgenliğine sahiptir ancak daha düşük mekanik performansla karakterize edilir (239). Doğru materyal seçimi, aynı zamanda uygulanan dayanağın optik özelliklerinin de göz önünde bulundurulmasını gerektirir (240). Opak bir malzeme, renk değişimi olan bir arka planı maskelemek için yararlı olabilirken, doğal renkli bir yapı için şeffaf malzeme daha uygun olabilir (241). Malzemelerin seçiminde translusensi kararı oldukça kritiktir ve yüksek klinik öneme sahiptir (242).

CAD/CAM blokları için üreticiler, yüksek translusensiye (HT) ve düşük translusensiye (LT) sahip formülasyonlar sunar. HT blokları genellikle daha az sayıda büyük, LT ise fazla sayıda daha küçük kristallerle karakterize edilir. Sonuç olarak, düşük translusent bloklarda, kristaller ve cam matris arasında daha yüksek bir ışık kırılma indeksi vardır. Bu etki, kristal-matris ara yüzünde artan ışık saçılmasına neden olabilir ve daha yüksek bir opaklııkla sonuçlanabilir (240). Dental seramiklerinin translusensisi, kimyasal bileşim, kristal boyutu ve morfolojisi, fırınlama sayısı, hidro-termal yaşlanma, kalınlık, yüzey işlemi gibi faktörlerle değişiklik gösterebilmektedir (242).

Translusensi genellikle kontrast oranı (CR) veya translusensi parametresi (TP) ile    lmektedir (241,243). CR, beyaz bir zemin üzerine konulmuş bir örneğin yansıtıcılığının, siyah bir zemin üzerine konulmuş bir örneğin yansıtıcılığına oranı olarak tanımlanır. CR değeri 0 ile 1 arasında değişir, 0 tam saydamlığa (şeffaflığa) ve 1 tam opaklığa karşılıık gelir (244). TP, beyaz ve siyah zemin üzerinde    len bir materyalin renk farkı olarak tanımlanır(138). Translusensi parametresi (TP); CIELab renk sistemi ve ilişkili renk farkı formülü (ΔE^*_{ab}) kullanılarak hesaplanan ve dental materyallerin

translusesilerini belirlemek için literatürde sıklıkla kullanılan bir parametredir (139,233,241).

Awad ve ark. 2015 yılında yaptıkları, polisaj uygulaması yapılan CAD/CAM materyallerinin kalınlık ve yüzey pürüzlülüğünün translusensi özelliği üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında; kalınlık ve yüzey pürüzlülüğün artışının materyalin translusensi parametresini olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Ayrıca LT bloklar ile yaptıkları bu çalışmada IPS Emress CAD bloğun CeltraDuo'dan, onun da IPS e.max CAD bloktan daha fazla ışık geçirgenline sahip olduğunu belirtmişlerdir (72). Çalışmamızda literatür ile benzer olarak LT ışık geçirgenliğine sahip blokların polisaj gruplarında IPS Emress CAD örneklerinin TP değeri CeltraDuo grubundan daha fazla bulunmuştur. Awad ve ark. Yaptığı çalışmada lityum disilikat örnekler IPS Emress CAD ve CeltraDuo örneklerden daha az TP değeri göstermiştir. Ancak bizim çalışmamızda lityum disilikat grubu blok IPS Emress CAD ve CeltraDuo örneklerden daha yüksek TP değeri göstermiştir. Bu sonuç çalışmamızda kullandığımız GC Initial LiSi bloğun tam kristalize bir blok olup, IPS e.max CAD seramik bloğu ile farklı kristal yapısına sahip olmasından düşünülmektedir.

Choi ve ark. 2021 yılında yaşlandırma sonrası 8 farklı HT CAD/CAM materyalin optik özellikleri değerlendirdikleri çalışmalarında; yaşlandırma sonrası tüm seramik bloklarda L^* ve TP değerinin düştüğünü, IPS Emress CAD bloğun TP değerinin CeltraDuo bloğundan yüksek bulunup, daha az renk değişimine uğradığını belirtmişlerdir (245). Turgut ve ark 2019 yılında benzer şekilde yaşlandırmanın materyallerin ışık geçirgenliğini nasıl etkilediğini değerlendirdikleri çalışmalarında 7 farklı LT CAD/CAM materyali incelemişlerdir. Bu seramiklerin bir kısmına glaze uygulaması bir kısmına ise polisaj uygulaması yapılmıştır. Çalışma sonucunda; yaşlandırma sonrası tüm blokların translusensi değerinin düştüğünü ve opaklaştığını bildirmişlerdir (246). Çalışmamızda da benzer olarak yaşlandırma sonrası tüm seramik örneklerin L^* ve TP değerlerinde düşme görülmüş bu durum materyallerin yaşlandırma sonrası parlaklığının azalarak opaklaştığı yönünde yorumlanmıştır. Ayrıca yine literatür ile benzer olarak IPS Emress CAD HT seramik bloğun polisaj ve glaze uygulaması yapılan her iki grubunun TP değeri CeltraDuo örneklerden yüksek bulunmakla birlikte IPS Emress CAD seramik blokları CeltraDuo bloklardan renk değişimine karşı daha dirençli bulunmuştur.

Alghamdi'nin 2022 yılında lityum silikat bazlı seramiklerin translusensi özelliklerini incelediği çalışmada; IPS e.max CAD, GC Initial LiSi, CeltraDuo ve Vita Suprinity seramikler test edilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre TP değerleri sıralaması GC Initial LiSi-HT>IPS e.max CAD-HT>Celtra Duo>IPS e.max CAD-MT=GC Initial LiSi-LT>Vita Suprinity olarak bulunmuştur (247). Tez çalışmamızda da benzer olarak GC Initial LiSi blok CeltraDuo bloktan daha translusent bulunmuştur. Çalışmamızda kullandığımız HT seramik blokların TP değerleri sıralaması her iki yüzey işlemi uygulaması için GC Initial LiSi>IPS Empress CAD>GC Initial LRF>CeltraDuo olarak bulunmuştur.

Brescansin ve ark. 2021 yılında yaptıkları çalışmalarında yüzey işlemlerinin lityum disilikat cam-seramiğin optik, kolorimetrik ve yüzey özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmişler ve polisaj uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü düşürüp ışık geçirgenliğini artırdığı, glaze grubunun ise yüzey pürüzlülüğünü düşürmesine rağmen başlangıç ışık geçirgenliğini de düşürdüğü bildirilmiştir. Polisaj ve glaze grupları incelendiğinde polisaj uygulaması yapılan örneklerin glaze grubuna kıyasla TP değerinin daha yüksek olduğu görülmüştür. Çalışmamızda da literatür ile benzer olarak tüm HT ve LT seramik gruplarda polisaj uygulaması glaze uygulamasına göre daha yüksek TP değerleri sergilemiştir. Bu duruma, glaze uygulamasının ışık geçişini kısmen engellemesi olarak yorumlanmıştır (167).

Bu çalışmanın limitasyonları;

1. Hazırlanan seramik örneklerin hepsi düz yüzey şeklinde ve 1mm kalınlıkta hazırlanmıştır. Ancak ağız içerisindeki restorasyonların tüm yüzeyleri eşit kalınlık göstermeyip, konveks ve konkav yüzeylere sahiptir. Optik özelliklerin tamamen yansıtılabilmesi için in vivo çalışmaların yapılması gerekmektedir.
2. Ağız ortamını taklit etmek için kahve solüsyonunda termal siklus uygulanmıştır ancak bu yaşlandırma yönteminin, ağız ortamında restorasyonların maruz kaldığı, sıcaklık, ph ve tükürük gibi parametreleri birebir yansıtma yeterli olmayacağı düşünülmüştür.
3. Çalışmamızda hazırlanan örneklerin her iki yüzeyi renklendirici sıvıyla temas etmektedir ve rezin simanlar çalışmanın dışında bırakılmıştır. Ağız içerisinde restorasyonların tek yüzeyinin sıvıyla temasta olması ve seçilen rezin simanın ve uygulanacak dayanağı renginin restorasyonun optik özelliklerini etkileyebilecek

olması nedeniyle farklı içerik ve renkte simanların dahil edildiği in vivo ve in vitro çalışmaların yapılmasının değerlendirme çerçevesini genişleteceği düşünölmektedir.

4. Son olarak çalışmamızda hasta başı sistemlere uygun 4 farklı materyal değerlendirilmiştir. Materyal çeşitliliğin artırılması ile daha detaylı sonuçlar elde edileceği düşünölmektedir.



6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Tam kristalize GC Initial LiSi, GC Initial LRF, IPS Empress CAD, CeltraDuo materyallerin, farklı translusensiye sahip (HT, LT) alt gruplarında farklı yüzey bitirme işlemi uyguladığımız çalışmamızda;

1. CAD/CAM materyali seçiminde; materyalin kimyasal içeriği ve yüzey bitirme teknikleri önem taşımaktadır.
2. Yüzey bitirme işleminin; yüzey pürüzlülüğü, renk değişimi ve ışık geçirgenliği üzerine etkisi olduğu saptanmıştır.
3. Polisaj uygulaması, glaze uygulamasına kıyasla daha pürüzlü yüzey elde edilmesine neden olmaktadır.
4. Yaşlandırma seramik blokların yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olmaktadır.
5. Yaşlandırma seramik blokları daha az parlak, daha koyu, daha sarı ve daha kırmızı hale getirmektedir.
6. Yaşlandırma tüm seramik blokların ışık geçirgenliğinde azalmaya sebep olmaktadır.
7. GC Initial LiSi LT, IPS Empress CAD HT ve LT, GC Initial LRF HT ve LT blokları için yüzey bitirme işleminde polisaj uygulaması güvenle tercih edilebilir.
8. Optik ve yüzey özellikleri değerlendirildiğinde; CeltraDuo seramik örnekleri için glaze uygulaması polisaj uygulamasından kıyasla avantajlı görülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Sadowsky SJ. An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2006 Dec;96(6):433–42.
2. Deniz D, Aktaş G, Güncü MB, Canay S. CAD/CAM high strength glass ceramics. *Yeditepe Dent J*. 2019;15(2):224–30.
3. Oral F, Yıldırım A. Dental Seramiklerde Yüzey Pürüzlülüğü. *ADO Klin Bilim Derg* [Internet]. 2022;11(1). Available from: <http://search/yayin/detay/520377>
4. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008 May;204(9):505–11.
5. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*. 2006 Sep;137 Suppl:14S-21S.
6. Mota EG, Smidt LN, Fracasso LM, Burnett LHJ, Spohr AM. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent*. [et al]. 2017 Nov;29(6):450–8.
7. Kilinc H, Turgut S. Optical behaviors of esthetic CAD-CAM restorations after different surface finishing and polishing procedures and UV aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2018 Jul;120(1):107–13.
8. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014 Jan;29:295–308.
9. McLaren E a, Cao PT. Ceramics in Dentistry—Part I: Classes of Materials. *Insid Dent*. 2009;7(October):94–103.
10. W. Stephan Eakle KGB. *Dental Materials*. 4th ed. Elsevier; 2019. 512 p.
11. Rosenblum MA and AS. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(3):297–307.
12. JW Van Dijken. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent* (Jamesburg, NJ 1995). 1999;20(12):1115–24.
13. Jones DW, Ceram FI. Development of Dental Ceramics. *Dent Clin North Am* [Internet]. 1985 Oct;29(4):621–44. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S001185322202119X>
14. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*. İstanbul Üniversitesi Basımevi ve Film Merkezi; 1983. 1–26 p.
15. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 1996;75(1):18–32.
16. Isgrò G, A S. Evolution of Dental Ceramic from the Platinum Foil to CAD-CAM Technologies: Review. *Int J Dent Oral Sci*. 2015;(January):12–20.
17. Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence Publishing Company.; 2014.
18. Anusavice, K.J., C. Shen HRR. *Phillips' science of dental materials*. 12th ed. Saunders, St. Louis, Mo.; 2012.
19. Sozio RB, Riley EJ. The shrink-free ceramic crown. *J Prosthet Dent*. 1983;49(2):182–7.
20. Malament KA, Grossman DG. The cast glass-ceramic restoration A cast glass-ceramic system (Dicer, Corning Glass. *J Prosthet Dent*. 1987;57(6):674–83.
21. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental Ceramics: Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. *Am J Mater Eng Technol*. 2015;3(1):13–8.
22. Wubbels T, Brok P Den, Tartwijk J Van, Levy J. Introduction to. *Interpersonal Relationships in Education*. 2012. 1–15 p.
23. Yavuzylmaz H, Bal BT, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri I. Vol. 22, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005. p. 41–8.
24. Zaimoğlu A., Aksu E., Can G. EE. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 1993. 355–391 p.
25. Von Fraunhofer JA. *Dental materials at a glance*. John Wiley & Sons; 2013. 243–244 p.
26. Koçak Büyükdere A., Yenice N. All Ceramic Blocks Used In CAD / CAM Systems And Indications CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Tam Seramik Bloklar Ve Endikasyonları. *Dent Med J* [Internet]. 2020;2(1):1–15. Available from: <http://www.dergipark.gov.tr/dmj>
27. Nayır E. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. 7th ed. İstanbul Üniversitesi Basımevi; 1999. 64–89 p.
28. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004 Jan;7(1):25–45.
29. Perng-Ru Liu. A Panorama of Dental CAD/CAM Restorative Systems. 2005;26(7):507–13.
30. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011 Jul;55(3):559–70, ix.

31. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006 Sep;137 Suppl:7S-13S.
32. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002 Apr;46(2):405–26, viii.
33. Schenk O, Fritzsche G. Cerec software goes 4.4. *Int J Comput Dent.* 2015;18(1):59–64.
34. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993 Feb;51(1):59–64.
35. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* 1996 Aug;76(2):187–93.
36. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009 Jan;28(1):44–56.
37. Kalpana D, Harish G, Mahesh PC, Suhasaria S, Madhuri V. International Journal Of Research In Dentistry CAD / CAM In Dentistry- A Review History : Applications of CAD / CAM Technology in Dentistry : CAD / CAM Systems : 2015;5(2):14–21.
38. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):713–27, viii.
39. Blatz MB, Conejo J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. *Dent Clin North Am [Internet].* 2019;63(2):175–97. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.cden.2018.11.002>
40. İnal CB. Hasta başı CAD-CAM Uygulamaları. :458–66.
41. Çelik G, Üsümez A, Sari T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dent J.* 2013;16(1):74–82.
42. Beşir Kalaycı B, Bayındır F. Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg [Internet].* 2015;(11):129–36. Available from: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/28212>
43. Helvey G. Provide the Optimum in Strength and Esthetics. *Insid Dent.* 2013;(November).
44. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont.* 2016;28(3):227–35.
45. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):122–8.
46. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova-Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: Chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Open Access Maced J Med Sci.* 2018;6(9):1742–55.
47. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389–404.
48. Büyükbayram Kaya, Işıl; Çakan, Engin Fırat; Kazak M. Chairside cerec system and cad/cam materials. 2016;2016(3):47–54.
49. Cengiz S, Ordu Ü. Current Materials of Chairside Cad/Cam Systems. *J Int Dent Sci.* 2016;1(1):9–12.
50. Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1996;7(2):134–43.
51. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent.* 2010;13(4):195.
52. Ritzberger C, Apel E, Höland W, Peschke A, Rheinberger VM. Properties and clinical application of three types of dental glass-ceramics and ceramics for CAD-CAM technologies. *Materials (Basel).* 2010;3(6):3700–13.
53. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont.* 2004;13(3):141–9.
54. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529–35.
55. Fasbinder DJ. Options for CAD / CAM. *Compendium.* 2002;23(10):911–24.
56. Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9).
57. Alpkilic DS, Ongul D, Isler Deger S. Stainability of different ceramic materials against mouth rinses and effect of polishing after staining. *J Prosthet Dent.* 2021 Nov;126(5):686.e1-686.e7.
58. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent.* 2013;22(1):66–70.
59. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(5):441–8.
60. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A review. *Materials (Basel).* 2010;3(1):351–68.
61. Holand, Wolfram ; Beall GH. Glass-Ceramic Technology. John Wiley & Sons; 2019.
62. Tagtekin DA, Özyöney G, Yanikoglu F. Two-year clinical evaluation of IPS Empress II ceramic

onlays/inlays. *Oper Dent.* 2009;34(4):369–78.

63. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):469–75.

64. Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018;34(4):238–42.

65. Documentation S. IPS e.max® CAD. *ZWR - Das Dtsch Zahnärzteblatt.* 2015;124(09):425–425.

66. Saint-Jean SJ. Dental Glasses and Glass-ceramics [Internet]. *Advanced Ceramics for Dentistry.* Elsevier Inc.; 2014. 255–277 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-394619-5.00012-2>

67. Lubauer J, Belli R, Peterlik H, Hurle K, Lohbauer U. Grasping the Lithium hype: Insights into modern dental Lithium Silicate glass-ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2022;38(2):318–32. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.12.013>

68. Marchesi G, Piloni AC, Nicolin V, Turco G, Di Lenarda R. Chairside cad/cam materials: Current trends of clinical uses. *Biology (Basel).* 2021;10(11).

69. Cam CAD. Natural beauty restored in one appointment. Available from: <https://www.gc.dental/america/sites/america.gc.dental/files/products/downloads/gcinitialisiblock/brochure/gc-initial-lisi-block-brochure.pdf>

70. Efficiency I, Appearance N, High W. Straumann® n!ce® Make it a n!ce® Day; -). Available from: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/en/documents/brochure/product-information/490.396-en_low.pdf

71. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* [Internet]. 2016;32(7):908–14. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.013>

72. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* 2015 Jun;113(6):534–40.

73. Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater.* 2017;33(1):84–98.

74. Bühler-Zemp P, Völkel T. IPS e.max® Ceram Scientific Documentation. 2005; Available from: https://ivodent.hu/_docs/770_9bdf4c16113cbf649ec4578d581cd9f6.pdf

75. Ivoclar-Vivadent. IPS e.max® ZirPress Scientific Documentation. 2005; Available from: https://ivodent.hu/_docs/774_e731d828d9590e099060f9d01e4affcf.pdf

76. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* [Internet]. 2002;15(4):339–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12170847>

77. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1–25.

78. Ongun S, Kurtulmus-Yilmaz S, Meriç G, Ulusoy M. A comparative study on the mechanical properties of a polymer-infiltrated ceramic-network material used for the fabrication of hybrid abutment. *Materials (Basel).* 2018;11(9).

79. Kaynak Öztürk E, Bankoğlu Güngör M. CAD-CAM Sisteminde Üretilen Monolitik Seramik Restorasyonlarda Uygulanan Yüzey Bitirme İşlemleri. *ADO Klin Bilim Derg.* 2023;12(3):492–502.

80. Vita Zahnfabrik. Vita Enamic 5. Vita Enamic [Internet]. 2016;(08):36. Available from: https://www.vita-zahnfabrik.com/pdb_cc0c01_es

81. Atay A, Karayazgan B, Ozkan Y, Akyil MS. Effect of colored beverages on the color stability of feldspathic porcelain subjected to various surface treatments. *Quintessence Int* [Internet]. 2009;40(7):e41–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19626223>

82. Norbakhsh M, Jalalian E, Salari M, Saberi S, Tahmasbi Morabi S. Color Stability of Polished and Glazed Dental Porcelain in Chlorhexidine. *J Islam Dent Assoc IRAN.* 2017;29(1):1–6.

83. Corazza PH, De Castro HL, Feitosa SA, Kimpara ET, Della Bona A. Influence of CAD-CAM diamond bur deterioration on surface roughness and maximum failure load of Y-TZP-based restorations. *Am J Dent.* 2015;28(2):95–9.

84. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(1):56–66.

85. Yanikoğlu N, Duymuş ZY, Yilmaz B. Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J.* 2009 May;28(3):344–51.

86. Türel V. Restoratif Dental Materyallerin Yüzey Mekanik Özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2015;11:77–82.

87. Yilmaz K, Ozkan P. Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int.*

2010;41(7):e125-31.

88. Bessing C, Wiktorsson A. Comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scand J Dent Res*. 1983 Dec;91(6):482-7.
89. al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. *Int J Prosthodont*. 1997;10(3):269-82.
90. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent*. 1994 Sep;72(3):320-3.
91. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*. 2004 Nov;92(5):486-90.
92. Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*. 2003;16(1):74-7.
93. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*. 1997 Jul;13(4):258-69.
94. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. Interoperator variability during polishing. *Quintessence Int*. 2006 Mar;37(3):183-90.
95. Schmidlin PR, Göhring TN. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper Dent*. 2004;29(1):80-6.
96. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent*. 2011 Jul;39 Suppl 1:e9-17.
97. de Oliveira ALBM, Botta AC, Campos JÁDB, Garcia PPNS. Effects of immersion media and repolishing on color stability and superficial morphology of nanofilled composite resin. *Microsc Microanal Off J Microsc Soc Am Microbeam Anal Soc Microsc Soc Canada*. 2014 Aug;20(4):1234-9.
98. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent*. 2016 Jan;115(1):71-5.
99. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. *Oper Dent*. 2010;35(4):470-81.
100. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dent Clin North Am*. 2007 Apr;51(2):379-97, ix.
101. William J. O'Brien. *Dental Materials and Their Selection*. 4th ed. Quintessence Publishing Company.; 2008.
102. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları; 2003.
103. Yener ES, Ozcan M, Kazazoğlu E. The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *Acta Odontol Latinoam*. 2011;24(2):133-40.
104. Aksoy G, Polat H, Polat M, Coskun G. Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 2006 Dec;53(2):254-9.
105. Sgura R, Reis MC, Hernandez AC, de Abreu Fantini MC, Andreeta MRB, Medeiros IS. Surface treatment of dental porcelain: CO2 laser as an alternative to oven glaze. *Lasers Med Sci*. 2015;30(2):661-7.
106. Kumchai H, Juntavee P, Sun AF, Nathanson D. Effect of Glazing on Flexural Strength of Full-Contour Zirconia. *Int J Dent*. 2018;2018:8793481.
107. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater J*. 2010 Nov;29(6):661-7.
108. al-Wahadni A, Martin DM. Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. *J Can Dent Assoc*. 1998 Sep;64(8):580-3.
109. Kocaağaoğlu HH, Gümüş HÖ, Albayrak H. Tam Seramik Restorasyonlarda Yüzey Pürüzlendirme ve Polisaj: Derleme. *ADO Klin Bilim Derg*. 2013;7(1):1409-17.
110. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters. *J Mater Process Technol* [Internet]. 2002;123(1):133-45. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924013602000602>
111. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*. 1995 Jun;22(6):421-7.
112. Dinçkal Yanıkoğlu N, Sakarya RE. Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: a literature review. *J Mater Res Technol* [Internet]. 2020;9(5):9720-34. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2238785420314514>

113. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med.* 2007 Jan;18(1):155–63.
114. Filiz H, Ertürk Avunduk At, Cengiz Yanardağ E. Diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğü araştırma yöntemleri: derleme makalesi. *Uşak Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2023;2(2):28–35.
115. Zhou W, Apkarian R, Wang Z, Joy D. Fundamentals of Scanning Electron Microscopy (SEM). In 2006. p. 1–40.
116. Joniot S, Salomon JP, Dejous J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.* 2006;31(1):39–46.
117. Ružbarský J. Roughness Control of Surfaces Using a Laser Profilometer with the Selected Material Cutting Technology. *Mater (Basel, Switzerland).* 2023 May;16(11).
118. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotech Histochem Off Publ Biol Stain Comm.* 2006;81(2–3):87–97.
119. Aslan H, Başoğlu Ms, İlkunur Ae, Özbay C, Eren E, Kiliç Do, et al. Atomik kuvvet mikroskobu ve tarayıcı elektron mikroskobuyla timpanosklerotik plakların analizi. *J Med Updat.* 2012;2(3).
120. Schmeling M. Color Selection and Reproduction in Dentistry. Part 1: Fundamentals of Color. *Odvotos - Int J Dent Sci.* 2016;18:23.
121. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004;32 Suppl 1:3–12.
122. Sengez G, Dörter C. Estetik Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Selcuk Dent J.* 2019;6.
123. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2003 Oct;23(5):467–79.
124. Önal B, Recen D, Türkün L. Restoratif Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Restor Neurol Neurosci.* 2015;
125. Wee A. Description of color science, color replication progress and esthetics. In 2006.
126. Watts A, Addy M. Tooth discolouration and staining: A review of the literature. *Br Dent J.* 2001;190:309–16.
127. Berns RS. Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology. 3rd ed. Wiley-Interscience; 2000.
128. Paravina R, Powers JM. Esthetic Color Training in Dentistry. 1st ed. St. Louis, Missouri: Mosby inc.; 2004. 165–174 p.
129. Cochrane S. The Munsell Color System: A scientific compromise from the world of art. *Stud Hist Philos Sci Part A [Internet].* 2014;47:26–41. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0039368114000235>
130. Sikri VK. Color: Implications in dentistry. *J Conserv Dent.* 2010 Oct;13(4):249–55.
131. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *J Prosthet Dent.* 2001 Nov;86(5):453–7.
132. Bhatia S, Kohli S, Subramaniam R. Color and Shade Matching: Significance in Dentistry. *Malays Dent J.* 2013;35:6–11.
133. Kurt M, BAL B, BAL C. Actual Methods of Color Measurement: A Systematic Review. *Türkiye Klin J Dent Sci.* 2016;22.
134. O'Brien WJ, Hemmendinger H, Boenke KM, Linger JB, Groh CL. Color distribution of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater.* 1997 May;13(3):179–85.
135. Lazzarini B, Pistolesi F. Evaluation of the role of image resolution in the perception of color differences. In 2020.
136. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dent Mater.* 2016 Jan;32(1):82–92.
137. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM. Translucency thresholds for dental materials. *Dent Mater [Internet].* 2018;34(8):1168–74. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564118300307>
138. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):79–86.
139. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, Pulgar R, Paravina RD. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *J Dent.* 2010;38 Suppl 2:e110–6.
140. Paravina RD, Ontiveros JC, Powers JM. Curing-dependent changes in color and translucency parameter of composite bleach shades. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent . [et al].* 2002;14(3):158–66.
141. Luo M, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Res Appl.* 2001;26:340–50.
142. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* 1998 Dec;80(6):642–8.

143. Abu-Hossin S, Onbasi Y, Berger L, Troll F, Adler W, Wichmann M, et al. Comparison of digital and visual tooth shade selection. *Clin Exp Dent Res*. 2023 Apr;9(2):368–74.
144. Gotfredsen K, M G, Ben Brahem E, Hosseini M, Petkov M, M S. Effectiveness of Shade Measurements Using a Scanning and Computer Software System: a Pilot Study. *Int J Oral Dent Heal*. 2015;Gotfredsen.
145. Culic C, Varvara M, Tatar G, Simu MR, Rica R, Mesaros A, et al. In Vivo Evaluation of Teeth Shade Match Capabilities of a Dental Intraoral Scanner. Vol. 44, *Current health sciences journal*. Romania; 2018. p. 337–41.
146. Tabatabaian F, Beyabanaki E, Alirezaei P, Epakchi S. Visual and digital tooth shade selection methods, related effective factors and conditions, and their accuracy and precision: A literature review. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent*. [et al]. 2021 Dec;33(8):1084–104.
147. Ragain J. A Review of Color Science in Dentistry: Shade Matching in the Contemporary Dental Practice. *J Dent Oral Disord Ther*. 2016;4:1–5.
148. Şeker O, Sari H. Estetik Diş Hekimliğinde Renk Ve Beyazlatma. *Dent Med J - Rev*. 2019;1(1):1–20.
149. Joiner A, Luo W. Tooth colour and whiteness: A review. *J Dent*. 2017 Dec;67S:S3–10.
150. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):v, 341–58.
151. Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE. Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. *J Oral Rehabil*. 2007 Aug;34(8):613–21.
152. Loomans BAC, Mesko ME, Moraes RR, Ruben J, Bronkhorst EM, Pereira-Cenci T, et al. Effect of different surface treatment techniques on the repair strength of indirect composites. *J Dent*. 2017 Apr;59:18–25.
153. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999 Feb;27(2):89–99.
154. Deville S, Gremillard L, Chevalier J, Fantozzi G. A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005 Feb;72(2):239–45.
155. Hekimoğlu C, Anil N, Etikan I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *Int J Prosthodont*. 2000;13(1):29–33.
156. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*. 2000 Feb;83(2):166–70.
157. Xiong F, Chao Y, Zhu Z. Translucency of newly extracted maxillary central incisors at nine locations. *J Prosthet Dent*. 2008 Jul;100(1):11–7.
158. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent*. 2013 Jul;110(1):14–20.
159. Baldissara P, Wandscher VF, Marchionatti AME, Parisi C, Monaco C, Ciocca L. Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent*. 2018 Aug;120(2):269–75.
160. Jurado CA, Tsujimoto A, Watanabe H, Villalobos-Tinoco J, Garaicoa JL, Markham MD, et al. Chair-side CAD/CAM fabrication of a single-retainer resin bonded fixed dental prosthesis: a case report. Vol. 45, *Restorative dentistry & endodontics*. Korea (South); 2020. p. e15.
161. Çakırbay Tanış M, Eser K. Güncel CAD/CAM Materyalleri. In: ÖZDEMİR AK, editor. *Protetik Materyaller ve Güncel Uygulamaları*. Ankara: Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi Özel Konular; 2020. p. 6–10.
162. Gönüldaş F, Öztürk C, Atalay P, Öztaş D. Influence of different surface finishing techniques on machinable feldspathic and leucite-reinforced ceramics. *Dent Mater J*. 2019 Mar;38(2):317–22.
163. Wiedenmann F, Böhm D, Eichberger M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Influence of different surface treatments on two-body wear and fracture load of monolithic CAD/CAM ceramics. *Clin Oral Investig*. 2020 Sep;24(9):3049–60.
164. Fouda AM, Stawarczyk B, Özcan M, Singer L, Bourauel C. Impact of glazing on wear, fracture load, and optical properties of a new fully crystallized lithium disilicate ceramic material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023 Oct;146:106102.
165. Fabbri G, Zarone F, Dellificorelli G, Cannistraro G, De Lorenzi M, Mosca A, et al. Clinical evaluation of 860 anterior and posterior lithium disilicate restorations: retrospective study with a mean follow-up of 3 years and a maximum observational period of 6 years. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2014;34(2):165–77.
166. Wang F, Yu T, Chen J. Biaxial flexural strength and translucent characteristics of dental lithium disilicate glass ceramics with different translucencies. *J Prosthodont Res*. 2020 Jan;64(1):71–7.
167. Brescansin FN, Prochnow C, Guilardi LF, Kleverlaan CJ, Bacchi A, Valandro LF, et al. Effect of different surface treatments on optical, colorimetric, and surface characteristics of a lithium disilicate glass-

- ceramic. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent* . [et al]. 2021 Oct;33(7):1017–28.
168. Aljanobi G, Al-Sowygh ZH. The Effect of Thermocycling on the Translucency and Color Stability of Modified Glass Ceramic and Multilayer Zirconia Materials. *Cureus*. 2020 Feb;12(2):e6968.
169. Kilinç H, Turgut S, Aydoğan Ayaz E, Bağış B. Güncel Nanoseramik Ve Hibrit CAD/CAM Materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2018;28(4):592–598.
170. de Andrade GS, Augusto MG, Simões BV, Pagani C, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G, Bresciani E. Impact of simulated toothbrushing on surface properties of chairside CAD-CAM materials: An in vitro study. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2021;125(3):469.e1-469.e6. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391320306120>
171. Yıldırım B, Recen D. Color Stability and Translucency of Two CAD-CAM Restorative Materials Subjected To Mechanical Polishing, Staining, and Prophylactic Paste Polishing Procedures. *J Ege Univ Sch Dent*. 2021;42:1–8.
172. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2016;55:1–11. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S175161611500377X>
173. Stawarczyk B, Mandl A, Liebermann A. Modern CAD/CAM silicate ceramics, their translucency level and impact of hydrothermal aging on translucency, Martens hardness, biaxial flexural strength and their reliability. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2021;118:104456. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1751616121001430>
174. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*. 2006;31(4):442–9.
175. Emir F, Ayyildiz S, Şahin C. Farklı Yüzey Bitim İşlemlerinin Feldspatik Porselenin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2016;25(3).
176. Vasiliu R-D, Porojan SD, Birdeanu MI, Porojan L. Effect of Thermocycling, Surface Treatments and Microstructure on the Optical Properties and Roughness of CAD-CAM and Heat-Pressed Glass Ceramics. *Mater (Basel, Switzerland)*. 2020 Jan;13(2).
177. Dal Piva A, Contreras L, Ribeiro FC, Anami LC, Camargo S, Jorge A, et al. Monolithic Ceramics: Effect of Finishing Techniques on Surface Properties, Bacterial Adhesion and Cell Viability. *Oper Dent*. 2018;43(3):315–25.
178. Sarac D, Sarac YS, Yuzbasioglu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*. 2006 Aug;96(2):122–8.
179. Ghodsi S. Evaluation of the Effect of a Home-bleaching Agent on the Surface Characteristics of Indirect Esthetic Restorative Materials: Part I—Roughness. *J Contemp Dent Pract*. 2014;15:324–8.
180. Haralur SB. Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglated and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *J Adv Prosthodont*. 2012 Nov;4(4):179–86.
181. Türkün L, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*. 2003;29:203–11.
182. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. *J Adv Prosthodont*. 2016 Dec;8(6):417–22.
183. Haralur SB, Shiban AS, Alqahtani NM. Effectiveness of Porcelain Polishing Methods on the Roughness and Color Stability of CAD-CAM Ceramics after Orthodontic Bracket Debonding. *Mater (Basel, Switzerland)*. 2023 Jul;16(14).
184. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig*. 2019 Feb;23(2):725–37.
185. Freitas JS, Souza LFB, Pereira GKR, May LG. Surface properties and flexural fatigue strength of an advanced lithium disilicate. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023 Nov;147:106154.
186. Guilardi LF, Werner A, Jager N de, Pereira GKR, Kleverlaan CJ, Rippe MP, et al. The influence of roughness on the resistance to impact of different CAD/CAM dental ceramics. *Braz Dent J*. 2021;32(6):54–65.
187. Oliveira Junior O, Buso L, Fujiy F, Lombardo G, Campos F, Sarmiento H, et al. Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramics made by different techniques. *Gen Dent*. 2013;61:e4-8.
188. Valian A, Moravej-Salehi E. Surface treatment of feldspathic porcelain: Scanning electron microscopy analysis. *J Adv Prosthodont*. 2014;6:387–94.
189. Chiniforush N, Nokhbatolfighahaei H, Monzavi A, Pordel E, Ashnagar S. Surface Treatment by Different Parameters of Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Er:YAG) Laser: Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation. *J Lasers Med Sci*. 2016;7(1):37–9.
190. Siam R, Elnaggar G, Ezzat E. Surface roughness and translucency of glazed lithium disilicate (IPS

- E.Max) vs. glazed and polished “zirconia-reinforced lithium silicate” (Celtra duo) (in vitro study). 2021;7:251–8.
191. Çakmak G, Subaşı MG, Sert M, Yilmaz B. Effect of surface treatments on wear and surface properties of different CAD-CAM materials and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2023;129(3):495–506. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391321003401>
 192. Amaya-Pajares SP, Ritter A V, Vera Resendiz C, Henson BR, Culp L, Donovan TE. Effect of Finishing and Polishing on the Surface Roughness of Four Ceramic Materials after Occlusal Adjustment. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent* . [et al]. 2016 Nov;28(6):382–96.
 193. Incesu E, Yanikoglu N. Evaluation of the effect of different polishing systems on the surface roughness of dental ceramics. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2020;124(1):100–9. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391318310850>
 194. Lee D-H, Mai H-N, Thant PP, Hong S-H, Kim J, Jeong S-M, et al. Effects of different surface finishing protocols for zirconia on surface roughness and bacterial biofilm formation. *J Adv Prosthodont*. 2019 Feb;11(1):41–7.
 195. Matalon S, Safadi D, Meirowitz A, Ormianer Z. The Effect of Aging on the Roughness and Bacterial Adhesion of Lithium Disilicate and Zirconia Ceramics. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2021 Jun;30(5):440–6.
 196. Jones C, Billington R, Pearson G. The in-vivo perception of roughness of restoration. *Br Dent J*. 2004;196:42–5; discussion 31.
 197. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. *Quintessence Int*. 2013 May;44(5):393–405.
 198. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res*. 1991 Sep;70(9):1299–305.
 199. Fu L, Engqvist H, Xia W. Glass-Ceramics in Dentistry: A Review. *Mater (Basel, Switzerland)*. 2020 Feb;13(5).
 200. Sasahara RMC, Ribeiro F da C, Cesar PF, Yoshimura HN. Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent*. 2006;31(5):577–83.
 201. Al-Wahadni A. An in vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, unglazed, and refinished ceramic materials. *Quintessence Int*. 2006;37:311–7.
 202. Mosallam R, Taymour M, Katamish H, Kheirallah L. Clinical assessment of color stability and patient satisfaction for polished versus glazed lithium disilicate glass ceramic restorations: Randomized controlled clinical trial. *Int J Health Sci (Qassim)*. 2022;
 203. Vichi A, Fabian Fonzar R, Goracci C, Carrabba M, Ferrari M. Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. *Oper Dent*. 2018;43(1):90–100.
 204. Limpuangthip N, Poosanthanasarn E, Salimee P. Surface Roughness and Hardness of CAD/CAM Ceramic Materials after Polishing with a Multipurpose Polishing Kit: An In Vitro Study. *Eur J Dent*. 2023 Oct;17(4):1075–83.
 205. Sarikaya I, Hayran Y. Effects of Polishing on Color Stability and Surface Roughness of CAD-CAM Ceramics. *Meandros Med Dent J*. 2018;19.
 206. Alp G, Subasi MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of surface treatments and coffee thermocycling on the color and translucency of CAD-CAM monolithic glass-ceramic. *J Prosthet Dent*. 2018 Aug;120(2):263–8.
 207. Hayran Y, Sarikaya I. Effect of Different Surface Finishing Methods and Colorant Solutions on Translucency of Monolithic CAD/CAM Ceramics. *Meandros Med Dent J*. 2019;20:144–51.
 208. Aydın N, Topçu F-T, Karaoğlu S, Oktay E-A, Erdemir U. Effect of finishing and polishing systems on the surface roughness and color change of composite resins. *J Clin Exp Dent*. 2021 May;13(5):e446–54.
 209. Sarikaya I, Yerliyurt K, Hayran Y. Effect of surface finishing on the colour stability and translucency of dental ceramics. *BMC Oral Health*. 2018 Mar;18(1):40.
 210. Al-Thobity AM, AlOtaibi AM, Alhumaidan AE, Aldossary AA, Siddiqui IA, Helal MA, et al. Impact of thermocycling on surface roughness, microhardness and optical properties of three different lithium disilicate ceramics. *Saudi Dent J*. 2022 Nov;34(7):589–95.
 211. Yuan JC-C, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2018 Jun;119(6):1000–6.
 212. Kim S-H, Choi Y-S, Kang K-H, Att W. Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical

- strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2022 Jul;128(1):79–88.
213. Karaokutan I, Sayin OzeL G. Farklı Tekniklerle Üretilmiş Geçici Materyallerine Uygulanan Yüzey Polisaj İşlemlerinin Renk Değişimi Üzerine Etkisi. *Selcuk Dent J.* 2022;9(2):364–371.
214. Paravina RD, Ghinea R, Herrera LJ, Bona AD, Igiel C, Linninger M, et al. Color difference thresholds in dentistry. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent . [et al].* 2015;27 Suppl 1:S1-9.
215. Paravina RD, Pérez MM, Ghinea R. Acceptability and perceptibility thresholds in dentistry: A comprehensive review of clinical and research applications. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent . [et al].* 2019 Mar;31(2):103–12.
216. Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent.* 2009;12(3):247–63.
217. Igiel C, Lehmann KM, Ghinea R, Weyhrauch M, Hangx Y, Scheller H, et al. Reliability of visual and instrumental color matching. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent . [et al].* 2017 Sep;29(5):303–8.
218. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* 2009 Mar;101(3):193–9.
219. Gregor L, Krejci I, Di Bella E, Feilzer AJ, Ardu S. Silorane, ormocer, methacrylate and compomer long-term staining susceptibility using ΔE and ΔE_{00} colour-difference formulas. *Odontology.* 2016 Sep;104(3):305–9.
220. Lee Y-K. Comparison of CIELAB DeltaE(*) and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dent Mater.* 2005 Jul;21(7):678–82.
221. Gómez-Polo C, Portillo Muñoz M, Lorenzo Luengo MC, Vicente P, Galindo P, Martín Casado AM. Comparison of the CIE Lab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent.* 2016 Jan;115(1):65–70.
222. van Noort R. Introduction to Dental Materials. 4 th. Mosby inc.; 2013.
223. Della Bona A. Color and Appearance in Dentistry. 2020.
224. Della Bona A, Barrett AA, Rosa V, Pinzetta C. Visual and instrumental agreement in dental shade selection: three distinct observer populations and shade matching protocols. *Dent Mater.* 2009 Feb;25(2):276–81.
225. Dayı B, Öcal F. Evaluation of the effects of whitening toothpaste containing nanohydroxyapatite on surface roughness and color change in restorative materials. *PeerJ.* 2023;11:e15692.
226. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona J de la C, Paravina RD, Pérez M del M. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. *J Dent.* 2012 Dec;40 Suppl 2:e34-40.
227. Dudea D, Gasparik C, Botos A, Alb F, Irimie A, Paravina RD. Influence of background/surrounding area on accuracy of visual color matching. *Clin Oral Investig.* 2016 Jul;20(6):1167–73.
228. Ardu S, Braut V, Di Bella E, Lefever D. Influence of background on natural tooth colour coordinates: an in vivo evaluation. *Odontology.* 2014 Jul;102(2):267–71.
229. Medeiros JA, Pecho OE, Pérez MM, Carrillo-Pérez F, Herrera LJ, Della Bona A. Influence of background color on color perception in dentistry. *J Dent.* 2021 May;108:103640.
230. Suliman S, Sulaiman TA, Olafsson VG, Delgado AJ, Donovan TE, Heymann HO. Effect of time on tooth dehydration and rehydration. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent . [et al].* 2019 Mar;31(2):118–23.
231. Stamenković DD, Tango RN, Todorović A, Karasan D, Sailer I, Paravina RD. Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2021 Nov;126(5):672–8.
232. Gürdal I, Atay A, Eichberger M, Cal E, Üsümez A, Stawarczyk B. Color change of CAD-CAM materials and composite resin cements after thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2018 Oct;120(4):546–52.
233. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *J Dent.* 2013 Aug;41 Suppl 3:e24-30.
234. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2016 Aug;25(6):472–7.
235. Riquieri H, Monteiro JB, Viegas DC, Campos TMB, de Melo RM, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G. Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater.* 2018 Oct;34(10):1483–91.
236. Kanat-Ertürk B. Color Stability of CAD/CAM Ceramics Prepared with Different Surface Finishing Procedures. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2020 Feb;29(2):166–72.
237. Fouda AM, Atta O, Özcan M, Stawarczyk B, Glaum R, Bourauel C. An investigation on fatigue, fracture resistance, and color properties of aesthetic CAD/CAM monolithic ceramics. *Clin Oral Investig.*

2023 Jun;27(6):2653–65.

238. Akkese İ, Yilmaz Savas T, Piskin B. Effect of Different Surface Finishing Procedures on Color Stability of Leucite-reinforced Feldspathic CAD-CAM Ceramic. *Kapadokya Üniversitesi*. 2023;

239. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2018 Apr;119(4):593–9.

240. Skyllouriotis AL, Yamamoto HL, Nathanson D. Masking properties of ceramics for veneer restorations. *J Prosthet Dent*. 2017 Oct;118(4):517–23.

241. Basegio MM, Pecho OE, Ghinea R, Perez MM, Della Bona A. Masking ability of indirect restorative systems on tooth-colored resin substrates. *Dent Mater*. 2019 Jun;35(6):e122–30.

242. Vichi A, Zhao Z, Mutahar M, Paolone G, Louca C. Translucency of Lithium-Based Silicate Glass-Ceramics Blocks for CAD/CAM Procedures: A Narrative Review. *Mater (Basel, Switzerland)*. 2023 Sep;16(19).

243. Shono NN, Al Nahedh HNA. Contrast ratio and masking ability of three ceramic veneering materials. *Oper Dent*. 2012;37(4):406–16.

244. Spink LS, Rungruangnut P, Megremis S, Kelly JR. Comparison of an absolute and surrogate measure of relative translucency in dental ceramics. *Dent Mater*. 2013 Jun;29(6):702–7.

245. Choi Y-S, Kang K-H, Att W. Evaluation of the response of esthetic restorative materials to ultraviolet aging. *J Prosthet Dent*. 2021 Nov;126(5):679–85.

246. Turgut S, Kılınç H, Bağış B. Effect of UV aging on translucency of currently used esthetic CAD-CAM materials. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent*. [et al]. 2019 Mar;31(2):147–52.

247. Alghamdi EA. Edge-Chipping and Translucency Comparison Among Lithium Silicate-Based Ceramics. *Marquette University ProQuest Dissertations Publishing*; 2022.

