

**T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**FARKLI TEKNİKLERLE YAPILAN YAPAY
YAŞLANDIRMALARIN MONOLİTİK CAD/CAM
MATERYALLERİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

GÜLSÜM CEYHAN

BOLU, 2022

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



FARKLI TEKNİKLERLE YAPILAN YAPAY
YAŞLANDIRMALARIN MONOLİTİK CAD/CAM MATERYALLERİNİN
OPTİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

GÜLSÜM CEYHAN

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Hamiyet KILINÇ

Bu çalışma Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. (Proje numarası: 2021.06.06.1504)

BOLU, NİSAN - 2022

KABUL VE ONAY SAYFASI



ETİK BEYAN

Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir,

aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Teze ilişkin Turnitin adlı intihal tespit programından enstitü müdürlüğünce belirlenen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan benzerlik raporuna göre, tezin benzerlik oranı % 7 olarak tespit edilmiştir.

.....

GÜLSÜM CEYHAN

ÖZET

**FARKLI TEKNİKLERLE YAPILAN YAPAY
YAŞLANDIRMALARIN MONOLİTİK CAD/CAM MATERYALLERİNİN
OPTİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ
GÜLSÜM CEYHAN
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ
FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
(TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. HAMİYET KILINÇ)
BOLU, NİSAN 2022
XIV+106**

Restoratif materyallerin optik özelliklerinde, intraoral koşullar nedeniyle zamanla değişim meydana gelmektedir. Bu çalışmanın amacı, bilgisayar destekli tasarım bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi ile kullanılabilen farklı içerikteki materyallerin, 3 farklı teknikle yapılan yapay yaşlandırma sonrası optik özelliklerindeki değişimi incelemek ve karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Bu çalışmada, yüksek translusensiye sahip A1 rengine GC LRF(GC), IPS Emax Cad (EM), IPS Empress Cad (ES) ve Celtra Duo (CD) blokları kullanıldı. 4 farklı materyalden toplam 120 adet örnek, otomatik yüksek hızlı hassas kesim makinesi (Metkon Micracut 201, Bursa, Türkiye) yardımı ile su soğutması altında $1\pm 0,05$ mm kalınlığında hazırlandı. Örneklerin L^* , a^* , b^* değerleri beyaz, siyah ve gri zeminde spektrofotometre ile (Easy Shade V, Vita Zahnfabric; Almanya) ölçüldü. Ölçülen bu değerler işaretlenen her bir örnek için kayıt altına alındı. Ultraviyole (UV) ile yaşlandırma, termal döngü (TD) ve otoklavda yaşlandırma (O) işlemleri sonrası örneklerin optik ölçümleri aynı koşullarda tekrarlandı. ΔE_{00} , TP_{001} ve TP_{002} değerleri CIEDE2000 formülüne göre hesaplandı. Veriler, 2-yönlü varyans analizi (ANOVA), Fishers LSD ve Eşleştirilmiş Örneklem T-Testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi ($P\leq 0,05$).

Yapay yaşlandırma uygulamaları sonrası en yüksek ΔE_{00} değeri EMUV grubunda, en düşük ΔE_{00} değeri ESO grubunda görüldü. Yapay yaşlandırma yönteminden bağımsız olarak anlamlı derecede en az renk değişimine uğrayan materyal GC olurken; CD, EM ve ES grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı. UV ile yaşlandırma anlamlı derecede daha fazla renk değişimine sebep olurken, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma yöntemleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı. TP_{00} parametresinin GCTD ve EMUV gruplarında yaşlandırma işlemleri sonrası anlamlı derecede azaldığı belirlendi.

Yapay yaşlandırma işlemleri sonrası tüm gruplarda ΔE_{00} değerinin klinik olarak gözlemlenebilir seviyenin altında ($\Delta E_{00} < 1,30$) sonuç verdiği görüldü. Farklı tekniklerle yapılan yapay yaşlandırmalarda UV yaşlandırma en fazla renk değişimine neden oldu.

ANAHTAR KELİMELELER: CAD/CAM materyalleri, renk değişimi, seramik, translusensi parametresi, yapay yaşlandırma

ABSTRACT

STUDYING THE EFFECT OF ARTIFICIAL AGING, MADE BY USING DIFFERENT METHODS, ON MONOLITHIC CAD/CAM MATERIALS' OPTICAL PROPERTIES

MASTER THESIS

GÜLSÜM CEYHAN

BOLU ABANT İZZET BAYSAL UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

PROTHETIC DENTAL TREATMENT DEPARTMENT

(THESIS ADVISOR: ASSOC. PROF. DR. HAMİYET KILINÇ)

BOLU, APRIL – 2022

XIV + 106

Optical properties of restorative materials change over time due to intraoral conditions. The aim of this study is to examine the change in the optical properties of materials of different contents that can be used with computer aided design and computer aided manufacturing (CAD/CAM) technology after artificial aging methods performed with 3 different techniques and to evaluate them comparatively.

In this study, for high translucency A1 colour; GC LRF(GC), IPS Emax Cad (EM), IPS Empress Cad (ES) and Celtra Duo (CD) blocks were used. Totally 120 samples from 4 different materials were prepared by the help of automatic high-speed precision cutting machine (Metkon Micracut 201 Bursa, Turkey) under water cooling as $1\pm0,05$ mm thick. The L^* , a^* , b^* values of the samples were measured with a spectrophotometer (Easy Shade V, Vita Zahnfabric; Germany) on a white, black and gray background. These measured values were recorded for each sample marked. After ultraviolet (UV) aging, thermal cycle (TC) and autoclave aging (A) processes, the optical measurements of the samples were repeated under the same conditions. The values of ΔE_{00} , TP_{001} and TP_{002} were calculated according to the CIEDE2000 formula. The data were evaluated statistically using 2-way analysis of variance (ANOVA), fishers LSD and paired samples T-Test ($P\leq0.05$).

The highest value of ΔE_{00} was observed in the EMUV group and the lowest value of ΔE_{00} was observed in the ESA group after artificial aging applications. Regardless of the artificial aging method, the material that underwent the least significant decolorization was GC; there was no significant difference between the CD, EM and ES groups. While UV aging caused significantly more color changes, there was no significant difference between the thermal cycle and autoclave aging methods. It was determined that the TP_{00} parameter decreased significantly in the GCTC and EMUV groups after aging procedures.

It was observed that the ΔE_{00} value gave results below the clinically observable level ($\Delta E_{00} < 1.30$) in all groups after artificial aging procedures. In artificial aging performed with different techniques, UV aging caused the most color changes.

KEYWORDS: Artificial aging, CAD/CAM materials, ceramic, color change, translucency parameter

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI.....	iii
ETİK BEYAN	iv
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
ŞEKİL LİSTESİ	viii
TABLO LİSTESİ.....	x
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ.....	xii
TEŞEKKÜR	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	4
2.1.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları	6
2.1.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları	7
2.2 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Restoratif Materyaller.....	7
2.2.1 Cam Matriks Seramikler	8
2.2.2 Polikristalin Seramikler	19
2.2.3 Rezin Matriks Seramikler	19
2.3 Diş Hekimliğinde Işık ve Renk	20
2.3.1 Işığın Yayılımına Etki Eden Materyal Özellikleri	21
2.3.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri	24
2.3.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri	28
2.4 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri.....	31
2.4.1 Ultraviyole (UV) Yaşlandırma	32
2.4.2 Termal Döngü	32
2.4.3 Otoklav ile Yaşlandırma	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	34

3.2	Örneklerin Hazırlanması	38
3.2.1	Grup GC için protetik örneklerin elde edilmesi	38
3.2.2	Grup ES için protetik örneklerin elde edilmesi	40
3.2.3	Grup EM için protetik örneklerin elde edilmesi	41
3.2.4	Grup CD için protetik örneklerin elde edilmesi	42
3.3	Örneklerin Optik Değerlerinin İlk Ölçümlerinin Yapılması	43
3.3.1	Yaşlandırma Testleri Öncesi TP ₀₀ Skorunun Hesaplanması	44
3.4	Yapay Yaşlandırma Testlerinin Uygulanması	44
3.4.1	UV Yaşlandırma Testi	45
3.4.2	Termal Döngüde Yaşlandırma Testi	46
3.4.3	Otoklavda Yaşlandırma Testi	47
3.5	Renk Değişiminin (ΔE_{00}) Değerlendirilmesi	48
3.6	Yaşlandırma Testleri Sonrası TP ₀₀ Skorunun Hesaplanması	49
3.7	İstatistiksel Analiz	49
4.	BULGULAR	50
4.1	Monolitik CAD/CAM Materyal Gruplarının Nötral Gri Zemin Ölçümlerinde Gerçekleştirilen Renk Ölçümlerine Ait Bulgular	50
4.2	Monolitik CAD/CAM Materyal Gruplarının Yaşlandırma İşlemleri Öncesi ve Sonrası Optik Değerlerine Ait İkili Karşılaştırmalar	51
4.3	Monolitik CAD/CAM Materyalleri ve Yaşlandırma Yöntemlerinin ΔE_{00} Parametresine Etkisinin Karşılaştırması	60
5.	TARTIŞMA	67
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER	90
7.	KAYNAKLAR	92
8.	ÖZGEÇMİŞ	106

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: IPS Empress CAD HT, LT, Multi Bloklar (40)	11
Şekil 2.2: GC Initial LRF Blok (44)	13
Şekil 2.3: Cam külçe	15
Şekil 2.4: Parsiyel kristalize blok	15
Şekil 2.5: Celtra Duo Blok	17
Şekil 2.6: Elektromanyetik Spektrum (66)	21
Şekil 2.7: Munsell 3 Boyutlu Renk Şeması	24
Şekil 2.8: Vita 3D Master Renk Skalası	25
Şekil 2.9: Munsell Renk Sisteminde Value Değeri	26
Şekil 2.10: CIE Lab Renk Sistemi	27
Şekil 3.1: Çalışmanın Yöntem Tasarımı	36
Şekil 3.2 a: GC LRF Blok b: Micracut hassas kesim cihazı	38
Şekil 3.3 a, b: Örneklerin hassas kesim makinesi ile elde edilmesi	39
Şekil 3.4 a: Yüzey standardizasyonu için kullanılan Minitech 233 b: Örnek kalınlıklarının kontrol edilmesi	39
Şekil 3.5 a, b: Örneklerin Ultrasonik Temizleyicide Temzilenmesi	39
Şekil 3.6: Yüzey standardizasyonu biten GC LRF örnekler	40
Şekil 3.7 a: IPS Empress CAD Blok b: Yüzey standardizasyonu biten IPS Empress CAD örnekler	40
Şekil 3.8 a: IPS Emax CAD Blok b: Prekristalize IPS Emax CAD örnekler ..	41
Şekil 3.9 a, b: IPS Emax CAD Örneklerin kristalizasyon fırınlaması	42
Şekil 3.10 a: Celtra Duo Blok b: Yüzey standardizasyonu biten Celtra Duo örnekler	42
Şekil 3.11: Örnek boyutlarına uygun olacak şekilde 12*14*1 mm ve 10*12*1 mm yuva boşluğu bulunan beyaz, siyah ve gri apereyler	43
Şekil 3.12 a, b: Spektrofotometre, Vita Easysshade V	43
Şekil 3.13 a: UV yaşlandırma işlemi için hazırlanan metal levha sistemi b: Örneklerin metal levhalardaki yuvalarına yerleştirilmesi	45
Şekil 3.14 a, b: UV yaşlandırma cihazı için test yüzeyleri açıkta kalacak şekilde örneklerin yerleştirilmesi	46
Şekil 3.15 a, b: BGD 856 UV Işıklı Hızlandırılmış Yaşlandırma Cihazı	46

Şekil 3.16: SD Mekatronik Termal Döngü Cihazı	47
Şekil 3.17 a, b: Örneklerin cam petri kaplarında otoklava yerleştirilmesi	48
Şekil 4.1: Monolitik CAD/CAM Materyali ve Materyale Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemlerinin TP ₀₀ Değişimlerine Etkileri	59
Şekil 4.2: Materyallerin Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemlerinden Bağımsız Olarak Hesaplanan Ortalama ΔE_{00} Değerleri.....	63
Şekil 4.3: Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemlerinin Materyal Tipinden Bağımsız Olarak Hesaplanan Ortalama ΔE_{00} Değerleri.....	64
Şekil 4.4: Monolitik CAD/CAM Materyali Ve Materyale Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemlerinin ΔE_{00} Değerlerine Etkileri	65



TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Tam Seramikler ve Seramik Benzeri Restoratif Materyaller İçin Sınıflandırma Sistemi (29)	8
Tablo 2.2: IPS Empress CAD Bloklarının Kimyasal Kompozisyonu (34).....	11
Tablo 2.3: IPS Emax CAD Bloklarının Kimyasal Kompozisyonu	16
Tablo 2.4: Cerec Celtra Duo Bloklarının Kimyasal Kompozisyonu (17).....	18
Tablo 3.1: Örnek Grupları (n=10)	37
Tablo 4.1: Yapay yaşlandırma uygulamaları öncesi ve sonrası örnek gruplarına ait ortalama L^* , a^* , b^* , L_2^* , a_2^* , b_2^* $\pm$ standart sapma değerleri	50
Tablo 4.2: UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, GCUV grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları.....	52
Tablo 4.3: Termal döngüde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, GCTD grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	52
Tablo 4.4: Otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, GCO grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları .	53
Tablo 4.5: UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, EMUV grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları.....	53
Tablo 4.6: Termal döngüde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, EMTD grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	54
Tablo 4.7: Otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, EMO grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları .	54
Tablo 4.8: UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, ESUV grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları.....	55
Tablo 4.9: Termal döngüde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, ESTD grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	55
Tablo 4.10: Otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, ESO grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları .	56
Tablo 4.11: UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, CDUV grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları.....	57
Tablo 4.12: Termal döngüde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, CDTD grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	57

Tablo 4.13: Otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, CDO grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları	58
Tablo 4.14: Yapay Yaşlandırma Metotlarının Monolitik CAD/CAM Materyallerinin Ortalama TP_{00} Değerine Etkisi	58
Tablo 4.15: ΔE_{00} indeksi için iki yönlü varyans analizi sonuçları	60
Tablo 4.16: Materyallere Uygulanan Yapay Yaşlandırma İşlemleri sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerleri	61
Tablo 4.17: Materyal Tipinin ΔE_{00} indeksi üzerine etkisinin gruplar arası karşılaştırılması	62
Tablo 4.18: Yaşlandırma Yöntemlerinin ΔE_{00} indeksi üzerine etkisinin gruplar arası karşılaştırılması	63



KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

%	:Yüzde
<	:Küçüktür
>	:Büyüktür
≤	:Küçük ve eşittir
ΔE_{00}	:CIEDE 2000 Renk değişimi formülü
ΔE	: CIE LAB renk değişim miktarı
Mg	: Mikrogram
°C	: Santigrat
°K	: Kelvin
$Al_2O_3-SiO_2-H_2O$	: Alüminyum hidrat silikat
Al_2O_3	: Aluminyum oksit
ANOVA	: Analysis of variance
C	: Karbon
CAD	: Computer Aided Design
CAM	: Computer Aided Manufacturing
CaO	: Kalsiyum oksit
CD	: Celtra Duo
CeO ₂	: Seryum oksit
CIE	: Commission Internationale de l'Eclairage
cm ²	: Santimetrekare
CRI	: Color Rendering Index
EM	: IPS Emax Cad
ES	: IPS Empress Cad
GC	: GC LRF
HT	: High Translucency

ISO	: International Organization for Standardization
K₂O	: Potasyum Oksit
kPa	: Kilopascal
Li₂O	: Lityum oksit
Li₂Si₂O₅	: Lityum disilikat
LT	: Low Translucency
MAD	:Manual Aided Design
MAM	:Manual Aided Manufacturing
MgO	: Magnezyum oksit
Mm	:Milimetre
MO	:Medium Opacity
MPa	: Megapascal
Na₂O	: Sodyum oksit
SiO₂	: Silikon Dioksit
SiO₄	: Orto silikat
TP	:Translusensi parametresi
TP₀₀	:CIEDE2000 formülünde translusensi parametresi
Tt	:Toplam iletim
TD	: Termal Döngü
UV	: Ultraviyole
YÖ	: Yaşlandırma Öncesi
YS	:Yaşlandırma Sonrası
ZnO	: Çinko oksit
Zr	: Zirkonyum
ZrO	: Zirkonyum oksit
ZLS	: Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden beri üzerimde büyük emeği olan, bilgi, beceri ve deneyimlerini hiç esirgmeden paylaşan, ihtiyaç duyduğum her konuda yanımda olduğunu yürekten bildiğim tez danışmanım ve değerli hocam Sayın Doç. Dr. Hamiyet KILINÇ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden yararlanma fırsatı bulduğum değerli hocalarım; Doç. Dr. Kübra DEĞİRMENCİ, Doç. Dr. M. Hayati ATALA, Doç. Dr. Fatma Ayşe ŞANAL ve Dr. Öğr. Üyesi Büşra TOSUN'a,

Birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum, kıymetli arkadaşlarım Uzm. Dt. Ayşe YALABIK, Uzm. Dt. Gökçe ERÖZ, Uzm. Dt. Ayşegül ATILLA ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki asistan arkadaşlarıma, değerli klinik ve laboratuvar personeline,

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber yol aldığım, tüm zorlukların üstesinden birlikte geldiğim, beraber gülüp beraber ağladığım canım dostum Araş. Gör. Kardelen YILMAZ'a,

Tüm hayatım boyunca maddi manevi her konuda beni destekleyen, canım halam Uzm. Dr. Hacer Ceyhan KARA ve eniştem Uzm. Dr. Niyazi Nefi KARA'ya,

Hayatıma girdiği günden beri sabır ve özveri ile her anımda olduğu gibi çalışmamın da tüm aşamalarında yanımda olan, sevgisi ve desteği için minnettar olduğum, kıymetlim, Av. Mehmet GAFAR'a,

Hayatın tüm zorluklarına rağmen beni sonsuz sevgiyle büyüten, varlığını her daim yanımda hissettiğim, bugünlerimin en büyük mimarı, herşeyimi borçlu olduğum canım ANNEM'e...

EN İÇTEN TEŞEKKÜRLERİMLE...

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş hekimliğinin öncelikli amacı diş ve çevre dokularındaki eksikliklerin yapay olarak yerine konulması ve bu eksikliklerin neden olduğu komplikasyonların giderilmesidir. Bu yönde gelişen tedavi yöntemleri ile doğal olanı daha iyi taklit edebilmek amaçlanmaktadır. Son zamanlarda estetik, doğal görünümlü ve biyouyumlu tam seramik restorasyonlar daha popüler hale gelmiştir (1).

Doğal dişler ve seramik restorasyonlar arasında renk uyumunun sağlanması ve bu uyumun uzun süre korunması estetik başarıdaki önemli kriterlerinden biri olarak kabul edilmektedir (1). Diş hekimliğinde karşılaşılan en büyük zorluklardan biri ise yapay dişler ile doğal dişlerin mükemmel optik özelliklerini elde etmektir (2,3). Bu doğrultuda, hastaya uygun tedavi yöntemi seçimi ve uygun materyalin doğru prosedürle kullanımı gibi daha spesifik kılavuzların oluşturulması; uzun vadeli, öngörülebilir, estetik ve fonksiyonel başarı sağlaması açısından oldukça önemlidir (4).

Son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin hızlı gelişimi, üretim teknolojilerinde ilerlemeler sağlayarak restoratif diş hekimliğini önemli ölçüde geliştirmiştir (5). Dijital diş hekimliği ve materyal teknolojisindeki gelişmeler doğrultusunda doğal diş rengine daha yakın malzeme arayışı sürmektedir. Son yıllarda CAD/CAM teknolojisinde kullanılması için geliştirilen dental materyallerin sayısında da kayda değer bir artış olmuştur (6). Mevcut çok sayıda ürün ve yeni ürünlerin piyasaya sürülme hızı nedeniyle, bugünün klinisyeni, belirli bir endikasyon için protetik materyal seçerken karmaşık bir karar süreci ile karşı karşıyadır. Bu yüzden, endikasyona uygun materyal seçiminin rahatlıkla yapılabilmesi için, halihazırda olan malzemeler ile piyasaya sürülen materyallerin in vivo ve in vitro çalışmalarla araştırılmasına ve kıyaslanmasına gereksinim duyulmaktadır.

Protetik rehabilitasyonlar için kullanılabilen tam seramikler doğal dişlerin görünümüne oldukça benzer estetik görünüm ile üretilebilse de tüm ışık kaynakları altında diş ile mükemmel uyum sağlayan restorasyonların temini oldukça zordur. Optimal estetik sonuçlara ulaşmak için doğal dişin sadece rengini değil aynı

zamanda translusensi özelliğini de taklit etmek gereklidir. Böylece dental restorasyonlara gerçekçi bir canlılık ve doğal bir görünüm sağlanabilir (7).

Translusensi; ışığın geçişine izin veren, ancak ışığı malzeme üzerinden net bir şekilde görülemeyecek şekilde dağıtan bir madde özelliğidir. Bu nedenle, tam opaklık ve şeffaflık arasındaki bir durum olarak tanımlanabilir. Bazı seramikler daha opak olma eğilimindedir ve veneer kron materyali olarak kullanıldığında dayanak diş yapısının rengini maskeleyebilir. Bu nedenle, renk değişikliği içermeyen dayanak dişler daha translusens seramik kullanımına izin verir. Ancak, klinisyenler gerektiğinde dayanak diş rengini maskelemek için translusensi değeri daha az restorasyon materyali kullanımını tercih etmelidir. Örneğin lityum disilikat seramikler ile zirkonyum oksit seramiklerin translusensi özelliği çoğu ticari marka için birbirinden farklıdır ve malzemelerin optik özelliklerini bilmek, öngörülebilir başarılı sonuçlar için şarttır (8). Bu nedenlerle güncel dental materyaller ile başarısı birçok klinik ve laboratuvar çalışmasıyla kanıtlanmış materyallerin optik özellikler açısından karşılaştırmalı olarak incelenmesi yararlı olacaktır.

Protetik restorasyonların final translusensi özelliği; kullanılan restoratif malzemeler ile rezin simanın tipi, kalınlığı ve bu malzemelerin yapılarında zamana bağlı meydana gelen değişimler gibi özelliklerden etkilenir. Değişen translusensi özelliğinin restorasyonu daha az gerçekçi hale getirmesi sonucunda estetik yönden problemler oluşabilir (9). Bu nedenlerle klinisyen, kullanılacak dental materyallerin üretim sonrası optik özellikleri kadar, intraoral koşullardaki renklenme, yorulma ve yaşlanma oranları hakkında da bilgi sahibi olmalıdır. Tüm bu özelliklerin klinik kullanım öncesi test edilebilmesi için in vitro deneylere ihtiyaç vardır. Bu nedenle, optik özelliklerin uzun süreli değerlendirilmesi için yapay yaşlanma yöntemleri ile araştırılması uygun hale gelir (10).

Restoratif materyallerin uzun vadeli intraoral performansı sonucu materyallerde meydana gelebilecek olan fiziksel ve mekanik değişimleri, kontrol edilebilir in vitro koşullarda test etmek için yapılan simülasyon genel olarak yaşlandırma testleri olarak adlandırılmaktadır (11). Bir ürün veya materyalin, intraoral kullanım sürecinde maruz kalacağı dış etkenler sonucunda ürünün niteliğine meydana gelebilecek değişiklikler, suni yaşlandırma prosedürleri ile kullanım sürecinden daha kısa sürede test edilebilir. Böylece materyallerin klinik

başarısını önceden tahmin etme fırsatı sağlanır ve dental uygulamalar için uygunluğu değerlendirilir (12).

Tüketilen gıda ürünleri ile beraber restorasyonlar intraoral koşullarda sıcaklık dalgalanmalarına maruz kalır. Bu dinamizmi taklit etmek amacıyla termal döngüde yaşlandırma yöntemi kullanılarak restoratif materyallerde meydana gelebilecek değişimler in vitro koşullarda değerlendirilebilir. Bu amaçla kullanılabilen yöntemlerden biri de UV ile yaşlandırma yöntemidir. Bu işlemde örneklere ısı, ışık kuru veya nemli hava uygulanarak deneysel olarak materyallerde yaşlandırma yapılabilmektedir. Benzer şekilde otoklavda yaşlandırma yöntemi de intraoral koşulları simüle etmek amacıyla kullanılabilen ve literatürde kabul gören bir metottur (2,5,10). Literatürde CAD/CAM materyallerinin yaşlandırma sonrası optik ve mekanik özelliklerindeki değişimler ile ilgili çalışmalar (2,13–21) bulunmasına rağmen, farklı yaşlandırma tekniklerinin, içeriği farklı olan CAD/CAM materyallerinin optik özellikleri üzerinde etkisinin incelendiği ve karşılaştırıldığı kapsamlı bir araştırma mevcut değildir.

Yukarıda anlatılan kapsam, konu ve literatür bilgilerine dayanarak, bu çalışmanın amacı; 1)CAD/CAM teknolojisi ile kullanılabilen farklı içerikteki materyallerin 3 farklı teknikle yapılan yapay yaşlandırma metodu sonrası optik özelliklerindeki değişimi incelemek ve 2)yapay yaşlandırma metotlarının materyallerin optik özelliklerine etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri;

- 1) Farklı içerikteki CAD/CAM materyallerinin optik özelliklerinde yapay yaşlandırma yöntemleri sonrasında meydana gelen değişimler arasında fark yoktur.
- 2) Farklı tekniklerle gerçekleştirilen in vitro yaşlandırma işlemlerinin CAD/CAM materyallerinin optik özelliklerine etkileri arasında fark yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojisi sistemleri, çok çeşitli ürünler için bilgi toplamak, tasarlamak ve üretmek amacıyla kullanılmaktadır. Bu sistemler uzun yıllar endüstride kullanılmıştır ancak 1980'lere kadar dental CAD/CAM uygulamaları kullanıma girmemiştir. CAD/CAM teknolojisini diş hekimliğine uygulamaya yönelik ilk girişim 1970'lerde Amerika Birleşik Devletleri'nde Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Mormann ve Marco Brandestini ile başlamıştır (22). Young ve Altschuler, ilk olarak 1977'de ağız içi yüzey haritalama sistemi geliştirmek için optik enstrümantasyon kullanma fikrini ortaya atmıştır (23).

1984 yılında Duret, daha sonraları 'Sopha Bioconcept' sistemi olarak pazarlanan ve CAD/CAM'in tek üniteli, tam kapsamlı restorasyonlar oluşturma yeteneğini gösteren Duret sistemini geliştirmiştir. Ancak bu sistem, karmaşıklığı ve maliyeti nedeniyle diş hekimliği pazarında başarılı olamamıştır. Piyasada bulunan ilk dental CAD/CAM sistemi Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CERECb olmuştur (22). Son 20 yılda teknolojik gelişmeler dental CAD/CAM sistemlerinin başarısını arttırmıştır. Prepare edilen dişin 3 boyutlu verilerini toplamak için optik kameralar, kontakt dijitalizasyon ve lazer tarama gibi çeşitli yöntemler kullanılmıştır (22). CAD/CAM sisteminin temel işleyişi; çok hassas bir freze makinesinin, bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak seramik, kompozit veya metal bloklardan kron, köprü ve sabit protez alt yapılarının üretimi esasına dayanmaktadır (24). Geleneksel freze disklerinin çeşitli elmas frezlerle değiştirilmesi, frezeleme teknolojisinde büyük gelişmelerle sonuçlanmıştır. Diğer bir önemli gelişme, mükemmel işlenebilirlik ve fiziksel mukavemete sahip alümina (alüminyum oksit) ve zirkonya (zirkonyum oksit) seramik malzemelerin üretilmesi olmuştur (22).

Geleneksel restorasyonlar için dayanak dişler prepare edildikten sonra ana iş akışı; önce bir ölçü alınması, ardından alçı model üretimi, alçı model üzerinde mum modelasyon ve ardından döküm ile restorasyonun elde edilmesi esasına dayanmaktadır. Bu çalışma, bilgisayar destekli teknoloji yardımıyla yapıldığında, dayanak dişler için geleneksel ölçüler almak yerine doğrudan ağız boşluğu içinde

sayısallaştırılmaktadır. Dijital olarak bilgisayar yazılımına aktarılan dayanak diş uygun restorasyonlar, yine dijitalleştirilmiş verilere dayanan CAD yazılımı kullanılarak bilgisayar monitöründe tasarlanıp, son olarak, restorasyonlar bilgisayar destekli bir işleme makinesi (CAM) tarafından işlenmektedir. 1980'lerde araştırma ve geliştirilmeye başlandığında, CAD/CAM teknolojisini kullanan dental cihazların tasarımı ve işlenmesinin genellikle endüstriyel ürünlerden daha basit ve daha kolay olacağına inanılmıştır. Ancak diş hekimliğinde kullanımına başlanan CAD/CAM teknolojisinin birçok kriteri karşılaması beklenildiği için basit ve kolay bir uygulama olmadığı anlaşılmıştır (6). Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin başarısı için gerekli bazı kriterler bulunmaktadır;

- CAD/CAM teknolojisi ile elde edilen restorasyonların üretiminde kullanılan sistemlerin toplam maliyeti, çalışma süresi ve manipülasyonu, geleneksel sistemlerde bulunan seviyelerde olması veya geleneksel üretimin yerini almak ve yeni sistemlerin daha pratik olmasını sağlamak için günlük laboratuvar çalışması ve klinik uygulamada daha üstün özellikler sergilemesi gerekmektedir (6).
- Dayanak dişlerin, komşu ve karşıt dişlerin morfolojisinin ve diş hekimi tarafından prepare edilen hassas marjinlerin restorasyonun tasarımından önce doğru ve hassas bir şekilde dijitalleştirilebilmesi için gelişmiş bir görüntüleyici ve yazılım gerekmektedir (6).
- Dental restorasyon şeklinin sayısal gösterimi, fonksiyonel denklemler kullanılarak ifade edilen tipik endüstriyel ürünlerle karşılaştırıldığında karmaşıktır. Restorasyonların sadece dayanak dişler için ayarlanması değil, aynı zamanda bitişik ve karşıt dişlerle de uyumlu olması gerektiğinden, gelişmiş bir CAD yazılımı gerekmektedir (6).
- Veri toplama kamerası ve freze ünitesi gibi donanım cihazlarının kendine özgü sınırlamaları ve kullanılan tasarım algoritmaları ve yazılım programı, önerilen restorasyon tasarımının doğruluğunu belirlemektedir (25).
- Keskin köşelerin mekanik frezelenmesi ve restorasyonların hassas marjinlerinin dahil olduğu doğru işleme, üretimde kullanılan kırılğan seramik malzemeler için zor olmaktadır (6). Bu yüzden kullanılan

CAD/CAM sisteminin yazılım ve donanımının gelişmiş olması üretilen restorasyonun doğruluğunu ve hassasiyetini etkilemektedir.

Teknolojik gelişmeler, artık hemen hemen her şeklin yapılabildiği ölçüde, frezelenen restorasyonların aralığını artırmıştır. Bu iyileştirmeler, operatör değişkenlerinin nihai restorasyonun kalitesi üzerindeki etkisini azaltmış, ancak ortadan kaldıramamıştır. Simantasyon ve bitirme işlemi, final restorasyonun performansını büyük ölçüde etkileyecek bir faktör olan, teknik duyarlılığı yüksek klinik prosedürler olmaya devam etmektedir (25).

2.1.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları

İndirekt restorasyon yapımında kullanılmaya başlanan CAD/CAM sistemleri birlikte kompleks diş yapısının replikasyonu ve dijitalize edilmesi için gerekli bilgisayar destekli teknolojilerde hızlı bir gelişim yaşanmıştır. Dental CAD/CAM teknolojisinin gelişimi, geleneksel indirekt tekniklere göre birçok avantaj sağlamıştır.

Geleneksel ölçü alınması ve alçı model elde edilmesi gibi üretimdeki basamakların sayısını azaltmış ve final restorasyonunun potansiyel doğruluğunu arttırmaya katkı sağlamıştır (26). Laboratuvar basamaklarının sayıca azalması teknik anlamdaki yanlışlıkları en aza indirmiş ve indirekt restorasyonların geleneksel çok aşamalı imalatıyla ilişkili enfektif çapraz kontaminasyon tehlikelerini azaltmıştır (22).

Hasta başında tek seansta çeşitli tiplerdeki restorasyonların direkt üretiminin sağlanabilmesi geçici protezlere olan ihtiyacı azaltmıştır. CAD/CAM sistemlerinin ve ekipmanlarının başlangıç maliyeti yüksek olsa da her hasta için ilave laboratuvar ücretlerinin olmaması ve hasta başında geçen zamanı azaltması nedeniyle yine geleneksel sistemlere göre avantajlı hale gelmiştir. Geleneksel indirekt restorasyonlar ile karşılaştırıldığında, üretilen protezlerin güvenilir ve tasarımla tutarlı olması, ideale yakın mekanik özellikler sağlayabilmesi, gelişmiş marjinal bütünlük ve öngörülebilir gelişmiş estetik özellikler sağlaması dental CAD/CAM sistemlerinin avantajlarından (26).

CAM/CAM teknolojisi ile kayıt altına alınabilen veriler, işlevsel süre boyunca takip edilebilmektedir. Fonksiyonel dönem boyunca restorasyonların

prognozunu tahmin etmek için dijital olarak ayrıntıları verilebilen özellikler, geleneksel üretim sistemlerinde mevcut değildir. CAD/CAM teknolojisi ile üretilen dental restoratif ve protetik restorasyonların kalite kontrolü, yaşlanan bir toplumla birlikte gelecekte önemi artan bir faktör haline gelmektedir ve gerekli durumlarda kaydedilen verilere ulaşılabilmesi dijital diş hekimliğini çekici hale getirmektedir (6).

2.1.2 Diş Hekimliğinde Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları

Diş hekimleri tüm sistemi satın almaya ve tek başına muayenehanelerinde uygulamaya çalıştıklarında, CAD/CAM ekipmanın maliyeti hala önemli bir sınırlamadır. Final restorasyonların rengi, restorasyonların frezelendiği çoğu bloğun monokromatik karakterinden dolayı hala bir sorundur. Bu durumun çözülmesine yardımcı olacak çok renkli bloklar üretmenin yeni yöntemleri tanıtılmaktadır (27).

Ciddi derece madde kaybına uğramış dişlerin çoğu, derin bir şekilde subgingival olan dişeti kenar uzantılarına sahiptir. Bilgisayarı ve freze cihazını yönlendirmek için diş preparasyonun dijital görüntülemesi bu nedenle zor olabilmektedir. Bu gibi durumlarda, geleneksel prosedürlerinde kullanılanlardan farklı olmayan gingival retraksiyon yöntemleri gerekli hale gelmektedir (27).

Bir kamera ile dayanak dişlerin doğrudan görüntülenmesi; bitişik dişlerin, diş etlerinin ve tükürüğün varlığını da içeren sınırlandırılmış intraoral ölçüm koşulları nedeni ile teknik anlamda zor bulunmuştur. Bu durum final restorasyonların üretilmesi için sistemin kritik bir sınırlaması olmuştur (6).

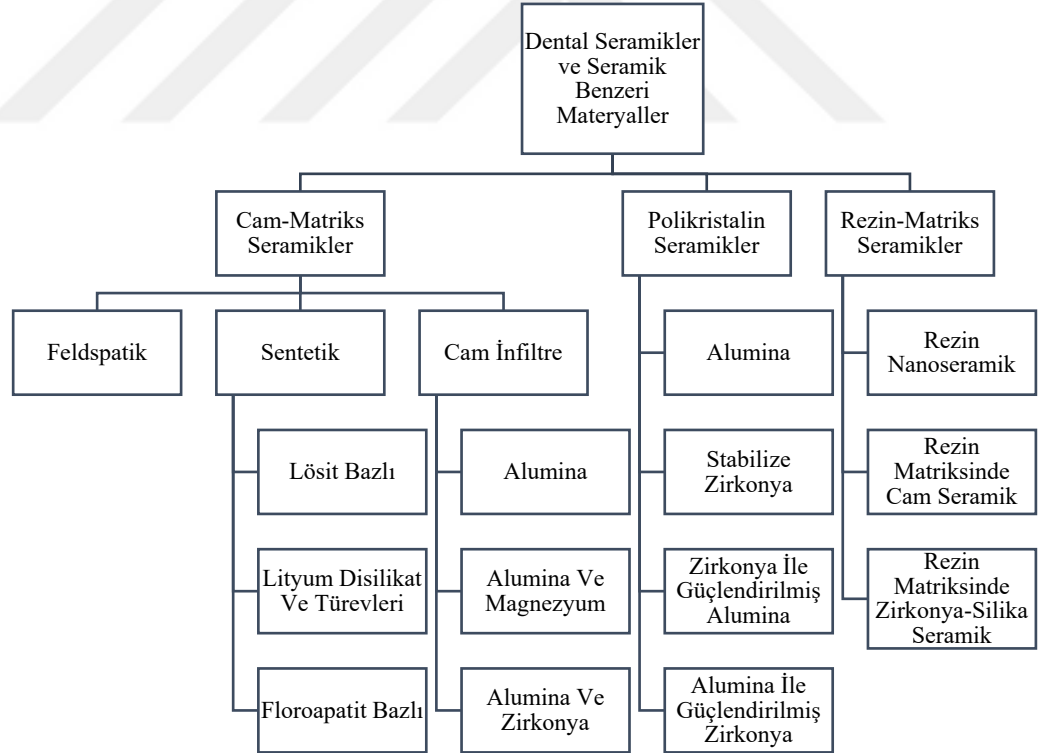
2.2 CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Restoratif Materyaller

Son yıllarda CAD/CAM sistemlerinin hızlı gelişimi, üretim teknolojilerinde ilerlemeler sağlayarak restoratif diş hekimliğini önemli ölçüde geliştirmiştir (5). Dijital diş hekimliği ve materyal teknolojisindeki gelişmeler ile, doğal diş rengine daha yakın malzemeler, işlenebilir CAD/CAM blokları olarak tanıtılmıştır. CAD/CAM teknolojisinde kullanılması için geliştirilen dental materyallerin sayısında da kayda değer bir artış olmuştur (6).

Mevcut çok sayıda ürün ve hızlı bir şekilde yeni ürünlerin piyasaya sürülmesi nedeniyle, bugünün klinisyeni, belirli bir endikasyon için protetik

materyal seçerken karmaşık bir karar süreci ile karşı karşıyadır. Bu yüzden klinisyenin endikasyona uygun materyal seçimini rahatlıkla yapabilmesi için, halihazırda olan ve piyasaya sürülen materyallerin in vivo ve in vitro çalışmalarla araştırılmasına ve kıyaslanmasına gereksinim duyulmaktadır. Sıklıkla güncellenen seramik malzemeler, avantajlı özellikleri nedeniyle çoğunlukla CAD/CAM restorasyonlarının imalatı için kullanılmaktadır (28). Endikasyona uygun materyal seçiminde doğru karar verilebilmesi için klinisyenler tarafından seramik bileşimlerinin anlaşılması gerekmektedir. Tablo 2.1’de Gracis ve ark. tarafından yapılan, tam seramiklerin güncel sınıflandırılması gösterilmiştir. Gracis ve arkadaşlarının 2015 yılında yaptığı sınıflamaya göre dental seramikler ve seramik benzeri materyaller; cam matriks seramikler, polikristalin seramikler ve rezin matriks seramikler olmak üzere üç ana grupta incelenmiştir (29).

Tablo 2.1. Tam Seramikler ve Seramik Benzeri Restoratif Materyaller İçin Sınıflandırma Sistemi (29)



2.2.1 Cam Matriks Seramikler

Cam fazı içeren metal olmayan inorganik seramik malzemelerdir. Cam matriks seramik ailesi ayrıca üç alt gruba ayrılmıştır (29).

2.2.1.1 Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramik grubu kil/kaolin (hidratlanmış alüminosilikat), kuartz (silika) ve doğal olarak oluşan feldspar (potasyum ve sodyum alüminosilikat karışımı) içeren üçlü bir malzeme sistemine dayanmaktadır. Potasyum feldspar miktara bağlı olarak, sadece restorasyonun içsel gücünü arttırmakla kalmaz, aynı zamanda porseleni metal alt yapılar için uygun hale getiren lösit kristalleri oluşturur (29). Feldspatik seramik bloklar monokromatik, dikromatik ve polikromatik olarak 3 farklı şekildedir. Monokromatik blokların estetik özelliklerini geliştirmek amacıyla dikromatik ve polikromatik bloklar üretilmiştir. Polikromatik bloklar farklı ışık geçirgenlik özelliklerine sahip oldukları için doğal dişlerin optik özelliklerini taklit edebilmektedirler. Bu özelliklerinden dolayı doğal dentisyonla uyumlu ve estetik beklentileri karşılayabilen materyaller oldukları bildirilmektedir (30). Bu materyaller inley ve onley restorasyonlarda, laminate veneer, anterior bölge bölümlü kron ya da tam kron restorasyonlarında kullanılabilmektedir (31). VITA Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Saeckingen, ALMANYA), Cerec Blocs PC/C (Sirona Dental Systems, Bensheim, ALMANYA) bu grupta yer almaktadır (29).

2.2.1.2 Sentetik Seramikler

Hammaddelerin doğal kaynaklarına ve bunların içsel varyasyonlarına daha az bağımlı kalmak için seramik endüstrisinde sentetik malzemeler kullanılmaya başlanmıştır. Materyal bileşimleri üreticiler arasında değişmektedir, ancak genel olarak silisyum oksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içermektedir. Cam matriks seramik ailesinden olan sentetik seramikler; lösit bazlı cam seramikler, lityum disilikat ve türevleri ve florapatit esaslı olarak üç alt gruba ayrılmaktadır (29).

2.2.1.2.1 Lösit Bazlı Cam Seramikler

Lösit bazlı cam seramik materyaller temel olarak SiO_2 , Al_2O_3 ve K_2O meydana gelmektedir. Seramik içerisinde %17-25 oranında bulunan lösit kristalleri, aşamalı olarak uygulanan fabrikasyon işlemleri ile cam matrikste kontrollü kristalizasyon oluşturularak üretilmektedir (32,33). Kristallerin dağılımı ve boyutu, baz camın bileşimi ve işlenmesi ve takip eden ısı işlemi ile seçici olarak belirlenir.

Cam seramikteki kristaller, hammaddede bulunanlarla aynı değildir. Aksine, kontrollü kristalizasyonla "yapay olarak" oluşturulmuşlardır (34).

Lösit kristallerinin, materyalin rezistansına etkisi iki ayrı mekanizma ile açıklanmaktadır. Birincisi, lösit kristallerinin materyal içerisindeki mikro çatlakların doğrultusunu değiştirerek çatlak ilerlemesini durdurması yönündedir (35). İkinci mekanizma; ısıtılma işlemlerinden sonra seramiğin soğuması esnasında, cam matriksi içerisinde baskı geriliminin oluşmasına dayanmaktadır. Lösit kristallerinin genleşme katsayısı, cam matrikse oranla daha fazla olduğu için seramik ısıtılıp soğurken, lösit kristalleri küçülerek cam matriksi kendisine doğru çekmekte ve bu şekilde materyal içerisinde oluşan iç basınç, mikro çatlakların ilerlemesini durdurmaktadır (36).

Lösit bazlı cam seramiklerin; floresans, opalesans ve translusensi gibi optik özellikleri ile aşınma ve abrazyona direnç gibi yüzey özellikleri doğal diş ile benzerlik göstermektedir (37). Feldspatik cam seramiklere göre daha yüksek termal genleşme ve büzülme oranına sahip (32) olan lösit bazlı cam seramikler yine feldspatik CAD/CAM materyalleri ile kıyaslandığında doğal dişle daha iyi renk uyumu sağlayabilmektedir (38). Lösit kristallerinin materyalin ışık geçirgenliği özelliğini geliştirdiği gibi eğilme dayanımını da arttırdığı 2007 yılında Conrad ve arkadaşları tarafından bildirilmiştir (39). Bu materyaller estetik bölgede restorasyonlarında, laminate veneer ve inley, onley restorasyon yapımında kullanımları uygundur (37). IPS d.Sign (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Vita VM7, VM9, VM13 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya), Noritake EX-3, Cerabien ZR (Noritake, Nagoya, Japonya) ve bu tez çalışmasında kullanılan IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile GC Initial LRF blok (GC Dental Products, A.B.D.) bu grupta yer almaktadır (29).

2.2.1.2.1.1 IPS Empress CAD Blokları



Şekil 2.1: IPS Empress CAD HT, LT, Multi Bloklar (40)

1983 yılında Zürih Üniversitesi'nde geliştirilen lösitle güçlendirilmiş seramik restorasyonlar IPS Empress sistemi adı altında 1990 yılında piyasaya sunulmuştur (39,41). Zamanla malzemenin estetiği, işlevi ve işleme özelliklerinde iyileştirmeler yapılmıştır. 2004 yılında sistem, IPS Empress estetik preslenebilir seramiğin piyasaya sürülmesiyle genişletilmiş ve optimize edilmiştir. Bunu, 2006 yılında IPS Empress CAD bloklarının (Şekil 2.1) piyasaya sürülmesi izlemiştir (34,40). Günümüze dek daha da geliştirilen ve çalışmamızda kullanılan IPS Empress CAD'in kimyasal kompozisyonu Tablo 2.2'de verilmiştir.

Tablo 2.2: IPS Empress CAD Bloklarının Kimyasal Kompozisyonu (34)

Materyalin İçeriği	% Ağırlık
Silikon Dioksit (SiO_2)	60.0- 65.0 %
Alüminyum Oksit (Al_2O_3)	16.0- 20.0 %
Potasyum Oksit (K_2O)	10.0- 14.0 %
Sodyum Oksit (Na_2O)	3.5- 6.5 %
Diğer oksitler	0.5- 7.0 %

IPS Empress CAD, temelde SiO_2 , Al_2O_3 ve K_2O meydana gelen lösit bazlı cam seramiktir. Kontrollü bir işlemle oluşturulan lösit kristalleri KAlSi_2O_6 , malzemeye artan bir mukavemet kazandırmaktadır. Lösit kristalleri çatlakların yayılmasını yavaşlatabilmekte veya yönünü değiştirebilmektedir. Bu süreçte, kristalin faz, kırılma enerjisini absorbe etmektedir. Sonuç olarak, çatlakların yayılması yavaşlatılmaktadır. IPS Empress CAD'in mikro yapısı camsı bir matriks ve lösit kristallerinden oluşmakta ve bloklar içerisindeki lösit kristallerinin homojen bir dağılım sergilemesi sağlanmakta, eşit ve yoğun bir şekilde dağıtılmaktadır.

Kristallerin çapının 1-5 µm, kristal fazın ise hacimce %35-45 oranında olduğu bildirilmiştir (34,42,43).

IPS Empress CAD, optimize edilmiş bir endüstriyel üretim sürecinde homojenliğini ve 160 MPa'lık mukavemetini elde etmektedir. A-D, Chromascop ve 4 Bleach rengi ile birlikte 6 farklı boyutta piyasada bulunmaktadır ve IPS Empress CAD blokları translusensi ve kroma derecelerine göre 3 farklı tipte üretilmiştir (40).

Polikromatik yapıda olan IPS Empress CAD multi blok, dentin ve insizal alanlar arasındaki yumuşak renk geçişi nedeniyle karakterizasyon olmaksızın bile oldukça estetik ve doğal görünümlü sonuçlar üretmektedir. IPS Empress CAD multi blokları, en popöler beş A-D ve iki BL rengine ve ayrıca 3 farklı boyda bulunmaktadır. Üreticiler; Ips Empress CAD multi blokların servikal bölgede yüksek düzeyde kroma ve gerçekçi opasite ve insizal bölgede istenen düzeyde yarı saydamlık özelliğine sahip olduğunu, CAD/CAM yazılımı ile sunulan bireysel konumlandırma imkanının daha da fazla esneklik sağladığını ve tam ve parsiyel kronların yanı sıra veneer üretimi için ideal olduğunu bildirmişlerdir (34,40). Bu tez çalışmasında kullanılan monokromatik IPS Empress CAD yüksek translusens (HT) blokları; düşük translusens (LT) bloklarından daha yüksek translusensi ve daha düşük parlaklık değerleri sergilemektedir. Üreticiler bukalemun etkisi nedeniyle özellikle inley ve onley üretimi için uygun olduğunu bildirmişlerdir (34,40). IPS Empress CAD LT blokları, yüksek parlaklık seviyeleri ve doğala yakın renkleriyle karakterizedir. Bu blokların kullanım alanları, anterior ve posterior kronlar, parsiyel kronlar ve veneerler olarak belirtilmiştir (40). IPS Empress CAD ile yapılan önceki çalışmalarda materyalin komşu diş ile optik uyumunun metal seramik restorasyonlara göre daha iyi olduğu rapor edilmiştir (39,41).

2.2.1.2.1.2 GC Initial LRF Blok



Şekil 2.2:GC Initial LRF Blok (44)

Bu tez çalışmasında kullanılan diğer lösit bazlı cam seramik olan GC Initial LRF blok (Şekil 2.2) (GC Dental Products, A.B.D.)   reticileri materyalin kimyasal kompozisyonu hakkında bilgilerini paylaşmamaktadır. Materyal içeriğindeki lösit kristallerinin partikül boyutu ve partikül dağılımı, gelen ışığı doğal diş ile aynı şekilde yansıttığı için estetik görünüme katkıda bulunmaktadır. Bu seramik partiküller, restorasyonların estetik anlamda gelişmesinin yanı sıra, güçlü ve dayanıklı olması için homojen ve yoğun bir şekilde dağılmıştır (44).

Üreticiler materyalin kullanım endikasyonlarını; tekli anterior ve posterior parsiyel ve kronlar, inley, onley, laminete veneer ve molar dişler için endokron yapımı olarak sınırlandırmıştır. Bruksizm ve aşırı çiğneme fonksiyonları teşhisi konan hastalar, hiperfonksiyonlu hastalarda devital dişleri restore etmek için mutlak bir kontrendikasyon uygulanması tavsiye edilmiştir. Premolar dişlerin küçük k  pına sahip olması nedeniyle adeziv simantasyon uygulanacak yüzey alanı da küçük olacağından, premolar dişler için endokronlar ve her türlü köprü konstrüksiyonu bu materyalde kontrendikedir (44).

Restorasyonda uyumu optimize etmek ve ciddi derecede renklenmiş dayanak dişlerin maskelenmesi için iki farklı yarı saydamlık seviyesi sunulmuştur. GC Initial LRF blok için yarı saydamlık ve renk seçenekleri; A1 HT, A2 HT, A3 HT, A3.5 HT, B1 HT; A1 LT, A2 LT, A3 LT, A3.5 LT, B1 LT ve BL olarak sunulmuştur. 12, 14, ve 14L olmak üzere 3 farklı boyut seçeneği bulunmaktadır (44). LT özelliğine sahip bloklar özellikle dayanak dişte maskelenmeyi gerektirecek derecede renklenme varsa ya da preperasyon sınırları minede kalmayıp dentin dokusunu içeriyorsa kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında kullanılan HT

özelliğinde olan bloklar, alt yapıdaki renk değişimini yansıtabildiğinden dolayı, dayanak dişte maskelemeyi gerektirecek derecede renklenme yoksa ve preperasyon, minede sınırlı kalıyorsa kullanılmaktadır (44,45).

2.2.1.2.2 Lityum Disilikat ve Türevleri

Sentetik seramik grubunun diğer üyesi lityum disilikat materyallerinde (IPS Emax CAD, Ivoclar Vivadent; Celtra Duo, Dentsply Sirona) çok yönlü olarak dağılmış ve birbiriyle bağlanmış halde bulunan çok küçük kristallerden oluşan lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), alt yapıyı güçlendirmek için kullanılan dolduruculardandır. Bu yapı, materyal içinde çatlakların büyümesini engelleyerek dayanıklılığı artırmaktadır. Lityum disilikat kristalleri kullanılarak elde edilen cam seramik ile önemli ölçüde daha yüksek bir dayanım elde edilmiştir (46). Lösitle güçlendirilmiş seramiklerle benzer yapıya sahip olan lityum disilikat içerikli cam seramiklerde lösit içerikli cam seramiklere kıyasla daha yüksek miktarda kristal içeriği bulunmaktadır. Kristalin fazın daha fazla olması iç yapının daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır (47).

CAD/CAM sistemlerinde kullanılan lityum disilikat materyalinin frezelenmesi sırasında karşılaşılan zorluklar ve materyalin kırılma eğilimi nedeniyle üretim aşamasında farklı metotlar kullanılmaktadır. CAD/CAM sisteminde kullanılacak olan materyal parsiyel olarak kristalize edilmektedir. Parsiyel kristalizasyon işlemi yapılan bloklar, daha hızlı ve kolay bir şekilde freze edilebilmekte ve frezeleme işlemi sırasında kırılmaya karşı daha dirençli olmaktadır (43). Lityum disilikat cam seramiğin kristalizasyonu, esas olarak çekirdeklenme ve kristal büyümesi aşamalarından oluşmaktadır. Sıcaklığın büyük bir rol oynadığı kristalizasyon sürecinde; sıcaklığın 500-560°C arasında artması; lityum fosfat nanofazı (Li_3PO_4) ile lityum metasilikatın (Li_2SiO_3) çekirdeklenmesi, lityum disilikat yapısını biçimlendirmektedir. Sıcaklık 560°C den 750°C ye yükseldiğinde, lityum metasilikat kristallerinin büyümesi ve lityum disilikat nanofazının yığılması gerçekleşmektedir. 820°C ye yükselen sıcaklıkta lityum metasilikat tamamen ayrılmakta ve lityum disilikat kristalleri hızlı bir şekilde büyüyüp, maksimum büyüklüğe 850°C de ulaşmaktadır (48–50). Kristalizasyon sürecinin sonucunda cam seramik mikro yapısının ana fazını yaklaşık %70 oranında lityum disilikat oluşturmaktadır (42). 850°C de uygulanan kristalizasyon işlemi sonrasında lityum metasilikat, dirençli ve diş rengindeki lityum disilikata dönüşmektedir (50). Lösitle

güçlendirilmiş cam seramiklere kıyasla daha fazla kullanım alanına sahip olan lityum disilikat içerikli cam seramiklerin endikasyonları arasında inley, onley restorasyonlar, laminate veneerler, anterior ve posterior tek kronlar, 3 üyeli anterior köprüler, tek üye implant üstü kronlar yer almaktadır (34).

2.2.1.2.2.1 IPS Emax CAD Blok

IPS E max CAD, CAD/CAM uygulamaları için kullanılan bir lityum disilikat cam seramiktir. Şekil 2.3'te görülen şeffaf cam külçeler masif döküm ile üretilmektedir. Blokların imalatında kullanılan basınçlı döküm prosedürü ile, gözenek oluşumu ve pigment birikimi gibi meydana gelebilecek hatalar önlenmiş olmaktadır (51).



Şekil 2.3: Cam külçe

Parsiyel kristalizasyon işlemi ile kristalin ara faza (mavi, yarı saydam durum; Şekil 2.4) getirilen bloklar CAD/CAM sistemleri ile kolay ve hızlı işlemeye olanak tanımaktadır. Parsiyel kristalize IPS E max Cad camsı bir fazda gömülü olan %40 lityum metasilikat kristallerinden oluşmaktadır. Trombosit şeklindeki kristallerin tane boyutu 0,2 ila 1,0 µm aralığındadır (51).



Şekil 2.4: Parsiyel kristalize blok

Parsiyel kristalizasyon işlemi ile oluşturulan lityum metasilikat kristalleri, materyalin daha kolay ve daha hızlı işlenebilmesini sağlamakta, materyale nispeten yüksek mukavemet ve iyi kenar stabilitesi kazandırmaktadır. CAD/CAM sistemi kullanılarak üretilen restorasyonlar frezeleme prosedürünün ardından sinterlenip

tamamen kristalize hale getirilmektedir. Bu işlem sırasında, materyale istenen yüksek mukavemeti kazandıran lityum disilikat kristalleri oluşturulmaktadır. 850°C’de sinterlenen tam kristalize IPS Emax CAD materyalinin mikro yapısı, camsı bir matris içine gömülü yaklaşık %70 ince taneli lityum disilikat kristallerinden oluşmaktadır. Materyal içeriği Tablo 2.3’de gösterilmiştir (51).

Tablo 2.3: IPS Emax CAD Bloklarının Kimyasal Kompozisyonu

Materyalin İçeriği	% Ağırlık
Silikon Dioksit (SiO ₂)	57.0 – 80.0 %
Lityum Oksit (Li ₂ O)	11.0 – 19.0 %
Potasyum Oksit (K ₂ O)	0.0 – 13.0 %
Fosfor Pentoksit (P ₂ O ₅)	0.0 – 11.0 %
Zirkonyum Dioksit (ZrO ₂)	0.0 – 8.0 %
Çinko Oksit (ZnO)	0.0 – 8.0 %
Diğer materyaller ve Renklendirici oksitler	0.0 – 12.0 %

Camın rengi, iyonların renklendirilmesiyle üretilmektedir. Çok çeşitli renklendirici elementler, kristalin ara fazda, tamamen kristalleştirilmiş durumdakinden farklı bir oksidasyon durumu göstermektedir. Bu nedenle parsiyel kristalizasyon durumunda bloklar mavi bir renk sergilemektedir (Şekil 2.3 ve 2.4). Lityum metasilikatın lityum disilikata dönüştürüldüğü ve ardından belirli bir süre soğutulduğu bir tür yeniden kristalleştirme işlemi sırasında materyalde istenen dış rengi ve opaklığı elde edilmektedir (51).

IPS Emax CAD materyali; A-D ve 4 bleach rengi ile birlikte 6 farklı boyutta piyasada bulunmaktadır. IPS Emax blokları translusensi ve kroma derecelerine göre HT, LT ve orta translusens (MT) olmak üzere 3 farklı tipte üretilmiştir (52). IPS Emax CAD endikasyonları; ince laminalar (0.4 mm), veneerler, oklüzal veneerler, inleyler/onleyler, hibrit abutmentler ve hibrit abutment kronlar ve terminal dayanak dişin en fazla 2. premolar olduğu üç üyeli köprüler olarak belirtilmiştir (52).

2.2.1.2.2.2 Celtra Duo Blok



Şekil 2.5: Celtra Duo Blok

Cam seramiklerin estetik avantajına rağmen, mekanik açıdan daha güçlü seramik restorasyon arayışı doğrultusunda, materyal teknolojisindeki yeni adımlar, ya zirkonya gibi daha güçlü parçacıkları gömerek seramiğin cam matrisini güçlendirme ya da seramik matrikse infiltre olarak birleşik materyal üretimi yönünde atılmıştır (28). Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) seramikler için, Celtra Duo (Dentsply Sirona, York, PA, ABD) (Şekil 2.5) ve VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) bu gelişmeye örnektir. ZLS seramikleri, 500-800 nm büyüklüğünde ince taneli bir cam matrikse gömülü ağırlıkça %10 oranında dağılmış zirkonya parçacığı içermektedir (10).

Yarı kristalize formda üretilen Vita Suprinity bloklar üretim aşamasından sonra ikinci bir sinterizasyona ihtiyaç duymaktadır. Celtra bloklar ise hem prekristalize (Celtra CAD) hem de tam kristalize (Celtra DUO) formda üretilmektedir. Çalışmada kullanılan Celtra Duo (Dentsply Sirona, York, PA, ABD), isteğe bağlı olarak ısıtılabilir ve ısıtılabilen ZLS seramiktir (53). Malzemenin kristalleşmesi için ısıtılabilir işlem gerekli olmasa da, ilave ısıtılabilir işlem uygulanarak kristalize edilmiş Celtra Duo materyalinin eğilme mukavemetinin, önemli ölçüde daha yüksek olduğu bildirilmiştir (53,54).

ZLS'lerin, cam fazında atomik olarak çözünmüş formda %10 zirkonya varlığı, yüksek mukavemetli ve uzun ömürlü restorasyon üretimini sağlamaktadır. ZLS'de tamamen dağılmış zirkonya ve 500-700 nm boyutunda lityum silikat kristalitleri bulunmaktadır. Oluşan kristalitler, geleneksel lityum disilikatların kristallerinden dört ila sekiz kat daha küçüktür. Sonuçta, yüksek ortalama eğilme mukavemetini yüksek cam içeriği ile birleştiren ultra ince bir mikro yapı

oluşmaktadır. Bu durumun materyalin ışık-optik ve mekanik özellikleri üzerinde olumlu etkileri olduğu bildirilmektedir (55). Üreticiler materyal içeriğini tam olarak açıklamamakla birlikte, Liebermann ve arkadaşlarının çalışması incelendiğinde Celtra Duo materyalinin içeriği için Tablo 2.4'deki verilere ulaşılmıştır (17).

Tablo 2.4: Cerec Celtra Duo Bloklarının Kimyasal Kompozisyonu (17)

Materyal İçeriği
Silikon Dioksit (SiO_2)
Lityum Oksit (Li_2O)
Zirkonyum Dioksit (ZrO_2) – Yaklaşık %10 oranında
Potasyum Oksit (K_2O)
Seryum Dioksit (CeO_2)
Pigmentler

Lityum disilikat kristallerinin mikroyapı içerisindeki sıkı bağlantısı, cam seramik matriks yapısındaki çatlak ilerlemesini azaltarak, bükülme dayanımı ve materyal dayanıklılığını arttırmaktadır (56). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan yüksek dayanımlı cam seramiklerdeki geliştirilmiş homojenite, ekstra ince mikroyapılı, monolitik restorasyonlar yapılmasına olanak sağlamaktadır (57). Güncel çalışmalarda hem lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler hem de ZLS materyalleri kırılma dayanımı açısından test edildiklerinde klinik olarak kullanılabilir oldukları ve özellikle posterior dişlerde tercih edilebilecekleri sonucuna varılmıştır (58,59). Ancak Celtra Duo üreticileri molar diş için yapılan tam kron restorasyonların materyal için kontrendikasyon oluşturduğunu belirtmektedir (55).

Celtra Duo için üreticiler materyalin endikasyonlarını; tam kron, anterior bölgedeki köprüler, parsiyel kronlar inley/onley, veneer, kişisel abutment olarak belirtirken; molar dişlerde tam veneerler, çok derin subgingival preparasyonlar, diş yapısının büyük ölçüde azaldığı durumlar ve brüksizm hastalarının Celtra Duo materyali için kontrendikasyon oluşturduğunu bildirmişlerdir (55). Celtra Duo blokları HT ve LT olarak bulunmaktadır. LT blokları 5 farklı renk tonu içerirken (A1, A2, A3, A3.5 ve B2), HT blokları 3 farklı renk tonuyla (A1, A2, A3) sınırlıdır (55).

2.2.1.3 Cam İnfiltre Seramikler

Cam infiltre seramikler; alümina (In-Ceram Alumina, Vita, Bad Säckingen, Almanya), alümina ve magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita, Bad Säckingen, Almanya), alümina ve zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita, Bad Säckingen, Almanya) olmak üzere üç başlık altında toplanmaktadır. 1989 yılında piyasaya sürülen ilk cam infiltre malzeme olan In-Ceram Alumina, slip cast tekniği kullanılarak üretilmiştir. Sinterlenerek oluşturulan gözenekli alümina iskeletine mukavemeti arttırmak ve gözenekli yapıya sızması için ikinci bir fırınlama ile lantan camının infiltrasyonu sağlanır. Opaklığından dolayı porselen veneer tabakalaması gerektirmektedir. 1994 yılında piyasaya sürülen In-Ceram Spinell, benzer şekilde işlenir, ancak cam sentetik olarak üretilmiş gözenekli magnezyum alümina ($MgAl_2O_4$) çekirdeğe sızar. In-Ceram Zirconia, seramiği güçlendirmek için Al_2O_3 'ün kaygan bileşimine kısmen stabilize edilmiş zirkonyum oksidin eklendiği In-Ceram Alumina'nın bir modifikasyonudur. Özellikle CAD/CAM üretimi için lityum disilikat ve zirkonyumun artan popülaritesi nedeniyle bu sınıftaki malzemelerin kullanımı azalmıştır (29).

2.2.2 Polikristalin Seramikler

Cam matriks seramiklerden farklı olarak polikristalin seramikler; cam fazı içermeyen, metalik olmayan, inorganik seramik malzemelerdir. Polikristalin seramikler dört alt gruba ayrılır; alümina, stabilize zirkonya, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina ve alümina ile sertleştirilmiş zirkonya (şu anda geliştirilmektedir). Polikristalin grubunda sınıflandırılan seramiklerin ana özelliği, mukavemet ve kırılma dayanımı sağlayan, ancak düşük translusensi değerlerine sahip olma eğilimi gösteren ince taneli kristal yapıdır. İnce taneli kristalin yapı materyale mekanik olarak avantaj sağlamasına rağmen estetik özelliklerini negatif olarak etkilemektedir. Buna ek olarak, bir cam fazın olmaması, polikristalin seramiklerin hidroflorik asit ile aşındırılmasını zorlaştırır, uzun aşındırma süreleri veya daha yüksek sıcaklık gerektirir (29).

2.2.3 Rezin Matriks Seramikler

Geleneksel seramiklere kıyasla dentinin esneklik modülünü daha yakından simüle eden bir malzeme elde etmek, cam matriks seramiklerinden veya polikristalin seramiklerden daha kolay frezelenebilen ve daha az final işlemi

gerektiren bir malzeme geliştirmek, ayrıca kompozit rezin ile onarım veya modifikasyonu kolaylaştırmak için üreticiler, seramik parçacıkları ile yüksek oranda doldurulmuş organik bir matrikse sahip seramik malzemeler geliştirme yoluna gitmişlerdir (29). Rezin matriks seramikler, seramiğin dayanıklılık ve renk stabilitesi avantajları ile rezin kompozitlerin iyi bükölme dayanımı ve düşük aşındırma özelliklerini birleştirmişlerdir (60). Bu materyaller rezin nanoseramikler, hibrit seramikler, rezin-matriks seramikler, çift ağılı materyaller, seramik esaslı interpenetre faz kompozitleri veya polimer infiltre seramik ağı (PICN) gibi çeşitli isimlerle adlandırılmıştır. Rezin matriks seramiklerin komponentlerine göre ayrılmış; rezin nanoseramik (Lava Ultimate, 3M ESPE, Seefeld, Almanya), rezin matriksinde cam seramik (Vita Enamic, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve rezin matriksinde zirkonya-silika seramik (Shofu Block HC, Shofu, Japonya) olmak üzere üç alt grubu bulunmaktadır (29).

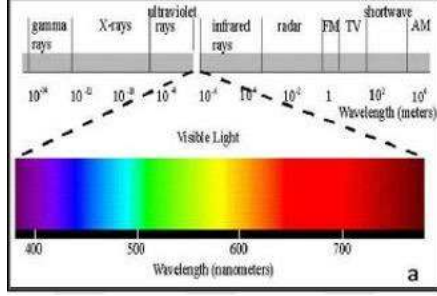
2.3 Diş Hekimliğinde Işık ve Renk

Renk algısı, bir ışık kaynağı, bir gözlemci ve bir nesne olan üç elementin birleşimine dayanmaktadır (61). Rengin algılanmasını sağılayan, ışığın nesne ile etkileşimidir (62). Isaac Newton 18. yüzyıldaki deneyleri sonucunda, bir prizmadan geçen beyaz ışığın spektrum olarak adlandırılan bir renk modeline bölündüğünü ortaya koymuş ve rengin ışık olmadan var olmadığını kanıtlamıştır (63).

Işık kaynağı

Işık kaynağı, renk seğıiminde en önemli unsurdur (64). Dental kliniklerde yaygın olarak; doğıal, akkor ve floresan olmak üzere üç ışık kaynağı bulunmaktadır (65). Doğıal ışık, uygun renk eşleşmesi için gün ortasında ortaya çıkan ideal ışık kaynağı olarak belirtilmiştir (62). Ancak doğıal güneş ışığının kendisi son derece değıışkendir (65). Renk uyumu için ideal koşulların olmaması nedeniyle yapay aydınlatmanın kullanılması gerekmektedir (62). Yapay ışık kaynakları da eşit bir renk dağıılımından yoksundur. Akkor ışık esas olarak kırmızı-sarı renktedir ve maviden yoksundur (65). 5500° K renk sıcaklığı, diş hekimliğinde renk seğıimi için önerilen bir standarttır (64). "Düzeltilmiş renk", daha özdeş bir renk dağıılımıyla ışık yayan özel ışıklardır. İlk renk seğıimi, rengi düzeltilmiş ışıklar kullanarak yapılmalıdır. Ancak iki objenin spektral yansıma eğrilerindeki farklılıklardan kaynaklanan, bir ışık kaynağında aynı renk görülebilirken başka bir ışık kaynağında

farklı renkte görülmesi durumu olan metamerizm probleminin üstesinden gelmek için herhangi bir renk seçimi birden fazla ışık türü altında yapılmalıdır (65).



Şekil 2.6: Elektromanyetik Spektrum (66)

Nesne

Nesnelerin kendilerine ait renkleri yoktur (67). Görüntülenmekte olan nesne, ışık enerjisinin tamamını veya bir kısmını yansıtarak, emerek, ileterek veya kırarak üzerine düşen ışığı değiştirir, böylece renk niteliğini üretir (65). Beyaz bir nesne ışığın tüm dalga boylarını yansıtır, ancak siyah bir nesne ışığın tüm dalga boylarını emer. Örneğin mavi bir nesne, mavi dışında yansıyan tüm ışık dalga boylarını emerken; bu işlemle göz nesneyi mavi olarak belirler (67).

Gözlemci

Göz, ışık olarak adlandırdığımız elektromanyetik radyasyondan elde edilen görüntülerin reseptörlerine sahip bir organdır. Yaklaşık olarak tüm spektrumun sadece 400-800 nm dalga boyu arasında dar bir segmentte görme algısı oluşabilmektedir (68). Rengin algılanması, bir nesneden yansıyan ışığın, retinanın koni ve çubuk hücrelerinin uyarılması ile sağlanmaktadır. Çubuk hücreleri, skotopik (monokromatik, düşük ışık seviyesi) görmeden sorumluyken, koni hücreleri fotopik (orta/yüksek ışık seviyesi) görmeden sorumludur (61). Koni reseptörleri, kırmızı, mavi ve yeşil olmak üzere üç temel renk için özelleşmiş hücrelerden oluşur. Bu üç koni hücresinin dalga boylarının absorpsiyon eğrileri iç içe geçmiştir. Bu nedenle görülebilir ışık dalga boyunda birden fazla koni reseptörünün farklı oranda uyarılması ile birlikte çeşitli renk tonlarının algılanması gerçekleşmiş olur (62,69).

2.3.1 Işığın Yayılımına Etki Eden Materyal Özellikleri

Materyallerin renk ve optik özelliklerini belirleyen faktörler arasında materyalin kompozisyonu, içerdiği pigmentler ve diğer kimyasal katkı maddeleri

bulunmaktadır. Ancak bunun dışında objenin rengi; aydınlatma koşulları, yarı saydamlık, opaklık, ışık saçılması ve yüzey parlaklığı gibi çeşitli faktörlerden de etkilenmektedir (70).

2.3.1.1 Opasite

Bir materyalin ışık geçişini engelleme özelliğine opasite adı verilmektedir. Bu şekilde opak materyaller arka planında kalan cisim maskeleyebilmektedir. Opak bir obje ışığın bir kısmını absorbe ederken bir kısmını ise yansıtır. Objeye gelen ışığın tamamını geri yansıtırsa beyaz, tamamını absorbe ederse siyah görünmektedir. Bir kısmını absorbe edip bir kısmını yansıttığında, yansıyan ışık objenin rengini vermektedir (71,72).

2.3.1.2 Saydamlık

Opasitenin zıttı olarak saydamlık bir materyalin içinden ışığın tamamının geçişine izin vermesi ve bu şekilde arka planındaki cismin rahatlıkla görülebilmesidir. Saydamlık yüksek translusenslik değeridir (71,72).

Özellikle anterior bölgeye estetik açıdan bakıldığında anterior dişlerin insizal kenarları boyunca ve mesial, distal eğimlerindeki mine yapısı transparan özellik taşımaktadır. Bu nedenle bu alanlara yapılacak restorasyonlarda cam seramik gibi bu özelliği oluşturabilecek materyal seçilmesi, restorasyonun doğal ve estetik görünümünün sağlanabilmesine imkân tanıyacaktır (7).

2.3.1.3 Translusensi

Translusensi, ışığın geçişine izin veren, ancak ışığı malzeme üzerinden net bir şekilde görülemeyecek şekilde dağıtan bir madde özelliğidir; bu nedenle, tam opaklık ve şeffaflık arasındaki bir durum olarak tanımlanabilir (73). Bir seramik renksiz bir dişin üzerine yerleştirilirse, prepare edilen dişin rengi, restorasyonun hem dişeti hem de servikal bölgelerinin renk değiştirmesine ve gölgelenmesine neden olabilir. Bazı seramikler daha opak olma eğilimindedir ve altta yatan diş yapısının rengini maskeleyebilir. Bu nedenle, renk değişikliği olmayan dişler daha fazla yarı saydam seramik kullanımına izin verirken, klinisyenler gerektiğinde altta yatan yapıyı maskelemek için daha az yarı saydam özelliğe sahip materyal kullanımını tercih etmelidir (8). Optimal estetik sonuçlara ulaşmak, dental restorasyonlara gerçekçi bir canlılık ve doğal bir görünüm sağladığı için doğal dişin

sadece rengini değil aynı zamanda yarı saydamlığını da üretmek yoluyla mümkün olabilir (7).

2.3.1.4 Fosforesans

Özellikle fosfor içeren bileşenlerde bulunan elektronların radyant enerji ile uyarılmaları sonrasında fazla enerjilerini bir süre gecikme ile saçması sonucu meydana gelen ışıldama özelliğidir. Dental materyallerde bu özellik bulunmamaktadır (74).

2.3.1.5 Floresans (Işıma)

Floresans, daha yüksek enerjili ışığı absorbe eden bir madde tarafından enerji farkının o enerji farkına denk dalga boyundaki ışığın yayılması olayıdır. Doğal dişlerde mineye göre dentin içinde daha yoğundur ve mavimsi beyaz bir renk sunar. Dental rezin ve seramiklerde, bu yapay malzemelerin daha güzel ve canlı görünmesine ve doğal dişleri simüle etmesine olanak tanıyan rare-earth lüminesans elementleri (daha kesin olarak lantanid ışıma merkezleri) içeren malzemelerin birleştirilmesiyle floresans elde edilmektedir (75). Yapılan restorasyonlar floresans özelliği taşımazsa doğal dişler ile restorasyonlar arasında optik anlamda uyumsuzluk oluşur. Bu nedenle diş hekimliğinde porselenin yapısına floresans özellikli uranyum, seryum ve yitrium gibi rare-earth elementler katılır (75–77).

2.3.1.6 Opalesans

Materyalin ışığı absorbe ettiğinde veya yansıttığında farklı görünmesine opalesans özelliği adı verilir. Bu optik fenomen, adını opallerin ortaya çıkmasından alır. Doğal opaller, ışığı kırılma yoluyla bileşen ve dalga boyları spektrumuna bölen sulu disilikatlardır. Opaller prizma gibi davranır ve farklı dalga boylarını değişen derecelerde kırar veya bükür. Mine, kristalin kalsiyum fosfat olan hidroksiapatitin birincil mineral yapısına sahiptir. Hidroksiapatit kristalleri, prizmatik mine çubukları oluşturmak için organize, sıkıca paketlenmiş kütleler halinde hizalanır. Kırılma, ışık her bir mine çubuğundan geçerken, dışın iç (örneğin, çatlaklar) ve dış yüzeylerinde meydana gelecektir. Doğal dişteki halo etkisi, lingual-insizal dış mine yüzeyindeki transilluminate ışığın opalesans bükülmesinin bir yan ürünüdür. Dental seramiklerle yapılan restorasyonun görünümü, tüm görsel boyutlarının toplamı olarak başarıyla taklit edilir. Örneğin opak sarı lekeler gibi yapay bir insizal halo oluşturmak yerine, restorasyona optik derinlik ve canlılık katılabilmesi için

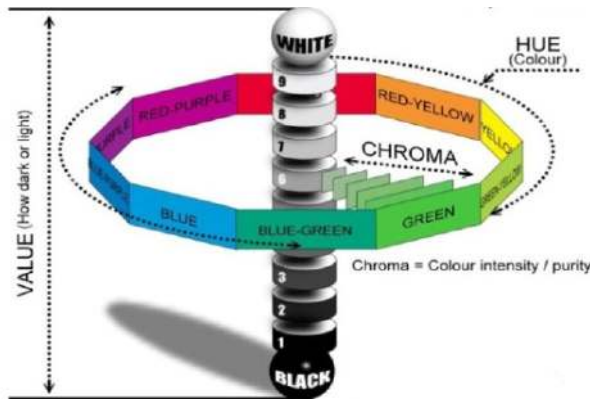
mine ile aynı opalesant özelliklere sahip materyaller tercih etmek daha doğrudur (78–80).

2.3.2 Dış Hekimliğinde Kullanılan Renk Sistemleri

20. yüzyılın başından günümüze kadar renkleri matematiksel olarak ölçmek için birçok farklı sistem geliştirilmiştir. Görsel olarak tanımlayıcı Munsell Renk Sistemi ve daha nicel tanımlama imkânı sunan Commission Internationale de l'éclairage (CIE) Renk Sistemleri, geliştirme ilkeleri, deneysel teknik ve nitelikler açısından en çok vurgulanan sistemlerdir (7,72).

2.3.2.1 Munsell Renk Sistemi

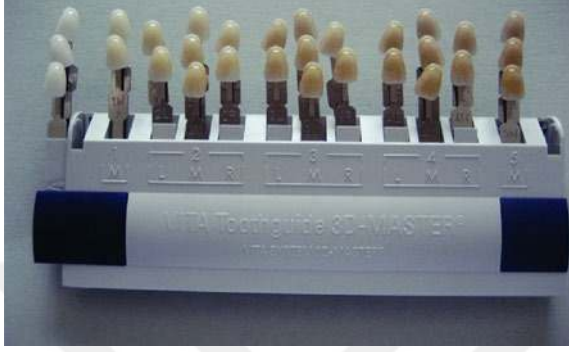
Prof. Albert D. Munsell tarafından 1905 yılında geliştirilen Munsell renk sistemi 1945 yılında son halini almıştır. Küre veya silindire benzeyen Munsell renk şemasında renksiz ışınlar silindirin merkezinde bulunmaktadır. Renklerin uzaysal olarak silindirik koordinatlarda gösterildiği bu sistemde; hue (ana renk), value (parlaklık) ve kroma (yoğunluk) olmak üzere üç değişken bulunmaktadır (71). Silindirin ortasından dikey olarak geçen eksen üzerinde en altta siyah en üstte beyaz olmak üzere grinin tonlarını temsil eden value değeri belirlenmektedir. Silindirin çevresinde halka şeklinde tanımlanan hue değeri, beş ana renk ile beş ara renge ayrılmıştır. Merkezden dışarıya doğru artan kroma değeri yatay yönde bulunmaktadır (81).



Şekil 2.7: Munsell 3 Boyutlu Renk Şeması

Hue (Ana Renk): Hue, rengin tonu, adı ve karakteridir. Bir renk grubunu diğer renk grubundan ayıran özelliktir. Absorbe edilen ve yansıyan ışınların görünür ışık spektrumunda sahip oldukları dalga boyları hue değerini tanımlamaktadır (67). Munsell renk sisteminde saat yönünde olmak üzere sırasıyla;

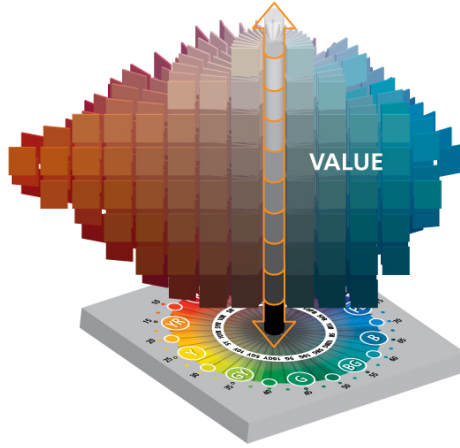
kırmızı (R), sarı (Y), yeşil (G), mavi (B) ve mor (P) olmak üzere 5 ana renk tanımlanmıştır. Ayrıca ana renklerin birleşimi ile tanımlanan sarı-kırmızı (Y-R), yeşil-sarı (G-Y), mavi-yeşil (B-G), mor-mavi (P-B) ve kırmızı-mor (R-P) olarak 5 adet ara renk bulunmaktadır (71,82). Diş hekimliğinde ana renk yaygın olarak Vita 3D master renk skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) 1, 2, 3, 4, 5 rakamları ile temsil edilmektedir (83).



Şekil 2.8: Vita 3D Master Renk Skalası

Value (Parlaklık): Parlaklık, bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır (83). Düşük value değeri koyu renkleri, yüksek value değeri ise daha açık, parlak renkleri ifade eder (62). Herhangi bir nesnenin parlaklığı, nesnenin yansıttığı veya ilettiği ışık enerjisi miktarının doğrudan bir sonucudur (84). Munsell sistemine göre value, siyahtan beyaza gri tonlama olarak tanımlanmaktadır (68). Parlak cisimler daha az miktarda griye sahipken, düşük oranda parlaklığa sahip cisimler ise fazla miktarda griye sahiptir ve daha koyu görünmektedir (77). Dişlerin kolesinin parlaklık değerinin düşük olması sebebiyle bu bölgelerde ana rengin değerlendirilmesi de oldukça zordur. Munsell renk sisteminde value değeri siyah için 0 olarak belirlenmişken beyaza doğru 100 değerine yükselmektedir. Doğal dentisyonda dişler 4-8 arasında değişen value değerlerine sahiptir (85). Ancak dişlerin kole bölgelerinde value değerleri daha düşüktür bu nedenle bu kısımlarda ana rengin değerlendirilmesinde ve restorasyon yaparken estetik anlamda bütünlüğü sağlamakta güçlük yaşanmaktadır (67,84). Bir kronun parlaklığı; kromayı düşürerek ya da yüzeyin yansıtıcılığını arttırarak iki şekilde arttırılabilir. Parlaklığın düşürülmesi, aydınlatılan nesneden daha az ışık dönmesi ve kalan ışığın emilmesi ya da başka bir yere saçılması yoluyla olur. Doğal bir diş veya kron restorasyonu gibi ışık yayan ve ışığı yansıtan bir obje için value, renkten bağımsız olarak ölçülebilen bir parametredir. Farklı tonlardaki objelerin aynı sayıda fotonu

yansıtması ve böylece aynı value değerinde olması mümkündür. Bu durum özellikle estetik bölgede yapılan restorasyonlarda önemli rol oynamaktadır (83).



Şekil 2.9: Munsell Renk Sisteminde Value Değeri

Chroma (Yoğunluk): Hue değerinin doygunluğu, yoğunluğu veya gücüdür. Örneğin bir bardak suya herhangi bir boya eklenirse ve aynı boya tekrar tekrar eklenirse, yoğunluk artar, ancak renk aynı kalır. Daha fazla boya eklendikçe karışım daha koyu görünür; bu nedenle, kromadaki artış, value değerinde karşılık gelen bir değişikliğe sahiptir. Kroma arttıkça value azalır; kroma ve value ters orantılıdır. Vita 3D master renk kılavuzundaki daha yüksek sayılar, artan kromayı temsil eder (83,86). Kromatik bileşen yalnızca eşit tondaki renkleri karşılaştırır ve aynı hue değerleri sıklıkla orta ve servikal üçte birlik kısımlarda bulunurken; ışığın kırılma, yansıma, soğurma ve iletilme şekli nedeniyle insizal üçlüde farklı hue değerleri belirlenebilir. Kroma, internal karakterizasyon oluşturmak için farklı renk tonlarının modifikasyonunda kullanılabilir (87).

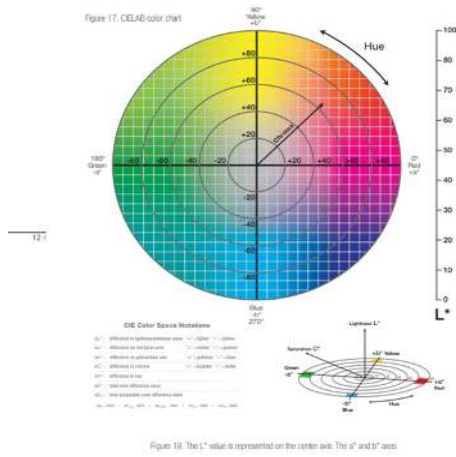
2.3.2.2 CIE Lab Renk Sistemi

Dental araştırmalarda örneklerdeki renk değişikliklerini değerlendirmek için CIE Lab Sistemi (Şekil 2.10) yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistemde örneklerin rengi 3 boyutlu bir renk alanına yerleştirilen 3 koordinat değeri (L^* , a^* , b^*) ile tanımlanır. Üç değer, üç boyutlu renk alanındaki renk konumunun sayısal bir tanımlamasını sağlar (86). Renk alanındaki L^* koordinatı bir nesnenin 'Y' eksenindeki, 0 (siyah) ile 100 (beyaz) arasındaki sayısal bir ölçekte rengin parlaklığını temsil eder. Renk koordinatları a^* kırmızı ($+a^*$) ve yeşil ($-a^*$) (pozitif

veya negatif 'X' ekseninde) ve b^* sarı ($+b^*$) ile mavi ($-b^*$) (pozitif veya negatif 'X' ekseninde) arasındaki kroma değeridir. CIE tarafından önerilen formüllerden ilki olan CIE94 formülü aşağıda verilmiştir (88).

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

Douglas'a göre (86), $\Delta E < 1$ olduğunda renk değişimi insan gözüyle tespit edilemez, $\Delta E < 2$ iyi, nesneleri eşleştirmeye karar verilirken $\Delta E > 3.7$ eşik değerleri, intraoral ortamda klinik olarak ayırt edilebilir bir renk farkıdır. $\Delta E = 3-5$ aralığındaki değerler eğitimsiz gözlemciler tarafından bile algılanabilirken, $\Delta E > 5$ değeri 'kabul edilemez' ve restorasyon tekrarlanmalıdır. CIE Lab sisteminin ana avantajı, görsel algı ve klinik önemle ilişkili olabilecek renk farklılıklarının birimlerle ifade edilebilmesidir (68,86).



Şekil 2.10: CIE Lab Renk Sistemi

2.3.2.3 CIEDE2000 Renk Sistemi

Endüstriyel uygulamalarda hesaplanan ve algılanan renk farklılıkları arasındaki düzeltmeyi iyileştirmek amacıyla, CIE tarafından önerilen ikinci renk farkı denklemi CIEDE2000 (ΔE_{00}) formülüdür (89). CIEDE2000 renk farkı formülü, mavi ve gri renklerin performansını iyileştirmek için geliştirilmiş ve yeni bir CIE renk farkı denklemi olarak benimsenmiştir (90). CIE94 ve CIEDE2000 formüllerinden her ikisi de CIE Lab alanının tek düzeli olmaması için özel düzeltmeleri (ağırlıklandırma fonksiyonları olarak adlandırılan S_L , S_C ve S_H) ve renk farkı değerlendirmesinde aydınlatma ve görüntüleme koşullarının etkisini hesaplayan parametreleri (parametrik faktörler olarak adlandırılan K_L , K_C ve K_H) içermektedir (91). Ağırlıklandırma fonksiyonları olan S_L , S_C ve S_H ; L , a ve b

koordinatlarındaki renk farkı çiftinin konumundaki varyasyonlar için toplam renk farkını ayarlamaktadır (92). Sırasıyla parlaklık, kroma ve hue değerleri için parametrik faktörleri gösteren K_L , K_C , K_H , deneysel koşulların varyasyonları için olan düzeltme terimleridir. CIE, endüstriyel uygulamayı temsil eden referans deneysel koşullar altında, her parametrik faktörün değerinin 1.0'a eşit olduğunu belirtmiştir (89,92). CIEDE2000 renk farkı formülü şu şekilde verilmiştir:

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

Bu formülde $\Delta L'$, $\Delta C'$ ve $\Delta H'$ değerleri sırasıyla, CIEDE2000 sistemindeki bir çift örnek için parlaklık, kroma ve hue değerlerindeki değişimlerdir. Rotasyon fonksiyonu olan R_T , mavi bölgedeki kroma ve hue değerlerinin farklılıkları arasındaki etkileşimi açıklayan bir işlemdir. Daha sonra, bahsedilen spesifik ağırlıklandırma fonksiyonlarına, parametrik faktörlere ve bir rotasyon terimi olan R_T 'ye ek olarak, esasen düşük kromalı (nötr renkler) renkleri etkileyen CIE Lab sisteminin a^* ekseninin bir modifikasyonu da dahil edilmiştir (89). CIEDE2000 renk farkı formülünün, dental seramiklerin renk farkı eşiklerinin değerlendirilmesinde CIE Lab formülünden daha iyi bir uyum sağladığı bildirilmiş, in vitro dental araştırmalarda ve in vivo enstrümantal renk analizinde kullanılması tavsiye edilmiştir (92).

2.3.3 Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Ölçüm Yöntemleri

Diş hekimliğinde renk tespiti için, renk sklasının kullanıldığı görsel yöntem ve renk ölçüm cihazlarının kullanıldığı enstrümantal yöntem olmak üzere 2 ana metot bulunmaktadır (93).

2.3.3.1 Konvansiyonel Görsel Ölçüm Yöntemi

Görsel renk eşleştirme, hangi sekmenin veya sekme kombinasyonunun en iyi eşleşmeyi oluşturduğunu belirlemek için ticari bir renk kılavuzundaki farklı renk örneklerinin doğal dişlerle doğrudan görsel olarak karşılaştırılmasını içermektedir (71). Ekonomik olması, yaygın olarak bulunabilmesi ve diş renginin standartlaştırılmış bir referans renk kılavuzu ile verimli bir şekilde karşılaştırabilmesi gibi avantajlarından dolayı klinik anlamda görsel renk değerlendirmesi diş hekimliği pratiğinde kullanılan en yaygın yöntemdir (93).

Görsel renk değerlendirmesi için yaygın olarak Munsell renk sistemi kullanılmaktadır, ancak bu yöntemle elde edilen verileri CIE Lab renk sistemine aktarmak mümkün değildir (62). Bununla birlikte, görsel yöntem çok öznelidir. Genel olarak bu yöntem birçok faktöre, gözlemcinin gelen radyant enerji ile uyarıldıktan sonra psikolojik ve fizyolojik tepkilerine dayanmaktadır (62,94). Aydınlatma koşulları, duygu durumları, yaşlanma, yorgunluk, metamerizm, nesne ve aydınlatıcı konumu ile klinisyenin bilgi ve becerileri gibi kontrolsüz faktörlerden dolayı görsel renk seçiminin tutarsız ve hatalı tespiti neden olabileceği bildirilmiştir (62).

Görsel renk eşleştirme araçlarına renk sklası denilmektedir. Renk skalasının ana avantajı, genellikle hemen hemen her yerde kullanılabilmesi ve araçsal yöntemlerde kullanılan cihazlara göre daha ucuz olmalarıdır. Ancak tüm doğal dış renklerini içermemekte ve ticari markaların farklılıklarına göre varyasyonlar göstermektedir dolayısıyla standardizasyon sağlanamamaktadır (93).

2.3.3.2 Enstrümantal Ölçüm Yöntemleri

Görsel renk eşleştirme yönteminin tutarsızlıklarını ve sınırlamalarını azaltmak için dış hekimliği uygulamasına enstrümantal ölçüm yöntemleri sunulmuştur (94). Enstrümantal yöntemler, enstrümantal ölçümün hızla elde edilebilmesi, birim anlamda ölçülebilmesi ve daha objektif olmasıyla görsel yöntemlere göre potansiyel bir avantaj sunmaktadır (83). En önemli dezavantajı ise cihazların maliyetidir (93).

Görsel ve enstrümantal renk ölçüm yöntemlerinin birbirini tamamlayarak kombine bir şekilde kullanılmasının daha olumlu estetik sonuçlar sağladığı bildirilmiştir (94). Renk ölçümü için kullanılan üç temel cihaz türü vardır.

2.3.3.2.1 Kolorimetre

Kolorimetreler, normal görmenin spektral işlevine yaklaşan ve insan gözünün algıladığı gibi rengi doğrudan ölçmek için tasarlanmış ilk renk ölçüm cihazı türüdür (61). Gözdeki renk reseptörleri ile benzer özellikteki 3 veya 4 özel sensörle donatılmış renk ölçümü enstrümanlarıdır. Dedektördeki sensörler yansıyan ışığın RGB (kırmızı, yeşil ve mavi) değerlerini elde eder ve CIE sistemindeki $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ değerlerini verirler (71,95,96).

Kolorimetrelerin bilgi doğruluğu genellikle spektrofotometrelerden daha düşüktür. Teknik olarak duyarlı olması operatör deneyimlerine bağlı olarak alınan sonuçların doğruluğunu etkilemektedir. Metamerizmin ölçülememesi, filtrelerin yıpranması ve eskimesi ile hassas ölçümlerin yapılamaması ve tutarsızlıkların oluşması, düz yüzeylerde kullanım için tasarlanan cihazın dış yüzeyi ile tam olarak uyum sağlamaması gibi dezavantajları vardır (93). Ancak spektrofotometrelere oranla daha düşük maliyetli olması ve kolay kullanımları nedeniyle sıklıkla tercih edilirler (97).

2.3.3.2.2 Spektrofotometre

Spektrofotometre, bir nesnenin yüzeyinden yansıyan veya iletilen ışık enerjisi miktarını, 380-780 nm görsel ışık spektrumu boyunca 1-25 nm aralıklarla ölçen bir cihazdır (94). Bir optik ışık kaynağı, bir detektör, birden fazla dalga boyuna sahip ışın demetinden tek dalga boylu ışın çıkışı elde edilmesini sağlayan bir monokromatör, elde edilen ışığı analiz edilebilecek sinyale dönüştürmek için bir araç ve ölçüm için bir optik sistem içerir (71). Görünür spektrumun tamamında bulunan her bir value, kroma ve hue değeri için bir nesne tarafından tek seferde bir dalga boyunda yansıtılan veya iletilen görünür ışığa enerjisi miktarını ölçer ve kaydeder. Reflektans spektrofotometre cihazlarında kullanılan iki temel optik ışık ayarı vardır: 0 derecede aydınlatma ve 45°'de (0/45) gözlem veya 45°'de aydınlatma ve 0° (45/0)'de gözlem. Ağız boşluğundan kaynaklanan sınırlı erişim nedeniyle, yalnızca 45/0 seçeneği klinik kullanım için uygundur (62).

Dış hekimliğinde renk ölçümü için spektrofotometrenin düşük hata payı ile en doğru sonuçları verdiği savunulmaktadır. Elde edilen renk ölçümleri, çeşitli dental renk skalaları ile ilişkilendirilerek ilgili renk sekmesinin eşdeğerine dönüştürülebilir ve bu şekilde görsel renk ölçümü ile kombine olarak kullanılabilir (94).

Metamerizmi değerlendirebilen spektrofotometreler kolorimetrelere göre, daha uzun ömürlüdürler (95). Witkowski ve arkadaşları 2011 yılında yaptıkları çalışmada spektrofotometrenin, farklı gözlemci ve ışık kaynakları kullanıldığı durumlarda bile tutarlı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (98). Pusateri ve arkadaşları farklı renk ölçüm cihazlarını güvenilirlik ve tekrarlanabilirlik olarak

karşılaştırdıkları çalışmanın sonucunda spektrofotometrelerin, kolorimetreler ile karşılaştırıldığında daha güvenilir ve kesin sonuç verdiğini bildirmişlerdir (95).

Piyasada; Spectro Shade (MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre), Crystaleye (Olympus, Tokyo, Japonya), Vita Easy Shade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) gibi çeşitli ticari markalarda intraoral spektrofotometreler mevcuttur (62,71,95,98). Vita Easy Shade (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) renk eşleştirmeli kablosuz bir cihazdır. Taşınabilir, pille çalışan, küçük, temaslı tipte olan ve VITA 3D-Master ve VITA Klasik renk skalalarına dayalı renk ölçümü sağlayan uygun maliyetli bir spektrofotometredir. Dental kliniklerde restorasyonların renk seçimi için üretilmiş bir cihazdır (62,71).

2.3.3.2.3 Dijital Kameralar ve Görüntü Sistemleri

Dış hekimliği pratiğinde dijital kameralar; ulaşılabilirlikleri, maliyetleri ve kullanım kolaylıkları nedeniyle hekim ve teknisyenler için ideal bir araçtır. Dijital kameralar, kameranın renkli görüntüyü oluşturması için kullanılan kırmızı, yeşil ve mavi verileri aldığı RGB renk modelini temel alır. Bu renk modelinde kırmızı, yeşil ve mavi ışık, geniş bir renk düzenlemesi oluşturmak için bir araya getirilir (94).

Tarayıcılar ve dijital kameralar, renk bilgilerini kaydetmek ve dış yüzeylerinin ayrıntılı bir görüntüsünü sağlamak için kullanılan yararlı bir renk haritalaması sağlayabilir ve kameranın her piksel konumunda üç rengin her birini kaydedebilir (62,99). Ancak tek başına kullanıldığında renk analizi için güvenilir bir yöntem değildir. Aydınlatma ve fotoğraf alınırken kullanılan açı, rengin kamera tarafından algılanmasını etkileyebilir (78). Dijital kamera aracılığıyla sağlanan görüntüler, bu görüntülerin bir kısmından veya tamamından renk değerlerinin toplanmasını sağlayan uygun bir yazılım kullanılarak analiz edilebilir, ancak CAD/CAM sistemlerinde kullanılanlar gibi dijital tarayıcılar da dış rengi eşleştirme özelliğiyle geliştirilmektedir (94,100).

2.4 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

Suni yaşlandırma bir materyalin kullanma sürecinde maruz kalacağı dış etkenlerin, materyalin niteliklerine yapacağı etkileri kullanım sürecinden daha kısa sürede uygulanması ve sonuçlarını önceden tahmin etme fırsatı sağlayan bir test yöntemidir. Restoratif materyallerin uzun vadeli intraoral performansı sonucu materyallerde meydana gelebilecek olan fiziksel ve mekanik değişimleri, kontrol

edilebilir in vitro koşullarda test etmek için yapılan simülasyon genel olarak yaşlandırma testleri olarak adlandırılmaktadır (11).

2.4.1 Ultraviyole (UV) Yaşlandırma

Nem, sıcaklık değişiklikleri ve çiğneme gibi oral çevresel faktörler dental restorasyonların optik özelliklerini ve prognozunu etkileyebilir (101); bu faktörlerin etkileri hızlandırılmış yaşlandırma prosedürleri ile yapılan çalışmalarla tahmin edilebilir (102,103). Dental restorasyonların optik özelliklerini ve renk stabilitesini analiz etmek için, ultraviyole (UV) yaşlandırma yöntemleri önceden yapılan çalışmalarda uygulanmıştır ve 150 kJ/m² UV maruziyetine sahip bir yaşlanma döngüsünün bir yıllık klinik maruziyete eşdeğer olduğunu bildirilmiştir (104,105).

UV ile yapay yaşlandırma tekniğinde, seramik sistemleri; ışık, sıcaklık ve nemli ortam değişimlerine tabi tutularak materyallerin kullanılacakları oral çevre şartları taklit edilir (5). Hızlandırılmış yaşlandırma uygulamasında örnekler, uzun dönem ultraviyole ışık, sıcaklık ve nemli ortam değişimlerine maruz bırakılır. Bu sistemde xenon ark lambaları, karbon ark lambaları ile floresan UV lambaları kullanılır (106).

Testte uygulanan nem ve ısı, malzemenin karşı karşıya kaldığı ışık radyasyonundan sonra meydana gelen kimyasal reaksiyonları etkilediklerinden yaşlandırma sürecinde önem taşımaktadır. En büyük renk değişimi, işlemin ilk 300 saatinde ortaya çıkar ve üretici firmalara göre 300 saatlik yaşlandırma işlemi ağız ortamında 1 yıllık kullanıma denk gelmektedir (86). Hızlandırılmış yaşlanma süreci, nispeten uzun bir hizmet süresi boyunca oral koşulları simüle etmek için kullanılır (2).

2.4.2 Termal Döngü

Tekrarlayan sıcaklık değişimleri, diş ve restorasyon yapısında termal streslere neden olmaktadır (107). Termal stresler, çatlak ilerlemesini uyararak mekanik streslere neden olabildiği gibi restoratif materyalin diş dokusuna kıyasla daha yüksek termal büzülme ve genleşme katsayısı nedeniyle, diş ile biyomateryal arayüzünde tekrarlayan temas genleşme ve gerilmeleri oluşturur. Bu nedenle yapılacak in vitro deneylerin ağız içerisindeki ısı değişikliklerini taklit etmesi gerekir. Termal döngü, sıcak ve soğuk maddelerin oral kavitede oluşturduğu etkiyi

taklit ederek diş ile restoratif materyal arasında oluşan doğrusal termal genleşme ilişkisini yansıtır (108).

Çalışmada uygulanan termal döngü, 1950'li yıllardan beri yaygın olarak kullanılan yapay bir yaşlanma metodolojisi. Bu yöntemde cihaz; iki banyo tankı ve test örneklerini bu banyo tanklarına sırayla daldırabilen taşıyıcı bir kol ve bir kontrol panelinden oluşur. Banyo tankları içeriği değişebilen sıvıların istenilen sıcaklıkta kalmasını sağlar. Test edilecek örnekler, taşıma koluna bağlı sepete yerleştirilir. Bir tanktan diğerine taşınan örneklerin transfer süresi ve her bir tankta bekletme süresi kontrol panelinden ayarlanabilmektedir (107). ISO TR 11450 standardı, en düşük 5°C en yüksek 55°C aralığındaki su banyolarında 500 döngü içeren bir termal döngü rejiminin uygun bir yapay yaşlanma testi olduğunu gösterir ancak literatürde yer alan çalışmalarda, amaçlanan klinik etki süresini oluşturabilmek için termal döngü sayısının arttırılabileceği bildirilmiştir (108).

2.4.3 Otoklav ile Yaşlandırma

Sıklıkla kullanılan bir yapay yaşlandırma yöntemidir. Bu tez çalışmasında da kullanılan otoklavda yaşlandırma yönteminde, distile su içeren cam kaplara konulan örnekler otoklava yerleştirilmesinin ardından 134°C'de ve 0,2MPa'lık bir basınç altında farklı sürelerde tutularak in vivo olarak yaşlandırılmaktadır (109,110). Literatür incelendiğinde araştırmacıların genel fikri;1 saatlik otoklavda yaşlandırma protokolü (134°C; 0.2 MPa) uygulamasının in vivo olarak yaklaşık 2 seneye, 5 saatlik uygulamanın 10 ile 20 seneye denk olduğu; bu tez çalışmasına uygun olan 1 senelik klinik etki için 30 dakika otoklav ile yapay yaşlandırma süresinin yeterli olduğu bildirilmektedir (110–113).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında yüksek translusensi özelliğine sahip A1 rengine 4 adet CAD/CAM materyali kullanıldı. Materyallere eşit oranda uygulanan farklı yapay yaşlandırma teknikleri sonrası optik özelliklerindeki değişim karşılaştırıldı.

Örneklem büyüklüğünü belirlemede power analizi kullanıldı. Yeni bir materyal sistemi değerlendirilirken önemli bir klinik ölçüt kabul edilen restorasyonların optik özellikleri ile ilgili yapılmış çalışmalardan elde edilen bulgular dikkate alınarak total etki büyüklüğü 0,862 bulundu. Bu etki büyüklüğü ile güç %80 ve güven aralığı %95 alınarak çalışmanın örneklem büyüklüğü hesaplandı ve her grupta 10 adet (n=10) olmak üzere toplam 120 örneğin çalışma için gerekli olduğu sonucuna varıldı.

Çalışmada, eşit kalınlıkta hazırlanan 4 farklı materyal için; UV yaşlandırma, termal döngü ve otoklav yaşlandırması grupları oluşturuldu. Toplam 12 alt grup için her bir grupta 10 adet olmak üzere 4 farklı materyalden toplam 120 örnek elde edildi. Çalışmada, özellikle estetik bölgede yapılan restorasyonlarda kullanımı önerilen ve tercih edilen HT özelliğine sahip A1 rengineki bloklar seçildi.

Her bir bloktan 3 farklı yapay yaşlandırma uygulaması için 30'ar adet kesit alındı. 1 ± 0.05 mm kalınlıkta kesit alınan materyallerin silikon karbit aşındırma kağıtları ile yüzey standardizasyonları ve kenar düzeltmeleri yapıldıktan sonra tüm örnekler bir aeratör yardımı ile işaretlenerek numaralandırıldı. Ardından yapay yaşlandırma uygulamaları için alt gruplara ayrılarak deney grupları oluşturuldu.

Yaşlandırma uygulamaları öncesinde örneklerin renk ölçümleri siyah beyaz ve gri arka planda spektrofotometre cihazı (Vita Easyshade V, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile yapıldı ve işaretlenen her bir örnek için kayıt altına alındı. Sonrasında her bir örneğe 1 yıllık intraoral kullanımı taklit edecek şekilde, eşit oranda UV yaşlandırma, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma işlemleri uygulandı. Örneklerin yaşlandırma işlemleri sonrasında renk ölçümleri yapıldı, önceden kayıt edilen değerler ile karşılaştırıldı ve istatistiksel değerlendirmeler yapıldı.

3.1 Çalışmanın Yöntem Tasarımı

Çalışmada planlanan ve uygulanan yöntem tasarımı temelde 6 başlıktan oluşup, Şekil 3.1’de özetlendi.

1) 4 farklı CAD/CAM bloğundan (**Grup GC:** GC İntial LRF Blok, **Grup ES:** IPS Empress Cad, **Grup EM:** IPS E.max Cad, **Grup CD:** Cerec Celtra Duo); üretici firma talimatları doğrultusunda kesici elmas disk kullanılarak, otomatik yüksek hızlı hassas kesim makinesi (Metkon Micracut 201 Bursa, Türkiye) ile su soğutması altında $1\pm 0,05$ mm kalınlığında kesit alınması ve dikdörtgen şeklinde (1 mm×12 mm×14 mm) örneklerin elde edilmesi.

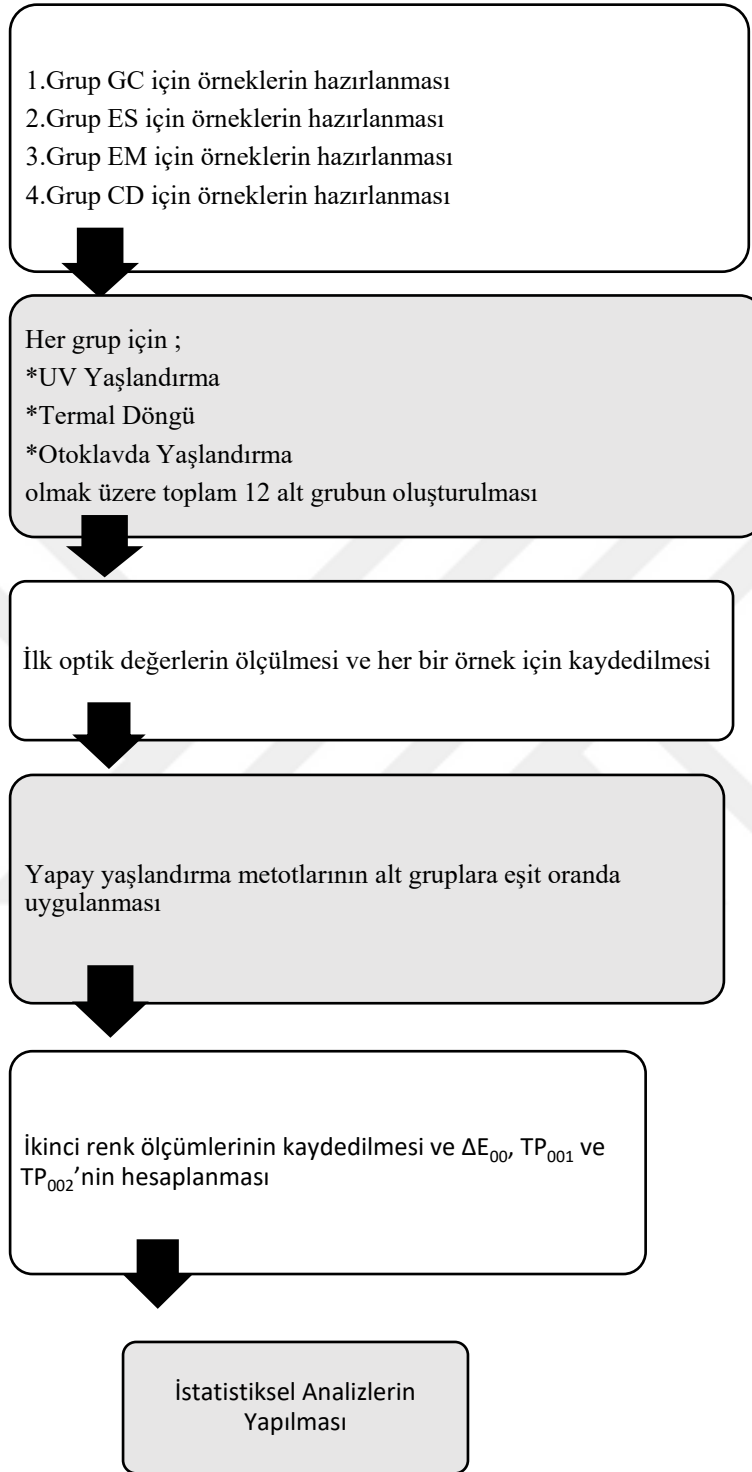
2) 4 farklı materyale uygulanacak; UV yaşlandırma (UV), termal döngü (TD), otoklavda yaşlandırma (O) olmak üzere 3 farklı yapay yaşlandırma için toplam 12 alt grubun oluşturulması; **Grup GCUV:** GC İntial LRF UV yaşlandırma, **Grup GCTD:** GC İntial LRF termal döngüde yaşlandırma, **Grup GCO:** GC İntial LRF otoklavda yaşlandırma, **Grup EMUV:** IPS Emax Cad UV yaşlandırma, **Grup EMTD:** IPS Emax Cad termal döngüde yaşlandırma, **Grup EMO:** IPS Emax Cad otoklavda yaşlandırma, **Grup ESUV:** IPS Empress Cad UV yaşlandırma, **Grup ESTD:** IPS Empress Cad termal döngüde yaşlandırma, **Grup ESO:** IPS Empress Cad otoklavda yaşlandırma, **Grup CDUV:** Celtra Duo UV yaşlandırma, **Grup CDTD:** Celtra Duo termal döngüde yaşlandırma, **Grup CDO:** Celtra Duo otoklavda yaşlandırma.

3)Yaşlandırma uygulamaları öncesinde, işaretlenen örneklerin optik değerlerinin spektrofotometre ile ölçümünün yapılması ve kayıt altına alınması

4)Yaşlandırma metotlarının aynı yıpranma süresini temsil edecek şekilde alt gruplara uygulanması

5) Yaşlandırma uygulamaları sonrasında, işaretli örneklerin optik değerlerinin spektrofotometre ile 2. renk ölçümlerinin kaydedilmesi ve ΔE_{00} , TP_{001} ve TP_{002} ’nin hesaplanması

6) Elde edilen verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi



Şekil 3.1: Çalışmanın Yöntem Tasarımı

4 farklı monolitik CAD/CAM materyaline uygulanması planlanan 3 farklı yapay yaşlandırma yöntemi için toplam 12 grup oluşturuldu. Test edilen farklı ticari marka ve içeriklere sahip CAD/CAM materyallerinin tipi, rengi, üretici firma bilgileri ve lot numaraları Tablo 3.1’de listelendi.

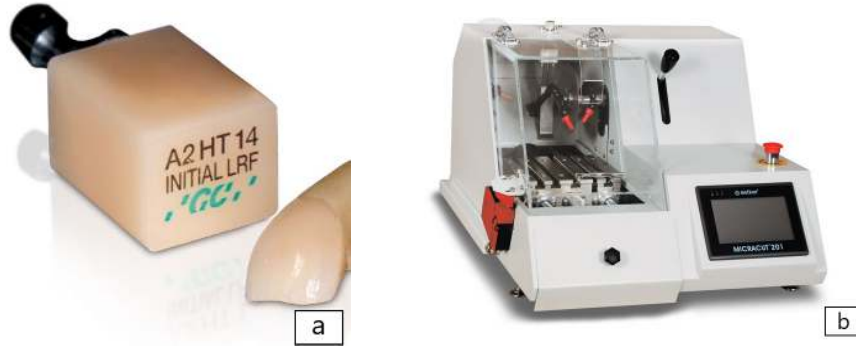
Tablo 3.1: Örnek Grupları (n=10)

Deney Grupları	Kullanılan Materyal	Üretici Firma	Lot Numarası	Materyalin Tipi	Renk	Yapay Yaşlandırma Yöntemi
GC Grubu	GC Initial LRF	GC Dental Products, A.B.D.	2001141	Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik	HT A1	UV Yaşlandırma (UV)
						Termal Döngü (TD)
						Otoklavda Yaşlandırma (O)
ES Grubu	IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Y45442	Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik	HT A1	UV Yaşlandırma (UV)
						Termal Döngü (TD)
						Otoklavda Yaşlandırma (O)
EM Grubu	IPS Emax CAD	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Z00921	Lityum Dislikat Cam Seramik	HT A1	UV Yaşlandırma (UV)
						Termal Döngü (TD)
						Otoklavda Yaşlandırma (O)
CD Grubu	Cerec Celtra Duo	Sirona, Bensheim, Almanya	16005083	Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Seramik	HT A1	UV Yaşlandırma (UV)
						Termal Döngü (TD)
						Otoklavda Yaşlandırma (O)

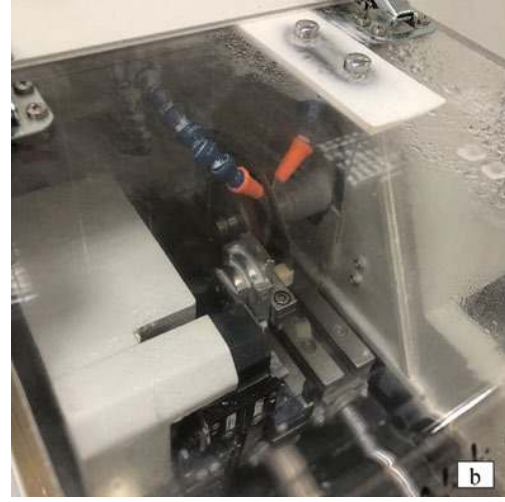
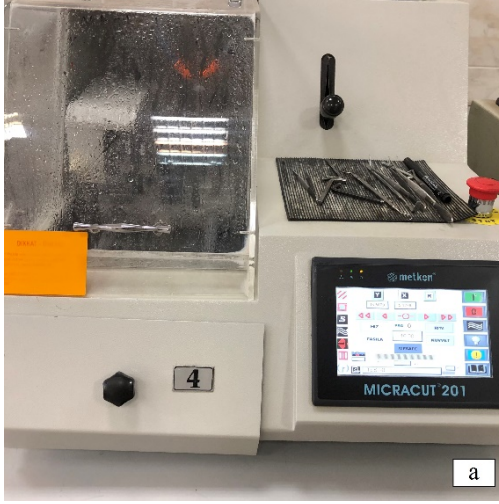
3.2 Örneklerin Hazırlanması

3.2.1 Grup GC için protetik örneklerin elde edilmesi

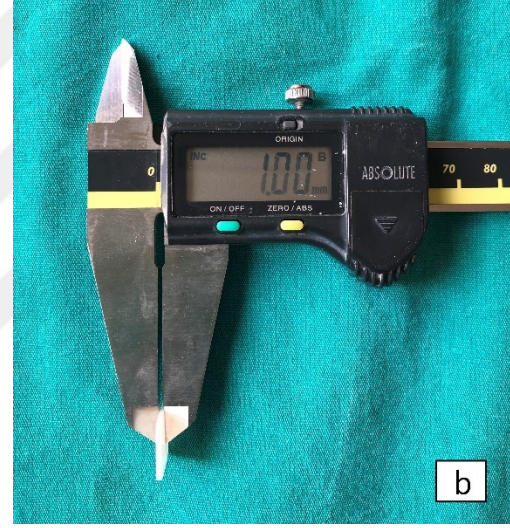
Lösitle güçlendirilmiş feldspar seramik olan HT A1 rengindeki GC İnitall LRF (GC Dental Products, A.B.D.) blok materyalinden (Şekil 3.2 a) üretici firma talimatları doğrultusunda kesici elmas disk kullanılarak, otomatik yüksek hızlı hassas kesim makinesi (Metkon Micracut 201 Bursa, Türkiye; Şekil 3.2 b) yardımı ile su soğutması altında, blok boyutlarına uygun olacak şekilde 12×14 mm ebatlarında $1\pm0,05$ mm kalınlığında 30 adet dikdörtgen şeklinde örnek elde edildi (Şekil 3.3 a,b). Elde edilen örnek yüzeyleri bir polisaj makinesi kullanılarak (Minitex 233 Eybens, Fransa) sırasıyla 300, 500, 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit aşındırma kağıtları ile standardize edildi (Şekil 3.4 a). Örnek kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla kontrol edildi (Şekil 3.4 b). Yaşlandırma işlemleri öncesinde optik değerlerin kayıt altına alınması amacıyla, her bir örneğin ölçüm yapılmayacak yüzeyi bir aeratör yardımı ile 1'den 10'a kadar numaralandırılarak UV, TD ve O yaşlandırmaları için alt gruplara ayrıldı. Hazırlanan örnekler, buhar makinesi (Triton SLA, Bego, Almanya) ile temizlendi. Son olarak 10 dakika süreyle ultrasonik temizleyicide (Digital Ultrasonic Cleaner, Wise Clean, Türkiye) yıkanan örnekler (Şekil 3.5 a, b) in vitro yaşlandırma işlemleri öncesi optik değerlerinin ilk ölçümleri için hazır hale getirildi (Şekil 3.6).



Şekil 3.2 a:GC LRF Blok b: Micracut hassas kesim cihazı



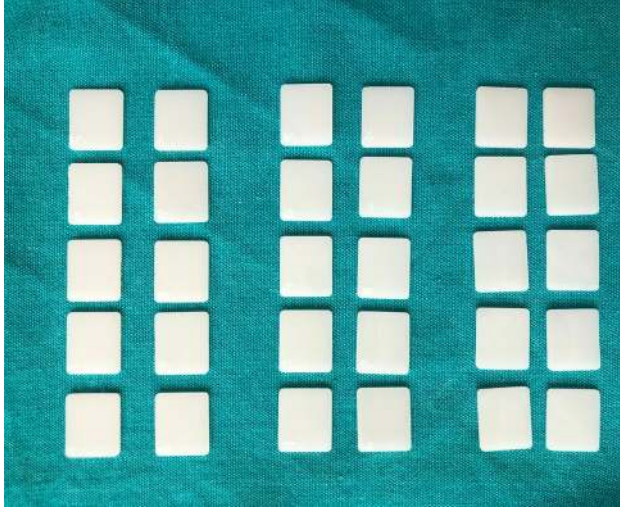
Şekil 3.3 a, b: Örneklerin hassas kesim makinesi ile elde edilmesi



Şekil 3.4 a: Yüzey standardizasyonu için kullanılan Minitech 233 b: Örnek kalınlıklarının kontrol edilmesi



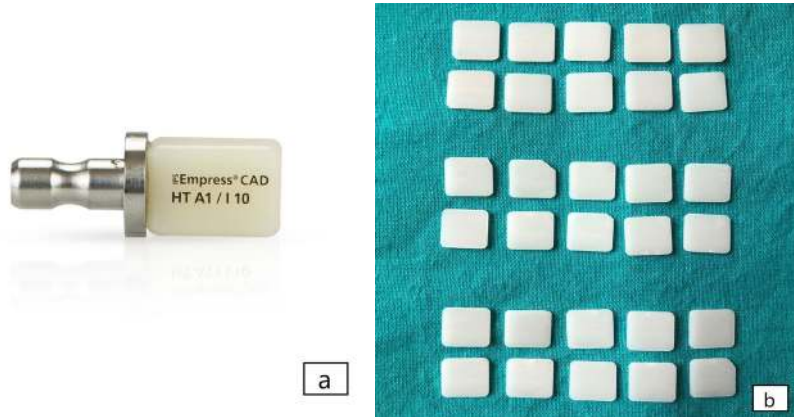
Şekil 3.5 a, b: Örneklerin Ultrasonik Temizleyicide Temzilenmesi



Şekil 3.6: Yüzey standardizasyonu biten GC LRF örnekler

3.2.2 Grup ES için protetik örneklerin elde edilmesi

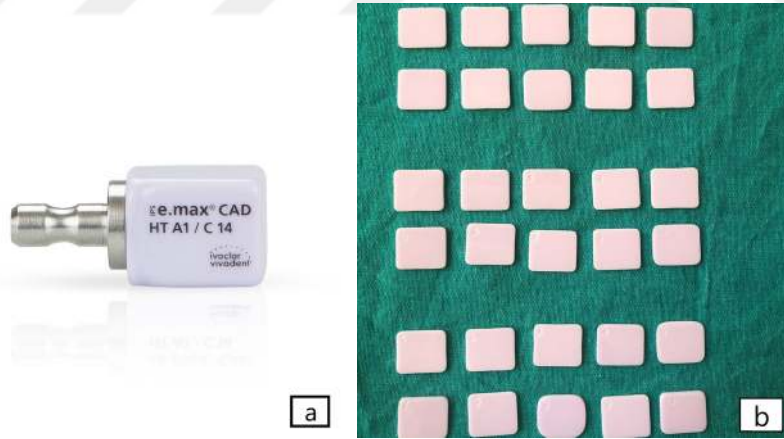
Lösitle güçlendirilmiş cam seramik olan HT A1 rengindeki Ips Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) blok materyalinden (Şekil 3.7 a) üretici firma talimatları doğrultusunda kesici elmas disk kullanılarak, otomatik yüksek hızlı hassas kesim makinesi (Metkon Micracut 201 Bursa, Türkiye) yardımı ile su soğutması altında, blok boyutlarına uygun olacak şekilde 10×12 mm ebatlarında $1\pm0,05$ mm kalınlığında 30 adet dikdörtgen şeklinde örnek elde edildi. Bölüm 3.2.1’de anlatılan prosedürler uygulanarak in vitro yaşlandırma işlemleri öncesi optik değerlerinin ilk ölçümleri için hazır hale getirildi (Şekil 3.7 b).



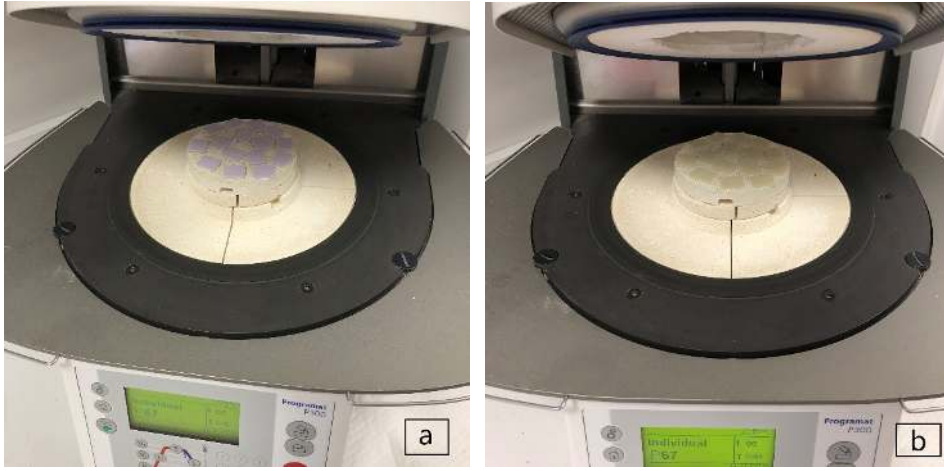
Şekil 3.7 a: IPS Empress CAD Blok **b:** Yüzey standardizasyonu biten IPS Empress CAD örnekler

3.2.3 Grup EM için protetik örneklerin elde edilmesi

Lityum disilikat içerikli HT A1 rengindeki prekrystalize IPS Emax CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) blok materyalinden (Şekil 3.8 a) üretici firma talimatları doğrultusunda kesici elmas disk kullanılarak, otomatik yüksek hızlı hassas kesim makinesi (Metkon Micracut 201 Bursa, Türkiye) yardımı ile su soğutması altında, blok boyutlarına uygun olacak şekilde 12×14 mm ebatlarında $1\pm0,05$ mm kalınlığında 30 adet dikdörtgen şeklinde örnek elde edildi (Şekil 3.8 b). Örnek kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla ölçüldü. Elde edilen örnek yüzeyleri bir polisaj makinesi kullanılarak (Minitch 233 Eybens, Fransa) sırasıyla 300, 500, 600, 800 ve 1200 grit silikon karbit aşındırma kağıtları ile standardize edildi. Yüzey standardizasyonu tamamlanan örnekler seramik fırınına (Programat P300, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yerleştirildi ve üretici firmanın talimatlarına göre; 6 dk 403°C’de kapanma, 10 sn 820°C’de 1. ateşleme, 7 dk 840°C’de 2. ateşleme ve 700°C/dk ile soğutulularak kristalizasyon tamamlandı (Şekil 3.9 a, b). Kristalizasyonu tamamlanan örnekler bölüm 3.2.1’de anlatılan prosedürler uygulanarak in vitro yaşlandırma işlemleri öncesi optik değerlerinin ilk ölçümleri için hazır hale getirildi.



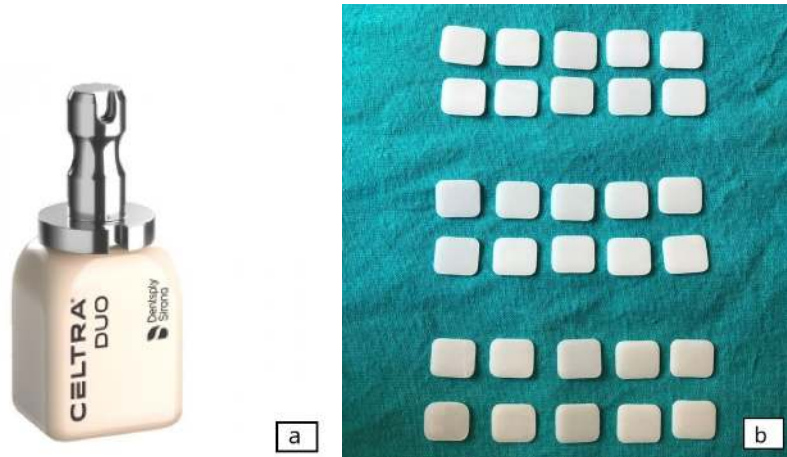
Şekil 3.8 a: IPS Emax CAD Blok **b:** Prekrystalize IPS Emax CAD örnekler



Şekil 3.9 a, b: IPS Emax CAD Örneklerin kristalizasyon fırınlaması

3.2.4 Grup CD için protetik örneklerin elde edilmesi

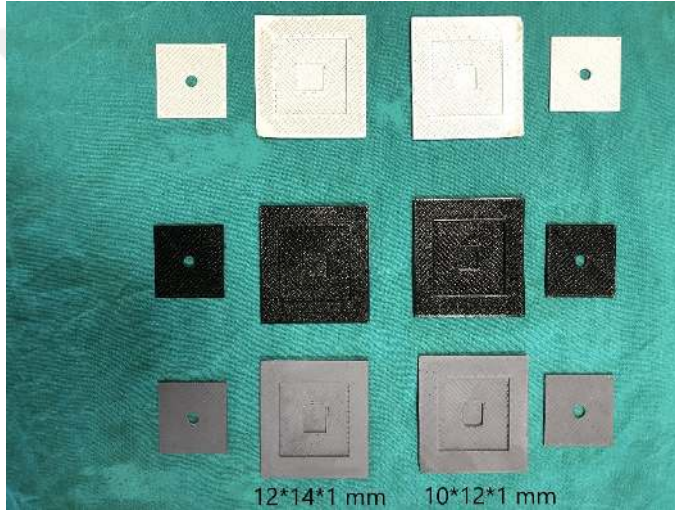
Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat içerikli HT A1 renginde Cerec Celtra Duo (Sirona, Bensheim, Almanya) blok materyalinden (Şekil 3.10 a) üretici firma talimatları doğrultusunda kesici elmas disk kullanılarak, otomatik yüksek hızlı hassas kesim makinesi (Metkon Micracut 201 Eybens, Fransa) yardımı ile su soğutması altında, blok boyutlarına uygun olacak şekilde 12×14 mm ebatlarında $1\pm0,05$ mm kalınlığında 30 adet dikdörtgen şeklinde örnek elde edildi (Şekil 3.10 b). Bölüm 3.2.1’de anlatılan prosedürler uygulanarak in vitro yaşlandırma işlemleri öncesi optik değerlerinin ilk ölçümleri için hazır hale getirildi. Örnekler herhangi bir ısıtma işlemi uygulanmadı.



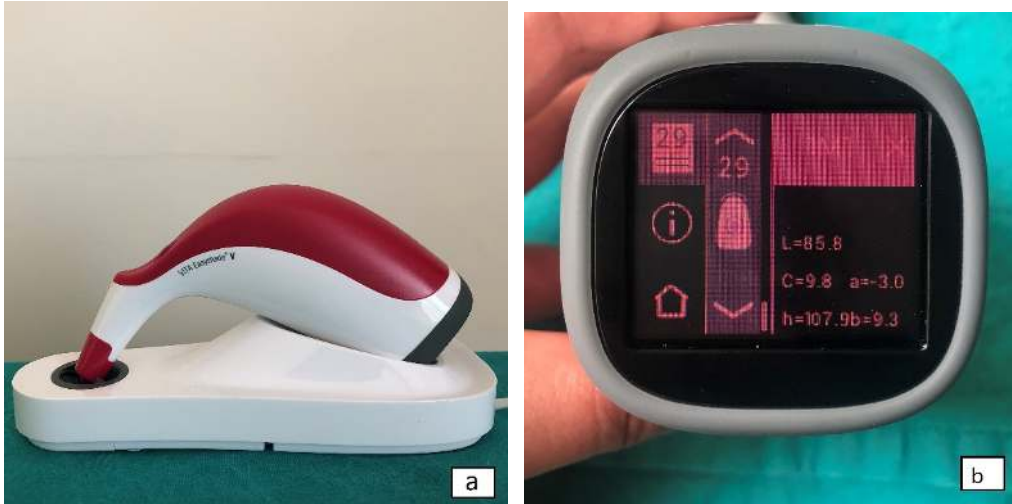
Şekil 3.10 a: Celtra Duo Blok b: Yüzey standardizasyonu biten Celtra Duo örnekler

3.3 Örneklerin Optik Değerlerinin İlk Ölçümlerinin Yapılması

Yaşlandırma işlemleri öncesi numaralandırılıp hazırlanan örneklerin L^* , a^* , b^* değerlerinin ilk ölçümü spektrofotometre cihazı (Easy Shade V, Vita Zahnfabric; Almanya) kullanarak yapıldı. Tüm örneklerin renk ölçümü için, 3D yazıcı ile polilaktikasitten (PLA) özel olarak hazırlanmış beyaz, siyah ve gri renk ölçüm apareyleri kullanıldı. Böylece her bir örneğin renk ölçümü 3 farklı zeminde gerçekleştirilmiş oldu (Şekil 3.11). Kullanılan apareyler, örneklerin yerleştirileceği örnek boyutlarına uygun bir yuva ve kullanılan spektrofotometrenin 6 mm çapındaki temas başlığına uygun açıklığı bulunan bir kapağı olacak şekilde tasarlandı.



Şekil 3.11: Örnek boyutlarına uygun olacak şekilde 12*14*1 mm ve 10*12*1 mm yuva boşluğu bulunan beyaz, siyah ve gri apareyler



Şekil 3.12 a, b: Spektrofotometre, Vita Easyshade V

Ölçümler öncesi spektrofotometre kendi özel kalibrasyon aleti ile üretici firma önerileri doğrultusunda kalibre edildi (Şekil 3.12 a, b). Özel olarak hazırlanan renk ölçüm apareylerine yerleştirilen örneklerin spektrofotometre ile tam temasta olmasına dikkat edilerek beyaz, siyah ve gri zeminler için ayrı ayrı L^* , a^* , b^* değerleri gün ışığında 3'er kez ölçüldü ve bu ölçümlerin ortalaması alınarak L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri beyaz, siyah ve gri zeminler için kaydedildi.

3.3.1 Yaşlandırma Testleri Öncesi TP_{00} Skorunun Hesaplanması

Hesaplanan ve algılanan renk farklılıkları arasındaki düzeltmeyi iyileştirmek amacıyla CIE Lab renk uzayının tekdüze olmaması için CIEDE2000 formülünün kullanılması tavsiye edilmektedir (91). Her bir örnek için, beyaz ve siyah zeminlerde yapılan ölçümlerden elde edilen L^* , a^* , b^* değerleri aşağıdaki formülde kullanılarak, yaşlandırma işlemleri öncesi TP_{001} skoru, yaşlandırma sonrası ölçülecek TP_{002} skoru ile karşılaştırılmak üzere hesaplandı.

$$TP_{00} = \sqrt{\left(\frac{L'_s - L'_b}{k_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{C'_s - C'_b}{k_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{H'_s - H'_b}{k_H S_H}\right)^2 + RT \left(\frac{C'_s - C'_b}{k_C S_C}\right) \left(\frac{H'_s - H'_b}{k_H S_H}\right)}$$

Bu formülde s değerleri siyah arka plandaki ölçümleri, b değerleri beyaz arka plandaki ölçümleri göstermektedir. CIE Lab sisteminin a^* koordinatının bir modifikasyonunu açıklayan RT , hue ve kroma değerleri arasındaki ilişkiyi tanımlamaktadır. S_L , S_C , S_H parlaklık, kroma ve hue değerlerini içerir. Parametrik faktörler olarak adlandırılan K_L , K_C , K_H deneysel şartlardaki parametrik varyasyonları dengeleyen değerlerdir. Pecho ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada bu değerlerin 2:1:1 olarak esas alındığı durumda insan gözünün algılayabilirlik eşiğine daha yakın sonuçlar elde edilmiştir (91). Bu nedenle çalışmada TP_{00} skoru hesaplanırken K_L , K_C , K_H değerleri 2:1:1 olarak kabul edildi. TP_{00} değeri yükseldikçe materyalin ışık geçirgenliği özelliği artmaktadır (114).

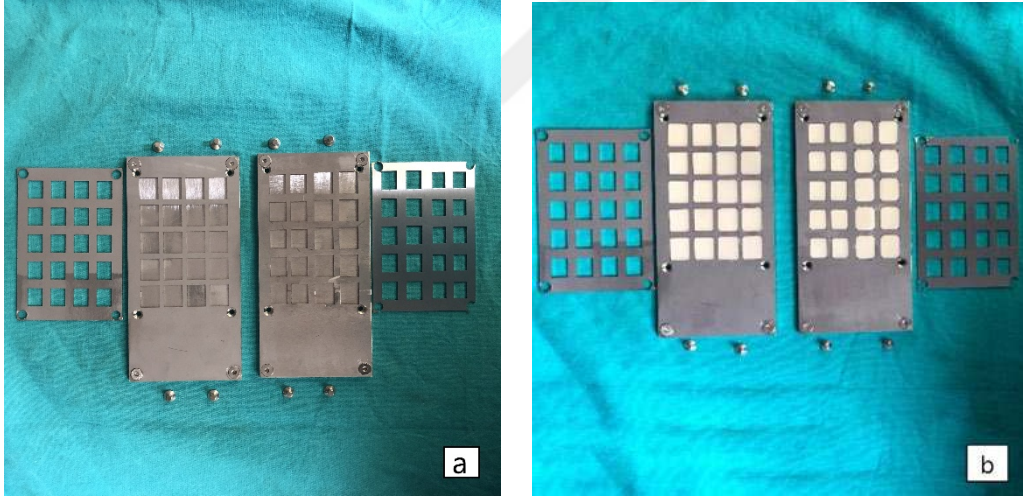
3.4 Yapay Yaşlandırma Testlerinin Uygulanması

Optik değerleri kayıt altına alınan örneklerle 3 farklı yapay yaşlandırma işlemi uygulandı. UV yaşlandırma işlemi Ankara Karayolları Genel Müdürlüğü Ar-Ge Laboratuvarında bulunan yaşlandırma cihazı (BGD 856 UV ışığı ile hızlandırılmış yaşlandırma testi cihazı, Biuged Laboratory Instruments Ltd, GuangZhou, Çin) kullanılarak, Uluslararası Standartlar Organizasyonu (ISO) 7491 (ISO, 2000) standart protokolü uygulanarak yapıldı. Termal siklusta yaşlandırma işlemi Ankara

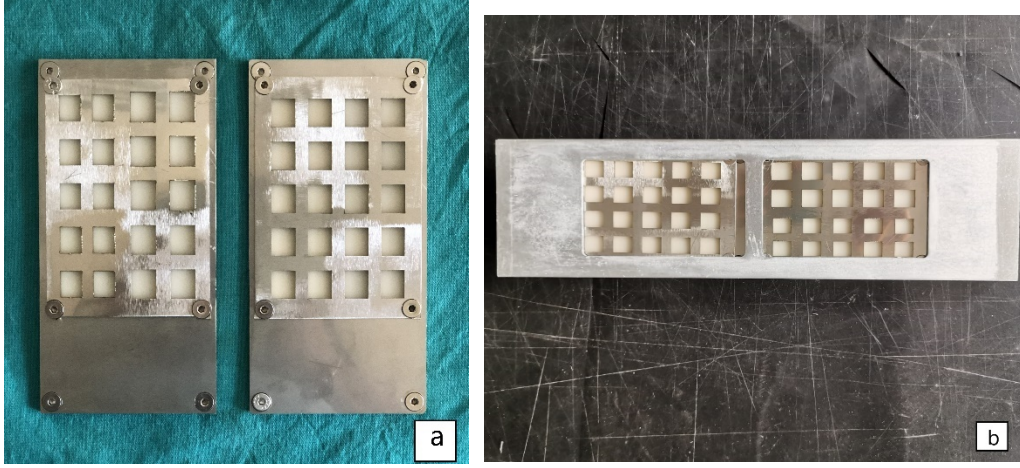
Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Laboratuvarında bulunan SD Mekatronik Termal Döngü cihazında (Westerham, Almanya) ISO TR 11450 (1994) protokolü uygulanarak yapıldı. Otoklavda yaşlandırma işlemi ise Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde bulunan buharlı otoklav cihazında (CH-8583, BeliMed Sauter, Zug, İsviçre) ISO standart 6474-2 (ISO, 2008) protokolü uygulanarak yapıldı.

3.4.1 UV Yaşlandırma Testi

UV yaşlandırma testi öncesinde, örneklerin yerleştirilmesi için, paslanmaz çelik materyalinden 2 adet metal kalıp sistemi hazırlandı. Bu sistemde; örneklerin düşmemesi için taban olarak 3 mm kalınlığında düz metal tabaka, üzerinde örnek boyutlarına uygun yuvalar olan 1 mm kalınlığında bir yuva tabakası ve en üstte örneklerin test koşullarına açık bırakılacak kısmı için örneklerin en ve boyundan 1mm daha küçük yapılmış bir pencere tabakası oluşturulup vidalı bir sistemle birbirine bağlandı (Şekil 3.13 a, b). Hazırlanan metal kalıplar örnek yüzeyleri açıkta kalacak şekilde test cihazına yerleştirildi (Şekil 3.14 a, b).



Şekil 3.13 a: UV yaşlandırma işlemi için hazırlanan metal levha sistemi **b:** Örneklerin metal levhalardaki yuvalarına yerleştirilmesi



Şekil 3.14 a, b: UV yaşlandırma cihazı için test yüzeyleri açıkta kalacak şekilde örneklerin yerleştirilmesi

Örneklerin hepsine, test cihazında ultraviyole ışık ve su püskürtme uygulaması ile $0,48 \text{ W/m}^2$ ışıma enerjisiyle, lâmba tipi II (UVB-313) altında $60^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$ sıcaklıkta 8 saat ışıma ve $50^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$ sıcaklıkta 4 saat yoğunlaştırmadan oluşan döngülerle 300 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemi yapıldı (Şekil 13.15 a, b). Çalışmada uygulanan UV yaşlandırma koşullarında 300 saat uygulamanın in vivo olarak 1 yıllık kullanıma eşdeğer olduğu bildirilmektedir (104,105). Test döngüsündeki bu sıcaklık değerleri, vücut dokularını nekroza uğratmayacak döngüdür (105).



Şekil 3.15 a, b: BGD 856 UV Işıklı Hızlandırılmış Yaşlandırma Cihazı

3.4.2 Termal Döngüde Yaşlandırma Testi

Termal döngü yaygın olarak kullanılan yapay bir yaşlanma metodolojisidir. Bu yöntemde cihaz; iki banyo tankı ve test örneklerini bu banyo tanklarına sırayla daldırabilen taşıyıcı bir kol ve bir kontrol panelinden oluşmaktadır. Banyo tankları

içeriği değişebilen sıvıların istenilen sıcaklıkta kalmasını sağlar. Test edilecek örnekler, taşıma koluna bağlı sepete yerleştirilir. Bir tanktan diğerine taşınan örneklerin transfer süresi ve her bir tankta bekletme süresi kontrol panelinden ayarlanabilmektedir. Termal siklusun geçerliliği için sıcaklık, bekletme süresi ve siklus sayısı olmak üzere 3 önemli faktör ortaya çıkmaktadır (115). ISO 11405 (1994) standartlarına göre uygulanan sıcaklık 5-55°C'dir ve araştırmacılar tarafından in vivo şartların simülasyonu için kabul görmüştür (108,115). Literatürde termal siklusda 10000 döngünün in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğu bildirilmektedir (108,116). Çalışmalarda kullanılan örneklerin değişen sıcaklıklardaki bekletme süreleri 10 sn, 15 sn, 30 sn, 55 sn, 60 sn, 2 dk ve 3 dk olarak değişmektedir (115).

Bu tez çalışmasında termal döngü testi için ayrılan tüm alt gruplara 1 senelik klinik etkiyi oluşturmak amacıyla 5-55 °C (± 2 °C)' de 10.000 çevirim termal döngü uygulandı (Şekil 3.16). Daha önce yapılan bir çalışmada (117) olduğu gibi termal döngü cihazının banyosunda örneklerin bekleme süresi 30 sn, bir banyodan diğerine geçiş süresi ise 10 sn olarak ayarlandı.



Şekil 3.16: SD Mekatronik Termal Döngü Cihazı

3.4.3 Otoklavda Yaşlandırma Testi

Otoklavda yaşlandırma yönteminde, cam petri kaplarına konulan örnekler otoklava yerleştirildikten sonra 134°C'de ve 200 kPa'lık bir basınç altında farklı sürelerde tutularak in vivo yaşlanma simüle edilmektedir (109,110). Literatür incelendiğinde araştırmacıların genel fikir birliği 1 yıllık yaşlanmayı simüle etmek için 30 dakikalık bir sürenin yeterli olduğu yönündedir (111–113). Bu nedenle

çalışmada cam petri kaplarına konulan örneklere 134°C’de 2 bar basınç altında 30 dk süre ile otoklavda yaşlandırma testi uyguladı (Şekil 3.17 a, b).



Şekil 3.17 a, b: Örneklerin cam petri kaplarında otoklava yerleştirilmesi

3.5 Renk Değişiminin (ΔE_{00}) Değerlendirilmesi

Yaşlandırma testleri öncesi her bir örnek için nötral gri zeminde ölçülüp kaydedilen L_1^* , a_1^* , b_1^* değerleri ilk optik değerler olarak kullanıldı. Yaşlandırma testleri sonrası nötral gri zeminde örneklerin ikinci ölçümleri bölüm 3.3’de anlatılan şekilde yapıldı ve L_2^* , a_2^* , b_2^* değerleri kaydedildi. Örneklerdeki renk değişimi (ΔE_{00}) CIEDE2000 renk farkı formülü kullanılarak hesaplandı.

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

$\Delta L' = L_2 - L_1$ (L_1 yaşlandırma öncesi, L_2 yaşlandırma sonrası nötral gri zemin üzerindeki L değerleri)

$\Delta C' = C_2 - C_1$ (C_1 yaşlandırma öncesi, C_2 yaşlandırma sonrası nötral gri zemin üzerindeki kroma değerleri)

$\Delta H' = H_2 - H_1$ (H_1 yaşlandırma öncesi, H_2 yaşlandırma sonrası nötral gri zemin üzerindeki hue değerleri)

CIEDE2000 sistemine göre; $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ örneklerin UV, Termal Döngü ve Otoklavda yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrası parlaklık, kroma ve hue ölçümleri arasındaki farkı; R_T (rotasyon fonksiyonu) ise mavi bölgedeki kroma ve hue farkı arasındaki etkileşimi gösteren bir faktördür ve dental renk uzayında 0’a yakın değeri bulunmaktadır. CIE Lab renk uzayının tekdüze olmaması için özel

düzeltilmeler içeren bu formülde S_L , S_C , S_H renk farkı çiftlerinin yerlerindeki değişiklikler için toplam renk farkı ayarlamasını yapar. Renk farkı değerlendirmesinde K_L , K_C , K_H parametreleri ise aydınlatma ve görme koşullarının etkisini hesaba katan, deneysel koşullar için düzeltme terimleridir (91).

3.6 Yaşlandırma Testleri Sonrası TP_{00} Skorunun Hesaplanması

Yaşlandırma işlemlerinden sonra işaretli olan her bir örneğin beyaz ve siyah zeminde optik değerleri ölçülerek TP_{002} skoru yukarıda anlatılan şekilde hesaplandı. Yaşlandırma işlemleri öncesi kayıt altına alınan TP_{001} skoruna göre yaşlandırma işlemleri sonrası değişimin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi için istatistiksel analiz yapıldı.

3.7 İstatistiksel Analiz

Renk ölçümleri sonrasında yukarıda anlatılan hesaplamalar Microsoft Office Excel 2010 (Microsoft Corporation, A.B.D.) programında yapıldı. İncelenen örnek gruplarından elde edilen verilerin analizi IBM SPSS versiyon 21 (IBM SPSS Statistics, IBM Corporation) istatistik programı kullanılarak yapıldı. Normal dağılım durumları Kolmogorov-Smirnov testi ile değerlendirildi. Bağımlı değişkenlerin analizi için iki yönlü ANOVA testi ve Fisher's LSD çoklu karşılaştırma testi uygulandı. $p \leq 0.05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

UV ile yaşlandırma, termal yaşlandırma ve otoklavda yaşlandırma işlemlerinin, GC, EM, ES, CD materyallerinin rengi ve translusensi değeri üzerine etkisinin incelendiği bu araştırmada, renk ve translusensi değerlerini karşılaştırmak için CIE L^* , a^* , b^* , ΔE^* ve TP_{00}^* parametreleri kullanıldı.

4.1 Monolitik CAD/CAM Materyal Gruplarının Nötral Gri Zemin Ölçümlerinde Gerçekleştirilen Renk Ölçümlerine Ait Bulgular

Örneklere farklı yapay yaşlandırma işlemleri uygulanmadan önce yapılan ilk ölçümlere ait L_1^* , a_1^* , b_1^* değerlerinin ortalaması ve standart sapmaları ile UV yaşlandırma, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma işlemleri sonrası ikinci ölçümlere ait L_2^* , a_2^* , b_2^* değerleri Tablo 4.1’de gösterildi. Yapay yaşlandırma işlemlerinin restorasyonun rengi ve translusensi değeri üzerine etkisinin değerlendirilmesinde bu iki ölçüm değerleri kullanıldı.

Tablo 4.1: Yapay yaşlandırma uygulamaları öncesi ve sonrası örnek gruplarına ait ortalama L_1 , a_1^* , b_1^* , L_2^* , a_2^* , b_2^* $\pm$ standart sapma değerleri

Örnek Grupları	L_1^*	a_1^*	b_1^*	L_2^*	a_2^*	b_2^*
GCUV	89,34 $\pm 0,42$	-1,70 $\pm 0,15$	12,05 $\pm 0,39$	89,43 $\pm 0,25$	-1,72 $\pm 0,13$	12,26 $\pm 0,36$
GCTD	89,62 $\pm 0,24$	-1,73 $\pm 0,07$	11,82 $\pm 0,21$	90,15 $\pm 0,35$	-1,69 $\pm 0,08$	12,21 $\pm 0,29$
GCO	90,07 $\pm 0,33$	-1,78 $\pm 0,05$	11,84 $\pm 0,15$	89,79 $\pm 0,34$	-1,78 $\pm 0,04$	12,04 $\pm 0,11$
EMUV	85,84 $\pm 0,24$	-3,12 $\pm 0,21$	9,00 $\pm 0,51$	84,62 $\pm 0,30$	-2,73 $\pm 0,20$	9,02 $\pm 0,49$
EMTD	85,94 $\pm 0,26$	-3,17 $\pm 0,14$	8,91 $\pm 0,36$	85,85 $\pm 0,21$	-3,19 $\pm 0,14$	9,10 $\pm 0,34$
EMO	86,03 $\pm 0,20$	-3,12 $\pm 0,13$	9,03 $\pm 0,33$	86,07 $\pm 0,25$	-3,08 $\pm 0,14$	9,24 $\pm 0,33$
ESUV	87,02 $\pm 0,47$	-2,69 $\pm 0,10$	9,94 $\pm 0,31$	86,24 $\pm 0,37$	-2,99 $\pm 0,09$	10,02 $\pm 0,27$
ESTD	87,27 $\pm 0,31$	-2,77 $\pm 0,05$	9,65 $\pm 0,19$	87,04 $\pm 0,28$	-2,66 $\pm 0,06$	10,00 $\pm 0,21$

ESO	87,37 ±0,42	-2,71 ±0,09	9,83 ±0,27	87,26 ±0,30	-2,67 ±0,06	9,95 ±0,23
CDUV	86,85 ±0,86	-4,49 ±0,14	6,92 ±0,55	86,49 ±1,12	-4,43 ±0,18	7,19 ±0,68
CDTD	86,37 ±0,63	-4,56 ±0,11	6,47 ±0,37	86,03 ±0,60	-4,56 ±0,11	6,73 ±0,45
CDO	86,95 ±1,02	-4,56 ±0,14	6,86 ±0,56	86,68 ±0,79	-4,46 ±0,18	6,96 ±0,57
GCUV: GC İnitil LRF UV yaşlandırma grubu, GCTD: GC İnitil LRF termal döngüde yaşlandırma grubu, GCO: GC İnitil LRF otoklavda yaşlandırma grubu, EMUV: IPS Emax Cad UV yaşlandırma grubu, EMTD: IPS Emax Cad termal döngüde yaşlandırma grubu , EMO: IPS Emax Cad otoklavda yaşlandırma grubu, ESUV: IPS Empress Cad UV yaşlandırma grubu, ESTD: IPS Empress Cad termal döngüde yaşlandırma grubu, ESO: IPS Empress Cad otoklavda yaşlandırma grubu, CDUV: Celtra Duo UV yaşlandırma grubu, CDTD: Celtra Duo termal döngüde yaşlandırma grubu, CDO: Celtra Duo otoklavda yaşlandırma grubu						

Yapay yaşlandırma işlemleri uygulamadan önce deney gruplarında yapılan ilk ölçümlerde L^* , a^* , b^* değerleri incelendiğinde; en yüksek L_1 değeri GCO grubunda ($90,07 \pm 0,33$), en düşük L_1 değeri EMUV grubunda ($85,84 \pm 0,24$), en yüksek a_1 değeri GCUV grubunda ($-1,70 \pm 0,15$), en düşük a_1 değeri CDO grubunda ($-4,56 \pm 0,14$), en yüksek b_1 değeri GCUV grubunda ($12,05 \pm 0,39$), en düşük b_1 değeri ise CDTD grubunda ($6,47 \pm 0,37$) kaydedildi.

Yapay yaşlandırma işlemleri uygulandıktan sonra deney gruplarında yapılan ikinci ölçümlerde L^* , a^* , b^* değerleri incelendiğinde; en yüksek L_2 değeri GCTD ($90,15 \pm 0,35$) grubunda, en düşük L_2 değeri EMUV ($84,62 \pm 0,30$) grubunda kaydedildi. En yüksek a_2 değeri GCTD ($-1,69 \pm 0,08$) grubunda en düşük a_2 değeri CDTD ($-4,56 \pm 0,11$) grubunda; en yüksek b_2 değeri GCUV ($12,26 \pm 0,36$) grubunda, en düşük b_2 değeri ise CDTD ($6,73 \pm 0,45$) grubunda kaydedildi.

4.2 Monolitik CAD/CAM Materyal Gruplarının Yaşlandırma İşlemleri Öncesi ve Sonrası Optik Değerlerine Ait İkili Karşılaştırmalar

UV, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında elde edilen değişkenlerin analizi için uygulanan Eşleştirilmiş Örneklem T-Testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tablolarda (♦)

sembolü ile belirtildi ($p \leq 0,05$). Her bir gruba ait, L_1^* - L_2^* , a_1^* - a_2^* , b_1^* - b_2^* , TP_{001} - TP_{002} değerlerinin etkileşimi Tablo 4.2-4.13'te gösterildi.

Tablo 4.2: UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, GCUV grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

GCUV	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
L_1^* - L_2^*	-0,093	0,274	0,087	0,311
a_1^* - a_2^*	-0,023	0,044	0,014	0,133
b_1^* - b_2^*	-0,203	0,120	0,038	$\leq 0,001(\diamond)$
TP_{001} - TP_{002}	0,002	0,061	0,019	0,935
$(\diamond)$ sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir				

GC materyaline uygulanan UV yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* , a^* ve TP_{00} değerlerinde anlamlı bir değişim bulunmadı. Ancak ortalama b^* değerinin UV yaşlandırma sonrası anlamlı derece arttığı görüldü. (b_1^* :12,054 $\pm$ 0,39; b_2^* :12,257 $\pm$ 0,36) ($p \leq 0,05$).

Tablo 4.3: Termal döngüde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, GCTD grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

GCTD	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
L_1^* - L_2^*	-0,533	0,327	0,103	$\leq 0,001(\diamond)$
a_1^* - a_2^*	0,035	0,058	0,018	0,087
b_1^* - b_2^*	-0,388	0,222	0,070	$\leq 0,001(\diamond)$
TP_{001} - TP_{002}	0,219	0,135	0,043	$\leq 0,001(\diamond)$
$(\diamond)$ sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir				

GC materyaline uygulanan termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* değerinin (L_1^* :89,621 $\pm$ 0,24; L_2^* :90,154 $\pm$ 0,35) ve ortalama b^* (b_1^* :11,826 $\pm$ 0,21; b_2^* :12,214 $\pm$ 0,29) değerinin anlamlı derece arttığı görüldü.

Ortalama a^* değeriinde anlamlı bir değışim görölmedi. GC materyalinde termal döngüde yaşlandırma sonrası TP_{00} değeriinin ise anlamlı derece azaldığı belirlendi ($TP_{001}:12,640\pm0,18$; $TP_{002}:12,420\pm0,19$) ($p\leq0,05$).

Tablo 4.4: Otoklavda yaşlandırma işlemin öncei ve sonrası, GCO grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değeriilerinin ikili karşılaştırma sonuçları

GCO	Ortalama değeri	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^* - L_2^*$	0,281	0,226	0,071	0,003(♦)
$a_1^* - a_2^*$	-0,014	0,039	0,012	0,288
$b_1^* - b_2^*$	-0,200	0,088	0,028	$\leq0,001$ (♦)
$TP_{001}-TP_{002}$	-0,055	0,117	0,037	0,170
(♦) sembolü $p\leq0,05$ ifade etmektedir				

GC materyaline uygulanan otoklavda yaşlandırma işlemin sonrası materyalin ortalama L^* değeriinin ($L_1^*:90,074\pm0,33$; $L_2^*:89,793\pm0,34$) anlamlı derecede azaldığı, ortalama a^* değeriinde anlamlı bir değışim olmadığı, ortalama b^* ($b_1^*:11,836\pm0,15$; $b_2^*:12,036\pm0,11$) değeriinin ise anlamlı derece arttığı görölldü ($p\leq0,05$). Otoklavda yaşlandırma işleminin, GC materyalinin TP_{00} değeriinde anlamlı bir değışim meydana getirmediği belirlendi.

Tablo 4.5: UV yaşlandırma işlemin öncei ve sonrası, EMUV grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değeriilerinin ikili karşılaştırma sonuçları

EMUV	Ortalama değeri	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^* - L_2^*$	1,219	0,192	0,061	$\leq0,001$ (♦)
$a_1^* - a_2^*$	0,390	0,027	0,009	$\leq0,001$ (♦)
$b_1^* - b_2^*$	-0,021	0,064	0,020	0,329
$TP_{001}-TP_{002}$	0,292	0,157	0,050	$\leq0,001$ (♦)

(♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir

EM materyaline uygulanan UV yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* değerinin ($L_1^*:85,836 \pm 0,24$; $L_2^*:84,617 \pm 0,30$) anlamlı derecede azaldığı, ortalama a^* değerinin ($a_1^*:-3,117 \pm 0,21$; $a_2^*:-2,727 \pm 0,20$) anlamlı derece arttığı, ortalama b^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı görüldü. EM materyalinde UV yaşlandırma sonrası TP_{00} değerinin ise anlamlı derece azaldığı belirlendi ($TP_{001}:13,511 \pm 0,40$; $TP_{002}:13,219 \pm 0,42$) ($p \leq 0,05$).

Tablo 4.6: Termal döngüde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, EMTD grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

EMTD	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^* - L_2^*$	0,098	0,111	0,035	0,021(♦)
$a_1^* - a_2^*$	-0,014	0,042	0,013	0,316
$b_1^* - b_2^*$	-0,198	0,069	0,022	$\leq 0,001$ (♦)
$TP_{001} - TP_{002}$	-0,105	0,150	0,048	0,055
(♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir				

EM materyaline uygulanan termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* değerinin ($L_1^*:85,944 \pm 0,26$; $L_2^*:85,846 \pm 0,21$) anlamlı derecede azaldığı, ortalama a^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı ve ortalama b^* değerinin ($b_1^*:8,906 \pm 0,36$; $b_2^*:9,104 \pm 0,34$) anlamlı derecede arttığı görüldü ($p \leq 0,05$). EM materyalinde termal döngüde yaşlandırma sonrası TP_{00} değerinde ise anlamlı bir farklılık gözlenmedi.

Tablo 4.7: Otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, EMO grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

EMO	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^* - L_2^*$	-0,036	0,148	0,047	0,462

a₁*- a₂*	0,033	0,029	0,009	0,005(♦)
b₁*- b₂*	-0,209	0,059	0,019	≤0,001(♦)
TP₀₀₁-TP₀₀₂	0,049	0,190	0,060	0,440
(♦) sembolü p≤0,05 ifade etmektedir				

EM materyaline uygulanan otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı, ortalama a* değerinin (a₁*:-3,117±0,13; a₂*:-3,084±0,14) ve ortalama b* değerinin (b₁*:9,031±0,33; b₂*:9,240±0,33) anlamlı derecede arttığı görüldü (p≤0,05). EM materyalinde otoklavda yaşlandırma sonrası TP₀₀ değerinde ise anlamlı bir farklılık gözlenmedi.

Tablo 4.8: UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, ESUV grubu örneklerin L*, a*, b*, TP₀₀₁, TP₀₀₂ değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

ESUV	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
L₁*- L₂*	0,783	0,271	0,086	≤0,001(♦)
a₁*- a₂*	-0,301	0,040	0,012	≤0,001(♦)
b₁*- b₂*	-0,077	0,109	0,034	0,052
TP₀₀₁-TP₀₀₂	-0,110	0,349	0,110	0,346
(♦) sembolü p≤0,05 ifade etmektedir				

ES materyaline uygulanan UV yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L* değerinin (L₁*:87,022±0,47; L₂*:86,239±0,37) ve ortalama a* değerinin (a₁*:-2,693±0,10; a₂*:-2,994±0,09) anlamlı derecede azaldığı (p≤0,05), ortalama b* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı görüldü. ES materyalinde UV yaşlandırma sonrası TP₀₀ değerinde anlamlı bir farklılık gözlenmedi.

Tablo 4.9: Termal döngüde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, ESTD grubu örneklerin L*, a*, b*, TP₀₀₁, TP₀₀₂ değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

ESTD	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^* - L_2^*$	0,233	0,260	0,082	0,020(♦)
$a_1^* - a_2^*$	0,111	0,049	0,015	$\leq 0,001$ (♦)
$b_1^* - b_2^*$	-0,353	0,160	0,051	$\leq 0,001$ (♦)
$TP_{001} - TP_{002}$	-0,197	0,367	0,116	0,123
(♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir				

ES materyaline uygulanan termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* değerinin ($L_1^*: 87,273 \pm 0,31$; $L_2^*: 87,040 \pm 0,28$) anlamlı derecede azaldığı, ortalama a^* değerinin ($a_1^*: -2,770 \pm 0,05$; $a_2^*: -2,659 \pm 0,06$) ve ortalama b^* değerinin ($b_1^*: 9,647 \pm 0,19$; $b_2^*: 10,000 \pm 0,21$) anlamlı derecede arttığı görüldü ($p \leq 0,05$). Termal yaşlandırma uygulanan ES materyalinin TP_{00} değerinde ise anlamlı bir farklılık gözlenmedi.

Tablo 4.10: Otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, ESO grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

ESO	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^* - L_2^*$	0,117	0,212	0,067	0,114
$a_1^* - a_2^*$	0,037	0,051	0,016	0,046(♦)
$b_1^* - b_2^*$	-0,107	0,092	0,029	0,005(♦)
$TP_{001} - TP_{002}$	-0,027	0,418	0,132	0,840
(♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir				

ES materyaline uygulanan otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı, ortalama a^* değerinin ($a_1^*: -2,710 \pm 0,09$; $a_2^*: -2,673 \pm 0,06$) ve ortalama b^* değerinin ($b_1^*: 9,839 \pm 0,27$; $b_2^*: 9,946 \pm 0,23$) anlamlı derece arttığı görüldü ($p \leq 0,05$). ES materyalinde otoklavda yaşlandırma sonrası TP_{00} değerinde ise anlamlı bir farklılık gözlenmedi.

Tablo 4.11: UV yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, CDUV grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

CDUV	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^* - L_2^*$	0,355	0,650	0,206	0,118
$a_1^* - a_2^*$	0,060	0,071	0,023	0,026(♦)
$b_1^* - b_2^*$	-0,261	0,290	0,092	0,019(♦)
$TP_{001} - TP_{002}$	0,251	0,445	0,141	0,108
(♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir				

CD materyaline uygulanan UV yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı, ortalama a^* değerinin ($a_1^*:-4,493 \pm 0,14$; $a_2^*:-4,433 \pm 0,18$) ve ortalama b^* değerinin ($b_1^*:6,925 \pm 0,55$; $b_2^*:7,186 \pm 0,68$) anlamlı derece arttığı görüldü ($p \leq 0,05$). UV yaşlandırma öncesi ve sonrası elde edilen TP_{00} değerlerinde ise anlamlı bir farklılık gözlenmedi.

Tablo 4.12: Termal döngüde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, CDTD grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

CDTD	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^* - L_2^*$	0,333	0,230	0,073	$\leq 0,001$ (♦)
$a_1^* - a_2^*$	0,002	0,058	0,018	0,916
$b_1^* - b_2^*$	-0,256	0,213	0,067	0,004(♦)
$TP_{001} - TP_{002}$	-0,038	0,304	0,096	0,698
(♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir.				

CD materyaline uygulanan termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* değerinin ($L_1^*:86,366 \pm 0,63$; $L_2^*:86,033 \pm 0,60$) anlamlı derecede azaldığı, ortalama a^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı ve ortalama

b^* değerinin ($b_1^*:6,474\pm0,37$; $b_2^*:6,730\pm0,45$) anlamlı derecede arttığı görüldü ($p\leq0,05$). CD materyalinde termal döngüde yaşlandırma sonrası TP_{00} değerinde anlamlı bir farklılık gözlenmedi.

Tablo 4.13: Otoklavda yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası, CDO grubu örneklerin L^* , a^* , b^* , TP_{001} , TP_{002} değerlerinin ikili karşılaştırma sonuçları

CDO	Ortalama değer	Std. sapma	Std. hata	p-değeri
$L_1^*-L_2^*$	0,270	0,889	0,281	0,362
$a_1^*-a_2^*$	0,103	0,190	0,060	0,120
$b_1^*-b_2^*$	-0,104	0,642	0,203	0,621
$TP_{001}-TP_{002}$	-0,051	0,382	0,121	0,683

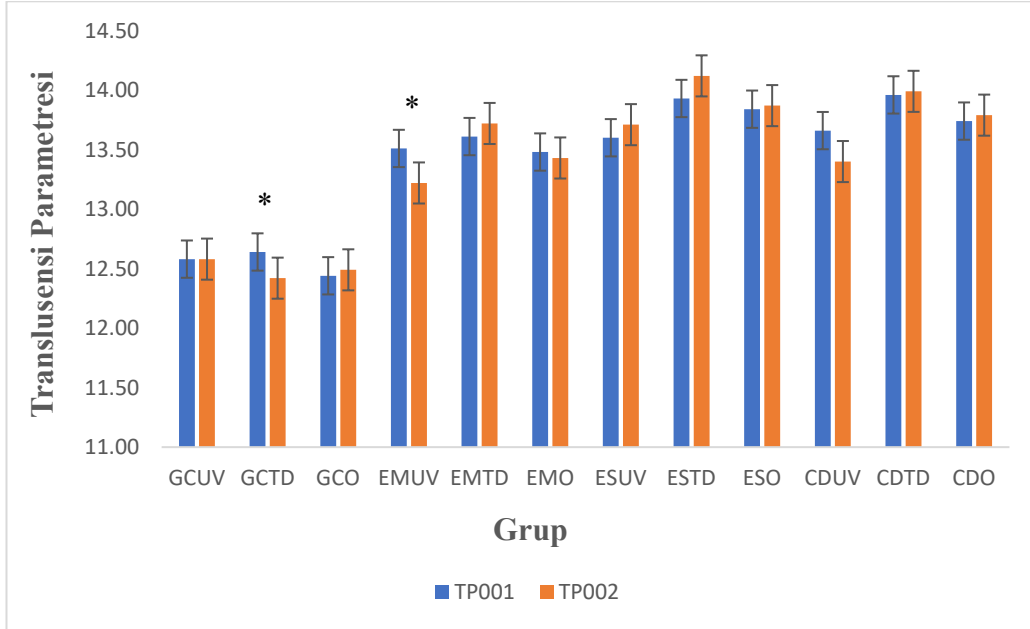
CD materyaline uygulanan otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* , a^* , b^* ve TP_{00} değerlerinde anlamlı bir değişim olmadığı görüldü.

Tablo 4.14: Yapay Yaşlandırma Metotlarının Monolitik CAD/CAM Materyallerinin Ortalama TP_{00} Değerine Etkisi

Örnek Grupları	TP_{001}	TP_{002}	$TP_{001}-TP_{002}$	p-değeri
GCUV	12,577 $\pm$ 0,16	12,576 $\pm$ 0,17	0,002 $\pm$ 0,0615	0,935
GCTD	12,639 $\pm$ 0,18	12,420 $\pm$ 0,19	0,219 $\pm$ 0,135	$\leq 0,001(\blacklozenge)$
GCO	12,436 $\pm$ 0,16	12,491 $\pm$ 0,14	-0,055 $\pm$ 0,117	0,170
EMUV	13,511 $\pm$ 0,40	13,219 $\pm$ 0,42	0,292 $\pm$ 0,157	$\leq 0,001(\blacklozenge)$
EMTD	13,611 $\pm$ 0,27	13,716 $\pm$ 0,26	-0,105 $\pm$ 0,150	0,055
EMO	13,479 $\pm$ 0,29	13,430 $\pm$ 0,33	0,049 $\pm$ 0,190	0,440
ESUV	13,598 $\pm$ 0,21	13,707 $\pm$ 0,34	-0,110 $\pm$ 0,349	0,346
ESTD	13,927 $\pm$ 0,31	14,124 $\pm$ 0,49	-0,197 $\pm$ 0,367	0,123

ESO	13,843±0,61	13,871±0,36	-0,027±0,418	0,840
CDUV	13,656±0,50	13,404±0,72	0,251±0,445	0,108
CDTD	13,957±0,33	13,995±0,41	-0,038±0,304	0,698
CDO	13,739±0,54	13,790±0,51	-0,051±0,382	0,683
GCUV: GC İnitil LRF UV yaşlandırma grubu, GCTD: GC İnitil LRF termal döngüde yaşlandırma grubu, GCO: GC İnitil LRF otoklavda yaşlandırma grubu, EMUV: IPS Emax Cad UV yaşlandırma grubu, EMTD: IPS Emax Cad termal döngüde yaşlandırma grubu , EMO: IPS Emax Cad otoklavda yaşlandırma grubu, ESUV: IPS Empress Cad UV yaşlandırma grubu, ESTD: IPS Empress Cad termal döngüde yaşlandırma grubu, ESO: IPS Empress Cad otoklavda yaşlandırma grubu, CDUV: Celtra Duo UV yaşlandırma grubu, CDTD: Celtra Duo termal döngüde yaşlandırma grubu, CDO: Celtra Duo otoklavda yaşlandırma grubu. (♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir.				

Yapay yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında ölçülen TP₀₀₁ ve TP₀₀₂ değişkenlerinin analizi için uygulanan Eşleştirilmiş Örneklem T-Testi sonuçlarına göre her bir gruba ait, TP₀₀₁-TP₀₀₂ değerlerinin etkileşimi Tablo 4.14’de gösterildi. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık gösteren veriler tabloda (♦) sembolü ile belirtildi ($p \leq 0,05$).



Şekil 4.1: Monolitik CAD/CAM Materyali ve Materyale Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemlerinin TP₀₀ Değişimlerine Etkileri

Yapay yaşlandırma işlemleri uygulamalarından önce ortalama TP_{001} değeri; GC materyalinde $12,55 \pm 0,18$, EM materyalinde $13,53 \pm 0,32$, ES materyalinde $13,79 \pm 0,42$, CD materyalinde $13,78 \pm 0,46$ olarak kaydedildi. Yaşlandırma işlemlerinden sonra ortalama TP_{002} değeri; GC materyalinde $12,50 \pm 0,17$, EM materyalinde $13,45 \pm 0,39$, ES materyalinde $13,90 \pm 0,43$, CD materyalinde $13,73 \pm 0,60$ olarak belirlendi. TP_{001} ve TP_{002} indeksleri değerlendirildiğinde; en yüksek TP_{001} değeri CDTD ($13,96 \pm 0,33$) grubunda, en düşük TP_{001} değeri GCO ($12,44 \pm 0,16$) grubunda bulundu. En yüksek TP_{002} değeri ESTD ($14,12 \pm 0,49$) grubunda en düşük TP_{002} değeri GCTD ($12,42 \pm 0,19$) grubunda bulundu. Ortalama TP_{00} değeri GCUV, GCO, EMTD, EMO, ESUV, ESTD, ESO, CDUV, CDTD ve CDO gruplarında anlamlı bir değişime uğramadı. GCTD ve EMUV alt gruplarında ise ortalama TP_{00} değeri yaşlandırma işlemleri sonrasında anlamlı derecede azaldı (Şekil 4.1).

4.3 Monolitik CAD/CAM Materyalleri ve Yaşlandırma Yöntemlerinin ΔE_{00} Parametresine Etkisinin Karşılaştırması

Tüm grupların ΔE_{00} verileri değerlendirildiğinde en yüksek değer EMUV grubunda ($0,95 \pm 0,12$), en düşük değerin ise ESO ($0,18 \pm 0,09$) grubunda elde edildiği görüldü. Bu durumda yapay yaşlandırma işlemleri sonrası en fazla renk değişimi UV yaşlandırma sonrası EM materyalinde gerçekleşti. En az renk değişimi ise otoklav yaşlandırması sonrası ES materyalinde meydana geldi.

Tablo 4.15: ΔE_{00} indeksi için iki yönlü varyans analizi sonuçları

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Corrected Model	6,122 ^a	11	0,557	14,637	$\leq 0,001(\diamond)$
Intercept	19,626	1	19,626	516,186	$\leq 0,001(\diamond)$
Materyal	0,415	3	0,138	3,641	0,015($\diamond$)
Yaşlandırma	1,680	2	0,840	22,098	$\leq 0,001(\diamond)$
Materyal ve yaşlandırma	4,026	6	0,671	17,647	$\leq 0,001(\diamond)$
Error	4,106	108	0,038		
Total	29,854	120			

Corrected Total	10,228	119			
a. R Squared = .599 (Adjusted R Squared = .558). (♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir.					

ΔE_{00} indeksi için iki yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 4.15'te verilmektedir. Buna göre; kullanılan monolitik CAD/CAM materyallerinin ve yaşlandırma yöntemlerinin etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu. CAD/CAM materyalleri ve yaşlandırma yöntemlerinin birlikte etkisinin (interaksiyonu) de elde edilen sonuçlara göre anlamlı olduğu görüldü ($p \leq 0,05$).

Tablo 4.16: Materyallere Uygulanan Yapay Yaşlandırma İşlemleri sonrası Ortalama ΔE_{00} Değerleri

ΔE_{00}	UV	TD	O
GC	0,213±0,12 ^{a,A}	0,471±0,16 ^{b,A}	0,245±0,11 ^{a,A}
EM	0,953±0,12 ^{a,B}	0,185±0,03 ^{b,B}	0,196±0,05 ^{b,A}
ES	0,648±0,14 ^{a,C}	0,372±0,17 ^{b,A}	0,181±0,00 ^{c,A}
CD	0,467±0,36 ^{a,C}	0,331±0,20 ^{a,A}	0,588±0,39 ^{a,B}
GC: GC İntial LRF, EM: IPS Emax Cad, ES: IPS Empress Cad, CD: Celtra Duo, UV: UV Yaşlandırma, TD: Termal Döngüde Yaşlandırma, O: Otoklavda Yaşlandırma. Üst yazılarda yerleştirilen küçük harfler satırlar arası, büyük harfler ise sütunlar arası anlamlı farklılıkları göstermektedir ($p \leq 0,05$).			

Materyallere uygulanan yapay yaşlandırma işlemleri sonrası elde edilen ortalama ΔE_{00} değerleri Tablo 4.16'da gösterilmektedir. UV yaşlandırma işlemi sonrası elde edilen anlamlı seviyede en düşük ΔE_{00} değeri GC materyalinde saptanırken, anlamlı seviyede en yüksek ΔE_{00} değeri EM materyalinde görüldü. UV yaşlandırma işlemi sonrası ES ve CD gruplarında meydana gelen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmedi. Termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası EM grubunda GC, ES ve CD gruplarına göre anlamlı derecede daha az ΔE_{00} değeri görülürken; GC, ES ve CD gruplarında meydana gelen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı derecede bir farklılık gözlenmedi. Otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası CD grubunda GC, EM ve ES gruplarına göre anlamlı derecede daha fazla ΔE_{00} değeri görülürken; GC, EM ve ES gruplarında meydana gelen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı derecede bir farklılık gözlenmedi.

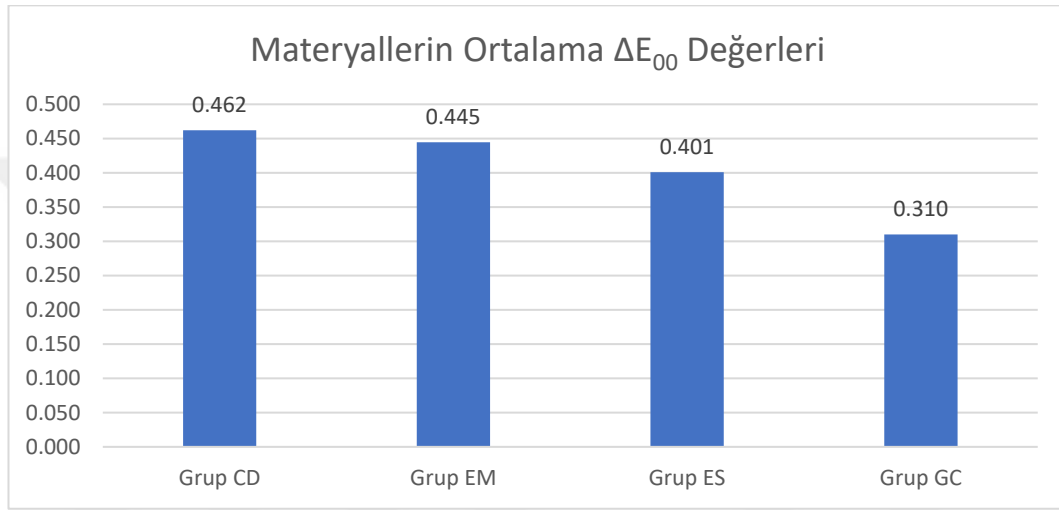
GC materyalinde termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası belirlenen ΔE_{00} değeri, UV ve otoklavda yaşlandırma işlemlerine göre anlamlı derecede daha fazla bulundu. Ancak GC materyalinde UV ve otoklavda yaşlandırma işlemleri sonrası görülen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı. EM materyalinde UV ile yaşlandırma işlemi sonrası belirlenen ΔE_{00} değeri, termal döngüde ve otoklavda yaşlandırma işlemlerine göre anlamlı derecede daha fazla bulundu. Ancak EM materyalinde termal döngüde ve otoklavda yaşlandırma işlemleri sonrası görülen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı. ES materyalinde; en fazla ΔE_{00} değeri UV ile yaşlandırma işlemi sonrası, en az ΔE_{00} değeri ise otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası görüldü. ES materyalinde UV, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma işlemleri sonrası belirlenen ΔE_{00} değerleri anlamlı derecede farklı bulundu. CD materyalinde ise UV, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma işlemleri sonrası belirlenen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı bir farklılık görülmedi.

Tablo 4.17: Materyal Tipinin ΔE_{00} indeksi üzerine etkisinin gruplar arası karşılaştırılması

					%95 Güven Aralığı	
Materyal/ Kontrol		Ortalama Fark	Std. Hata	p	Minimum	Maksimum
GC	EM	-0,135	0,0503	0,009(♦)	-0,234	-0,035
	ES	-0,091	0,0503	0,074	-0,190	0,009
	CD	-0,152	0,0503	0,003(♦)	-0,252	-0,052
EM	GC	0,135	0,0503	0,009(♦)	0,035	0,234
	ES	0,044	0,0503	0,386	-0,056	0,144
	CD	-0,017	0,0503	0,731	-0,117	0,082
ES	GC	0,091	0,0503	0,074	-0,009	0,190
	EM	-0,044	0,0503	0,386	-0,144	0,056
	CD	-0,061	0,0503	0,227	-0,161	0,039
CD	GC	0,152	0,0503	0,003(♦)	0,052	0,252
	EM	0,017	0,0503	0,731	-0,082	0,117
	ES	0,061	0,0503	0,227	-0,039	0,161

The error term is Mean Square (Error) = .038. (♦) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir.
GC: GC İntial LRF, EM: IPS Emax Cad, ES: IPS Empress Cad, CD: Celtra Duo

Kullanılan materyal tipinin ΔE_{00} değeri üzerine etkisi, yapay yaşlandırma yöntemlerinden bağımsız şekilde karşılaştırmalı olarak incelendiğinde (Tablo 4.17); GC materyalinde görülen ΔE_{00} değerinin, EM ve CD materyallerinden anlamlı derecede daha az olduğu ($p \leq 0,05$), ancak ES materyali ile arasında anlamlı bir farklılık olmadığı belirlendi. EM, ES ve CD materyallerinin ΔE_{00} değerleri arasında da anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı.



Şekil 4.2: Materyallerin Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemlerinden Bağımsız Olarak Hesaplanan Ortalama ΔE_{00} Değerleri

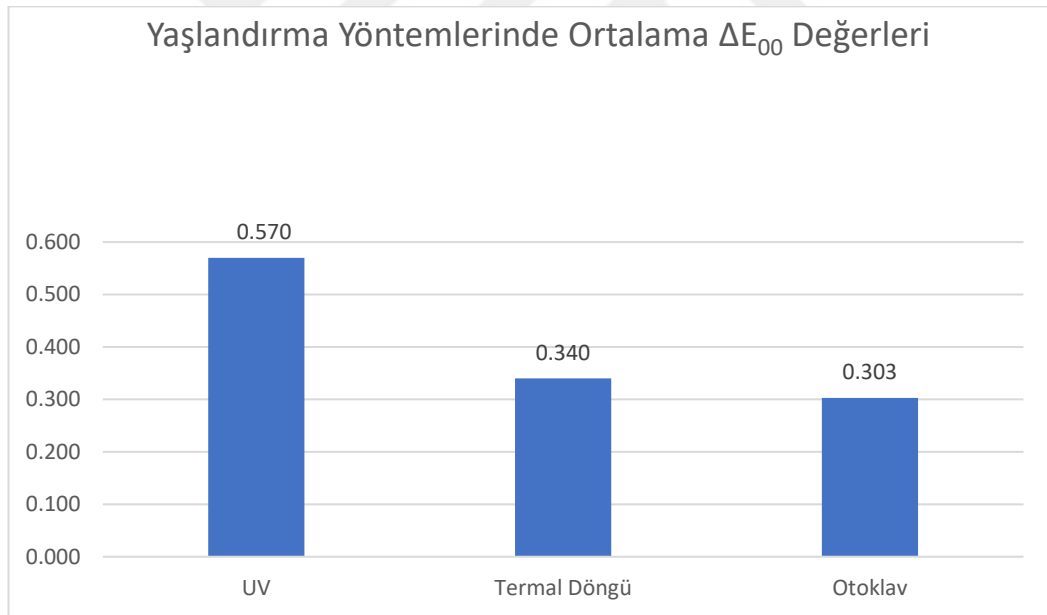
Monolitik CAD/CAM materyallerine yapılan tüm yaşlandırma yöntemleri için en yüksek ΔE_{00} değeri CD grubunda ($\Delta E_{00}:0,4620 \pm 0,34$) görüldü. Bunu sırasıyla EM ($\Delta E_{00}:0,4447 \pm 0,37$) ve ES ($\Delta E_{00}:0,4009 \pm 0,24$) grupları izlerken, en düşük ΔE_{00} değeri ise GC grubunda ($\Delta E_{00}:0,3101 \pm 0,17$) kaydedildi (Şekil 4.2).

Tablo 4.18: Yaşlandırma Yöntemlerinin ΔE_{00} indeksi üzerine etkisinin gruplar arası karşılaştırılması

					%95 Güven Aralığı	
Yaşlandırma / Kontrol		Ort. Fark	Std. Hata	p	Minimum	Maksimum
UV	TD	0,230	0,0436	≤0,001(♦)	0,144	0,317
	O	0,267	0,0436	≤0,001(♦)	0,181	0,354

TD	UV	-0,230	0,0436	$\leq 0,001(\diamond)$	-0,317	-0,144
	O	0,037	0,0436	0,399	-0,049	0,123
O	UV	-0,267	0,0436	$\leq 0,001(\diamond)$	-0,354	-0,181
	TD	-0,037	0,0436	0,399	-0,123	0,049
The error term is Mean Square(Error) = .038. ($\diamond$) sembolü $p \leq 0,05$ ifade etmektedir. UV: UV Yaşlandırma, TD: Termal Döngüde Yaşlandırma, O: Otoklavda Yaşlandırma.						

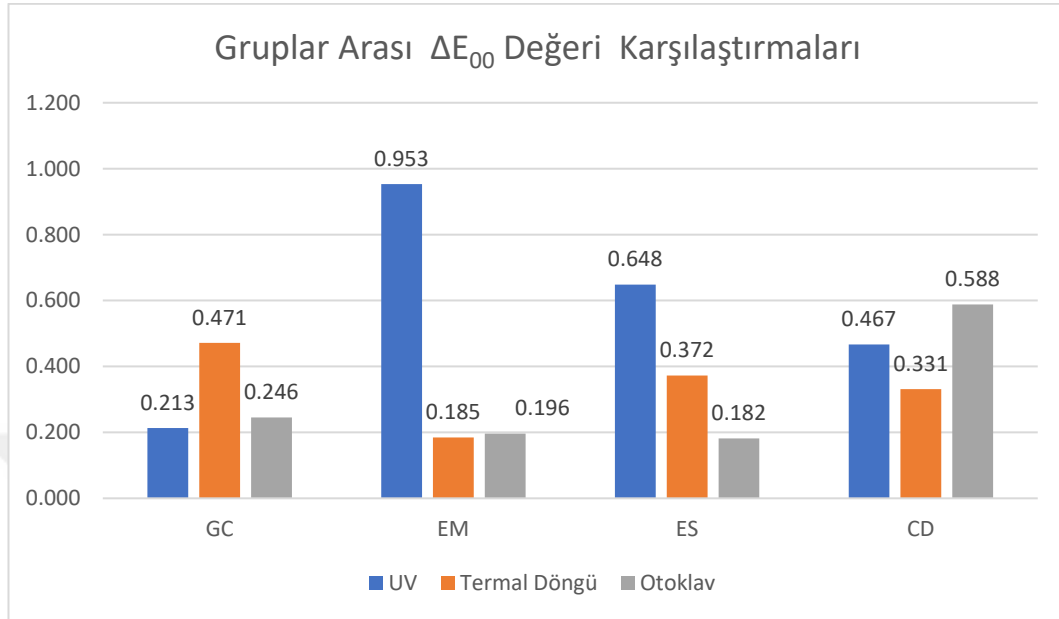
Uygulanan yapay yaşlandırma yöntemlerinin ΔE_{00} değeri üzerine etkisi materyal tipinden bağımsız şekilde karşılaştırmalı olarak incelendiğinde (Tablo 4.18); UV ile yaşlandırma yönteminin, termal döngü ve otoklav ile yapay yaşlandırma yöntemlerine göre ΔE_{00} değeri üzerinde anlamlı derecede farklılık gösterdiği ($p \leq 0,05$), termal döngü ve otoklavda yaşlandırma yöntemlerinin ΔE_{00} değeri arasında ise anlamlı bir farklılığın meydana gelmediği görüldü.



Şekil 4.3: Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemlerinin Materyal Tipinden Bağımsız Olarak Hesaplanan Ortalama ΔE_{00} Değerleri

Tüm monolitik CAD/CAM materyalleri için uygulanan yaşlandırma işlemlerinde en yüksek ΔE_{00} değeri UV yaşlandırma prosedürü ile ($\Delta E_{00}:0,570 \pm 0,34$) elde edildi. Bunu termal döngü ile yaşlandırma prosedürü izlerken ($\Delta E_{00}:0,340 \pm 0,18$), en düşük ΔE_{00} değeri ise otoklav ile yapay yaşlandırma işlemi ($\Delta E_{00}:0,303 \pm 0,26$) sonrasında kaydedildi (Şekil 4.3).

Kullanılan monolitik CAD/CAM materyali ve materyale uygulanan yapay yaşlandırma yönteminin ΔE_{00} değerine etkileri post hoc testi ile alt gruplar arasında değerlendirildi (Şekil 4.4).



Şekil 4.4: Monolitik CAD/CAM Materyali Ve Materyale Uygulanan Yapay Yaşlandırma Yöntemlerinin ΔE_{00} Değerlerine Etkileri

GC materyalinde en yüksek ΔE_{00} değeri GCTD grubunda bulunmuş olup, $\Delta E_{00}:0,471\pm0,16$ olarak belirlendi. Onu GCO grubunda bulunan $\Delta E_{00}:0,246\pm0,11$ değeri izlerken, en düşük ΔE_{00} değeri GCUV grubunda bulundu ve $\Delta E_{00}:0,213\pm0,12$ olarak kaydedildi. Buna göre GC grubunda; UV ile yapay yaşlandırma prosedürünün ΔE_{00} değeri üzerindeki etkisi, termal döngüde yaşlandırma prosedürüne göre anlamlı derecede daha az bulundu ($p\leq0,05$). Benzer şekilde termal döngüde yaşlandırma işlemi otoklavda yaşlandırma işlemine göre anlamlı derecede daha fazla ΔE_{00} değeri ile sonuçlandı ($p\leq0,05$). Ancak GC grubunda UV yaşlandırma prosedürü ile otoklavda yaşlandırma prosedürünün ΔE_{00} değeri üzerindeki etkisi anlamlı bir farklılık göstermedi.

EM materyalinde en yüksek ΔE_{00} değeri EMUV grubunda bulunmuş olup, $\Delta E_{00}:0,953\pm0,12$ olarak belirlendi. EMO grubunda $\Delta E_{00}:0,196\pm0,05$ iken, en düşük ΔE_{00} değeri EMTD grubunda, $\Delta E_{00}:0,185\pm0,03$ olarak kaydedildi. Buna göre EM grubunda; UV ile yapay yaşlandırma prosedürünün ΔE_{00} değeri üzerindeki etkisi, termal döngüde yaşlandırma prosedürü ve otoklav ile yaşlandırma prosedürüne göre anlamlı derecede daha fazla bulundu ($p\leq0,05$). EM materyalinde termal

döngüde yaşlandırma prosedürü ile otoklavda yaşlandırma prosedürünün ΔE_{00} değeri üzerindeki etkisi anlamlı bir farklılık göstermedi.

ES materyalinde en yüksek ΔE_{00} değeri ESUV grubunda $\Delta E_{00}:0,648\pm0,14$ olarak belirlendi. ESTD grubunda $\Delta E_{00}:0,372\pm0,17$ iken, en düşük ΔE_{00} değeri ESO grubunda, $\Delta E_{00}:0,182\pm0,09$ olarak kaydedildi. Buna göre ES materyalinde; UV ile yapay yaşlandırma prosedürünün ΔE_{00} değeri üzerindeki etkisi, termal döngüde yaşlandırma prosedürü ve otoklav ile yaşlandırma prosedürüne göre anlamlı derecede fazla bulundu ($p\leq0,05$). ES materyalinde termal döngüde yaşlandırma prosedürü ile otoklavda yaşlandırma prosedürünün ΔE_{00} değeri üzerindeki etkisi anlamlı bir farklılık göstermedi.

CD materyalinde en yüksek ΔE_{00} değeri CDO grubunda, $\Delta E_{00}:0,588\pm0,40$ olarak belirlendi. CDUV grubunda $\Delta E_{00}:0,467\pm0,36$ iken, en düşük ΔE_{00} değeri CDTD grubunda $\Delta E_{00}:0,331\pm0,20$ olarak kaydedildi. CD materyaline uygulanan UV, termal döngü ve otoklav ile yapay işlemlerinin ΔE_{00} değeri üzerindeki etkisi incelendiğinde gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0,05$).

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında 3 farklı yapay yaşlandırma tekniğinin, CAD/CAM sistemleri ile kullanılabilen 4 farklı monolitik CAD/CAM materyalinin ışık geçirgenliği (TP_{00}) ve renk değişimine (ΔE_{00}) etkisi değerlendirildi. Elde edilen bulgulara göre;

1) ‘Farklı içerikteki CAD/CAM materyallerinin optik özelliklerinde yapay yaşlandırma yöntemleri sonrasında meydana gelen değişimler arasında fark yoktur.’ olarak belirlenen 1. sıfır hipotezi; kullanılan materyalin tipi, uygulanan yapay yaşlandırma yöntemi ve bu iki faktörün interaksiyonunun ΔE_{00} değeri üzerinde anlamlı derecede etkili bulunması sebebiyle reddedildi. Ayrıca uygulanan yapay yaşlandırma yöntemlerinden bağımsız olarak, materyal tipinin ortalama ΔE_{00} değeri üzerine etkisi karşılaştırmalı olarak incelendiğinde; en yüksek renk stabilitesi gösteren materyalin GC Initial LRF, en düşük renk stabilitesi gösteren materyalin ise Celtra Duo olduğu tespit edildi.

2) ‘Farklı tekniklerle gerçekleştirilen in vitro yaşlandırma işlemlerinin CAD/CAM materyallerinin optik özelliklerine etkileri arasında fark yoktur.’ olarak belirlenen 2. sıfır hipotezi reddedildi. Kullanılan materyal tipinden bağımsız olarak 1 yıllık klinik kullanımı in vitro koşullarda taklit etmeyi amaçlayan 3 ayrı yapay yaşlandırma yöntemi karşılaştırmalı olarak incelendiğinde; UV ile yaşlandırma en yüksek ΔE_{00} değeri ile sonuçlandı, bunu termal döngü ile yaşlandırma izledi. En düşük ΔE_{00} değeri ise otoklav ile yaşlandırma işlemi sonucunda görüldü. Ancak UV ile yaşlandırma anlamlı derecede daha fazla renk değişimine sebep olurken, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma yöntemleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı. Yapay yaşlandırma uygulamaları sonrası en fazla renk değişimi IPS Emax CAD materyalinde UV ile yaşlandırma işlemi sonrası izlenirken, en düşük renk değişim değeri ise otoklav ile yaşlandırma işlemi sonrası IPS Empress CAD materyalinde saptandı.

Estetik beklentilerin, doğala yakın bir görünüm sağlama doğrultusunda ilerlediği son zamanlarda, tam seramik restoratif materyaller, doğal dişlere benzeyecek düzeyde ışık yansıması ve ışık geçirgenliği nitelikleri ile diş hekimliği uygulamalarında kullanımı artan materyallerdir. Materyal teknolojisi ve üretim prosedürlerindeki son gelişmeler sayesinde, günümüzde metal alt yapı içermeyen,

mükemmel estetik ve biyouyumluluğa sahip farklı yöntemlerle güçlendirilmiş çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiş ve hekimlerin kullanımına sunulmuştur.

Tam seramik sistemleri içerisinde yer alan cam matriks seramik grubunun üyesi olan sentetik seramikler; lösit bazlılar (örn. IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent; GC Initial LRF Block, GC Dental Products, A.B.D.); lityum disilikat ve türevleri (örn. IPS Emax CAD, Ivoclar Vivadent; Celtra Duo, Dentsply Sirona) ve fluorapatit esaslılar (örn. IPS Emax Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent) olarak üç alt gruba ayrılmaktadır (29). Lösitin %17-25 oranında eklenmesiyle oluşturulan lösit bazlı cam seramikler, feldspatik camlara göre daha yüksek termal genleşme ve büzülme oranına sahiptir (32) ve feldspatik CAD/CAM sistemleriyle kıyaslandığında daha iyi renk uyumu sağlayabilmektedir (38).

Çalışmaya dahil edilen lösit bazlı cam seramik olan GC Initial LRF blok (GC Dental Products, A.B.D.) üreticileri lösit kristallerinin boyut ve dağılımının seçiminin, gelen ışığın yansımalarını etkilediğini ve restorasyonu özellikle estetik hale getirdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca bu materyallerin floresans ve opalesans özelliklerinin, daha estetik sonuçlar için doğal dişe uyacak şekilde optimize edildiği belirtilmektedir (44). Lösit kristallerinin materyalin ışık geçirgenliği özelliğini geliştirdiği gibi eğilme dayanımını da arttırdığı 2007 yılında Conrad ve arkadaşları tarafından bildirilmiştir (39).

Mekanik özellikleri lösit içerikli cam seramiklere göre daha yüksek olan lityum disilikat cam seramiklerin geliştirilmesi sonrası, bu materyaller geniş kullanım alanı bulmuştur (43). Lityum disilikat cam seramikler diğer yüksek dayanımlı cam seramiklere göre daha iyi saydamlık ve renk tonlama seçenekleri nedeniyle, monolitik restorasyonlarda tek başlarına kullanılabilir (59). Çalışmada kullanılan IPS Emax CAD (Ivoclar Vivadent, EM) lityum disilikat cam seramik grubunda yer almaktadır.

Geleneksel lityum disilikat cam seramiklerin mekanik anlamda güçlendirilmiş bir formu olan ZLS seramikler nispeten daha güncel materyaller olarak hekimlerin kullanımına sunulmuştur. Literatüre bakıldığında, monolitik ZLS seramik materyallerin, zirkonyum altyapı üzerine tabakalama porselenine göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir. Ek olarak ZLS seramiklerin yüksek kırılma direncinden dolayı özellikle posterior bölgede geleneksel lityum disilikat

seramiklere alternatif olarak kullanılabileceği belirtilmiştir (118,119). Çalışmada kullanılan Celtra Duo (Dentsply Sirona, CD) materyali bu kategoride yer almaktadır.

Yüksek cam içeriği ile mükemmel ışık-optik özellikleri olan cam matriks seramikler ve karşıt dişte cam seramiklere göre daha az aşındırma yapan rezin kompozitler, geliştirilmiş mekanik ve optik özellikleri nedeniyle CAD/CAM restorasyonları için sıklıkla kullanılan malzemelerdir. Sentetik seramik grubunun üyesi olan lösit esaslı seramikler translusensi özelliği ve ışık geçirgenliği mineye yakın olduğu için özellikle estetiğin ön planda olduğu restorasyonlarda tercih edilmektedir (120). ZLS ve polimer infiltre hibrit seramik gibi materyallerin de geliştirilmesi ile birlikte hekimlerin kullanabileceği materyal skalası genişlemiştir. Günümüzde bu restorasyonların kırılma dayanımı, renk stabilitesi, marjinal ve internal uyumu, kimyasal dayanımı gibi etkenler uzun süreli başarıları ve sağ kalımları açısından tartışılmaktadır.

CAD/CAM materyalleri üzerine önceden yapılan çalışmalar, bu materyallerin mikrosertliğini (53), yapay yaşlandırma sonrası yorulma davranışını (121), chipping direncini (122) değerlendirmiştir. Asidik içeceğe maruz kaldıktan sonra CAD/CAM materyallerinin mikrosertliğini değerlendiren bir çalışma 2019 yılında Colombo ve arkadaşları tarafından yapılmıştır (21). Literatür incelendiğinde özellikle estetik bölgede kullanımı yaygın olan zirkonyum oksit seramikler, lityum disilikat içerikli cam seramikler gibi CAD/CAM materyallerinin optik özelliklerinin araştırıldığı çalışmalara rastlanılmaktadır. Ancak materyal teknolojisi ve üretim prosedürlerindeki son gelişmeler sayesinde, günümüzde mükemmel estetik ve biyouyumluluğa sahip çeşitli yöntemlerle güçlendirilmiş çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiş ve hekimlerin kullanımına sunulmuştur. Bu çalışmada kullanılan GC Initial LRF materyali de nispeten yeni üretilmiştir ve optik özellikleri ile ilgili in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu tez çalışmasında, yukarıda anlatılan nedenlerle estetik özellikleri geliştirilmiş lösit bazlı GC Initial LRF (GC) ve IPS Empress CAD (ES) ile lityum disilikat içerikli IPS Emax CAD (EM) ve ZLS seramik olan Celtra DUO (CD) materyalleri kullanılmıştır. Çalışmada yapay yaşlandırma işlemleri sonrası farklı ticari markaya sahip benzer endikasyonlarla kullanılabilen materyallerin translusensi değeri (TP₀₀) ve renk değişimi (ΔE_{00}) özelliklerini araştırmak

hedeflenmiştir. Literatür incelendiğinde yapay yaşlandırma işlemleri sonrası ΔE_{00} ve TP_{00} parametrelerinin, çoğunlukla monolitik zirkonya ve rezin nanoseramik materyallerinde incelendiği (75,109,110,112); lōsit bazlı cam seramikler, lityum disilikat seramikler ve ZLS seramiklerin karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği kapsamlı bir çalışma olmadığı gör÷lmüştür. Ayrıca nispeten yeni geliştirilen GC Initial LRF materyalinin renk stabilitesi ve translusensi değeri araştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Optik değeri ölçümü için kolorimetreler, spektrofotometreler, spektrofotometreler ile dijital fotoğraf makineleri kullanılmaktadır. Daha objektif, sayılabilir, hızlı ölçümler yapılabilmesi gibi nedenlerle bu cihazların kullanımı görsel olarak yapılan renk seçimine göre daha avantajlıdır (72). Paul ve ark. (99) spektrofotometre ile yapılan renk analizi yöntemlerinin görsel renk analizine göre daha hassas sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Aynı zamanda ayrıntılı tekrarlanabilir sonuçların elde edilmesi ve düşük hata payı spektrofotometre ile yapılan ölçümleri daha avantajlı hale getirmektedir (71,95,99). Yapılan bir çalışmada 2 farklı kalorimetrelili dijital kamera ve 2 farklı spektrofotometre karşılaştırılmış, Vita Easysshade spektrofotometre cihazının %96,4 güvenilirlik ve %92,6 doğruluk oranına sahip olduğu bulunmuştur. İncelenen bu çalışmanın bulgularına göre en yüksek güvenilirlik ve doğruluk değeri Vita Easysshade spektrofotometre cihazı için elde edilmiştir (95). Dozic ve arkadaşlarının 5 farklı renk cihazını karşılaştırdığı bir çalışmada ise genel olarak, kolorimetrenin, spektrofotometreden (EasyShade) ve dijital kameradan (İKAM) daha az güvenilir olduğu, dijital kamera sisteminin (Shadescan) klinik ortamda daha az hassasiyet gösterdiği, hem in vitro hem de in vivo koşullarda en güvenilir enstrümanın spektrofotometre (EasyShade) olduğu bulunmuştur (123). Bu nedenlerle bu tez çalışmasında, yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında optik değeri objektif olarak ölçümü için Vita Easysshade V spektrofotometre cihazı kullanılmıştır.

Dental restorasyonlar için kullanılabilen tam seramikler doğal dişlerin görünümüne oldukça benzer estetik görünüm ile üretilebilse de, tüm ışık kaynakları altında diş ile mükemmel uyum sağlayan restorasyonların temini oldukça zordur. Translusensi ve renk farkı, materyalin kalınlığından önemli ölçüde etkilenmektedir (124). Bu tez çalışmasında hazırlanan örneklerin hepsi deneysel ölçümlerden önce dijital kumpas yardımı ile doğrulanan standart tek bir kalınlıkta (1mm) üretildi.

Materyallerin kalınlığı kadar başlangıç renk parametreleri de translusensi ve renk değerlerini etkilemektedir (114). Bu nedenle çalışmada renk ve translusensi değerlerindeki farklılıklarının standardize edilebilmesi için tüm numuneler tek bir renk tonu (A1) ve translüsensi özelliğindeki (HT) bloklardan üretildi

Translusensi parametresi bir materyalden geçen ışık miktarı ile ilgilidir ve dental restorasyonların estetik özelliği için esas kabul edilmektedir. Estetik restoratif materyallerin translusensi ve opaklığını değerlendirmek için ışığın doğrudan geçirgenliği, kontrast oranı (CR) ve translusensi parametresi (TP) gibi farklı indeksler geliştirilmiştir (125). Ancak translusensi değerini ölçmek için benimsenen farklı yöntemler hakkında diş hekimliği çalışmalarında bir fikir birliğine varılamamıştır (126).

Materyalin translusensi değeri dalga boyunun bir fonksiyonu olduğundan, tek bir parametreye indirgenmesi, translusensi karşılaştırmaları için daha basit bir yöntem sağlar (127). TP, siyah ve beyaz bir arka plan üzerinde bir malzemenin tek tip kalınlığı arasındaki renk farkını ifade eder; bu, doğrudan translusensinin görsel değerlendirmelerine karşılık gelir. Malzeme kesinlikle opaksa, TP değeri sıfırdır. TP değeri ne kadar büyük olursa, bir malzemenin gerçek translusensi o kadar yüksek olur (2). Literatür incelendiğinde TP parametresi insan görsel algısını translusensi ile ilişkilendirmek için kullanılmıştır ve materyalin translusensi özelliğini değerlendirmek için kullanılan yaygın bir yöntemdir (2,91,125–127). Bu nedenle bu tez çalışmasında materyallerin translusensi özelliğinin yapay yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi için TP parametresi kullanıldı.

Uygun bir translusensi parametresinin kullanılması, görsel yargıların araçsal translusensi fark değerleriyle daha iyi bir korelasyonunu elde etmek adına oldukça önemlidir. Geliştirilmiş korelasyon, translusensi farklılıklarının daha doğru bir klinik yorumunu sağlamaktadır (114). TP değeri, CIE Lab renk sistemi ve renk değişim formülü kullanılarak hesaplanabilmektedir ve dental araştırmalarda örneklerdeki renk değişikliklerini değerlendirmek için CIE Lab sistemi yaygın olarak kullanılmaktadır (27). Salas ve arkadaşları CIE Lab renk uzayının tek düze oluşu sebebiyle, CIE Lab sistemi için kullanılan CIEDE2000 renk farkı formülünü geliştirmiş; ağırlıklandırma fonksiyonları ve parametrik faktörler gibi özel düzeltmeler içeren CIEDE2000 renk farkı formülünün CIE Lab formülünden daha

iyi bir veri uyumu sağladığını bildirmişlerdir (114). CIEDE2000 formülünde; parlaklık (S_L), kroma (S_C) ve ton (S_H) için ağırlıklandırma fonksiyonları, denklemdaki son terim olan rotasyon fonksiyonu (RT) ve nötral renklerin ayarlanması gibi deneysel koşulların varyasyonlarının düzenlenmesi için geliştirilen parametrik faktörler olarak beş değişiklik sunulmuştur (89).

Ghinea ve arkadaşları tarafından 2010 yılında yapılan bir çalışmada CIEDE2000 renk farkı formülünün dental seramiklerin renk farkı eşliğinin değerlendirilmesinde CIE Lab formülüne kıyasla daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiş, dental araştırmalarda ve in vivo enstrümantal renk analizinde CIEDE2000 formülünün kullanılması önerilmiştir (92). Bu tez çalışmasında yapay yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında materyallerin translusensi değişiminin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi için, beyaz ve siyah zeminde optik değerlerin ölçümleri yapılarak, TP_{00} değeri, CIEDE2000 formülü kullanılarak hesaplandı. Aynı şekilde monolitik CAD/CAM materyallerine uygulanan yapay yaşlandırma işlemleri sonrası renk değişiminin değerlendirilmesinde, gri zeminde optik değerlerin ölçümleri yapılarak CIEDE2000 ΔE_{00} formülü kullanıldı.

Protetik restoratif tedavinin başarısı, uzun ömürlülüğü ile tanımlanır ve başarılı bir protetik restoratif tedavi için sağkalımı yüksek materyal seçimi önemlidir. Seramik materyallerin sahip oldukları estetik görünümelerini uzun süre koruyabilmelerinde, renk stabiliteleri büyük önem taşımaktadır (128). Estetik algısının son zamanlarda doğallık görüşünü destekleyecek şekilde olduğu görülmektedir. Doğal dişlerle uyumlu bir görüntü elde edebilmek için renk uyumunun sağlanabilmesi önemlidir. Bu yüzden, geliştirilen materyallerin doğal dişe en yakın optik özellikler gösterebilmesi amaçlanır.

Estetik bölgede kullanımı, güncel tedavi prosedürleri ile birlikte yaygınlaşan CAD/CAM materyallerinin, klinik anlamda uygun estetiği sağlayabilmesi ve uzun süre renk stabilitesini koruması gerekmektedir. Ağız ortamının nem ve sıcaklık bakımından sabit olmayan dinamik yapısı, içeriklerine bağlı olarak dental malzemelerin bazı özelliklerini değiştirebilmektedir. Özellikle malzemenin yüzeyinde meydana gelen değişiklikler yüzey pürüzlülüğünü, sertliğini ve optik özelliklerini etkileyebilmektedir. Renk ve translusensi değerindeki değişiklikler materyalin estetiğini negatif yönde etkilemektedir (1).

Restorasyonların translusensi özelliği, seramik ve rezin simanların kalınlığı ile bu materyallerin olası yaşlanması nedeniyle değişebilir. Değişen translusensi özelliği restorasyonu daha az gerçekçi hale getirebilir (9). Bu da estetik beklentinin karşılanamaması gibi problemler meydana getirir. Kullanılacak malzeme seçiminde aranan ideale yakın optik özelliklerin sağlanarak estetik beklentilerin karşılanabilmesinin yanında, kullanım sürecinde elde edilen klinik görünümün sürdürülebilmesi de önemlidir.

Sürekli olarak güncellenen materyal teknolojisi ile kullanıma sunulan farklı içerikteki CAD/CAM materyallerinin uzun süreli optik özelliklerinin korunmasına dair yapılacak olan incelemeler ve karşılaştırmalar klinisyenler için aydınlatıcı olacaktır. Hastaların estetik beklentilerinin karşılanması ve hekimlerin biyolojik, mekanik ve estetik gibi birçok faktörü göz önüne alıp doğru materyal seçimindeki zorlukların giderilmesi adına zamanla ağız içi kullanım sonucu meydana gelebilecek bu etkilerin değerlendirilmesi gerekmektedir. Maalesef bugüne kadar, mevcut CAD/CAM materyallerinin in vivo performansını gösteren, optik özellikleri ve mekanik özellikleri hakkında rapor veren az sayıda klinik veri mevcuttur. İn vivo çalışmalar nadir olduğu için, yeni materyallerin arka planlarını ve kullanılabilirliğini açıklamak adına in vitro girişimler gerekmektedir. Bu yüzden in vitro yaşlandırma metotları geliştirilmiştir.

Klinik çalışmalar yeni materyalleri ve bu materyallerin diş sert dokularına bağlanma kapasitelerini ölçmek için en geçerli yöntem olsa da, in vitro testlerin klinik uygulama için sonuç çıkarmaya izin veren ilgili in vivo durumları simüle ettiği bildirilmektedir (8,28). Ayrıca, in vivo çalışmalar zaman alıcı, maliyetli ve pek çok açıdan zahmetlidir. Uzun dönem klinik çalışmalar, zaman ve hasta takibi açısından oldukça zor olmakla birlikte, çalışmaların sonuçlarını etkileyebilecek, hasta ağzında oluşan, kontrol edilemeyen faktörler mevcut olabilir. Materyal sistemlerinin laboratuvar ortamında test edilmesi bu engellerin üstesinden gelerek, tek bir değişkeni değerlendirirken, diğer değişkenleri sabit tutma olanağı sağlar. Böylelikle materyalin klinik özellikleri ve performansı önceden tahmin edilebilir olmakla beraber bu performansı geliştirebilmek için gerekli uygulamaların da yapılması sağlanabilir. Bu nedenle, optik özelliklerin uzun süreli değerlendirilmesi için yapay yaşlanma yöntemleri ile araştırılması uygun hale gelir (75).

İn vivo yıpranma payının laboratuvar ortamında test edilebilmesi için bir çok yapay yaşlandırma yöntemi geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları; asit uygulaması, çiğneme ve fırçalama simülasyonu, suda bekletme, UV ile yaşlandırma, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma şeklinde sıralanabilir. Bu tez çalışmasında, literatürde birçok araştırma ile tutarlılığı desteklenen; UV ile yaşlandırma, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma yöntemleri 1 yıllık klinik etkiyi oluşturacak şekilde materyallere uygulanmıştır.

Heydecke ve ark. 2001 yılında yaptıkları bir çalışmada; UV yaşlandırma cihazı üreticilerinin, 300 saatlik hızlandırılmış yaşlandırma protokolünün 1 yıllık klinik etkiye eşdeğer olduğu iddiasını doğrulamışlardır (129). Turgut ve ark. 2014 yılında yaptıkları çalışmada lityum disilikat cam seramik materyalin UV ile yaşlandırma sonrası TP değerini incelemişlerdir. Araştırmacılar test döngüsünün; 40 dakika ışık, 20 dakika su püskürtmeli ışık, 60 dakika sadece ışık ve karanlıkta 60 dakika su püskürtmesinden oluştuğunu belirtmişler, kuru termometre sıcaklığını ışımda 47°C ve ışık yokluğunda 38°C olarak belirlemişlerdir. 1 yıllık in vivo etki için örneklerin UV ışığına toplam maruz kalma enerjisini 150 kJ/m², toplam döngü süresini 300 saat olarak belirlemişlerdir (2).

Choi ve ark. 2020 yılında yaptıkları bir çalışmada, UV ile yapay yaşlandırma protokolü sonrası cam seramiklerin renk stabilitesini ve translusensi değişimlerini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar UV yaşlandırma işlemini ışık altında 60 dakika, ışık altında su spreyi ile 20 dakika, yalnızca ışık altında 40 dakika ve ışıksız su spreyi ile 60 dakika olacak şekilde örneklerle uygulamışlar ve kuru termometre sıcaklığını, ışımda 47°C ve ışık yokluğunda 38°C olarak belirlemişlerdir. Araştırmacılar, 1 yıllık in vivo etki için örneklerle 300 saat toplam 150 kJ/m² radyan UV ışık uygulandığını bildirmişlerdir (104). Literatürde incelenen diğer çalışmalarla benzer olarak (2,104,130,131) bu tez çalışmasında da örneklerle 300 saat süre ile UV yaşlandırma protokolü uygulanarak 1 yıllık klinik kullanım simüle edilmiştir.

Sıklıkla kullanılan bir yapay yaşlandırma yöntemi olan termal döngü protokolü için ISO 11450 standartı; 5°C ve 55°C'deki su banyolarında 500 döngü içeren bir rejiminin uygun olduğunu bildirmektedir. Ancak Gale ve Darvell tarafından yapılan literatür derlemesinde; ISO standardında önerilen 500 döngünün, uzun süreli kullanım sonucu materyalde oluşacak değişimlerin taklit edilmesi için

çok az olduğu belirtilmiştir. İntraoral koşullardaki döngü sayılarıyla ilgili kesin bir bilgi olmamakla birlikte, günlük 20-50 döngü olabileceği ve bu nedenle termal döngü prosedüründe 10.000 çevrimin, intraoral koşullarda yaklaşık 1 yıllık klinik işleyişe karşılık geleceği bildirilmiştir (108).

Yuan ve ark. 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada; IPS Emax CAD (lityum disilikat cam seramik) ve Zenostar (zirkonyum oksit seramik) materyallerine; fırçalama, termal döngüde yaşlandırma ve fırçalama+termal döngüde yaşlandırma işlemlerini uygulamışlardır. Çalışmada 5°C ve 55°C'de distile su banyolarına sahip bir termal döngü cihazında 30 saniye bekleme süresi uygulanan örnekler, fırçalama simülasyonu ile birlikte 5, 10 ve 15 yıllık klinik etkinin oluşturulması için 6000, 12.000 ve 18.000 çevrim termal döngüye tabi tutulmuştur (132).

Vasiliu ve ark. yaptıkları bir çalışmada; 1,5 mm kalınlıkta hazırladıkları cam seramik materyallerin, yüzey özelliklerini ve termal döngü ile yapay yaşlandırma protokolü sonrası translusensi parametresindeki değişimi değerlendirmişlerdir. 5°C ve 55°C'de distile su banyolarına sahip bir termal döngü cihazında, örnekleri 10.000 çevrim termal döngüye tabi tutan araştırmacılar 10 yıllık bir klinik etki oluşturmayı hedeflediklerini belirtmişlerdir (133).

Al Amri ve ark. 2020 yılında; cam seramik CAD/CAM materyallerine termal döngüde yapay yaşlandırma ve kahve içinde renklendirme işlemi yaptıkları in vitro çalışmada materyallerin TP₀₀ ve ΔE₀₀ değerlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada örnekler 5°C ve 55°C'de distile su banyolarına sahip bir termal döngü cihazında 30 sn suda bekleme ve 10 sn transfer süresi olacak şekilde toplam 5.000 çevrim termal döngü uygulanmıştır (134). Gale ve Darvell'in çalışması ve literatürde yer alan diğer bilgilere dayanarak (108,116) bu tez çalışmasında 1 senelik klinik etkiyi oluşturabilmek için materyallere 10.000 çevrim termal döngü uygulanmıştır.

İn vitro koşullarda yapay yaşlandırma yöntemlerinden biri olan otoklav ile yaşlandırma prosedürü literatürde çok sayıda araştırmada yer almaktadır (75,109–112,135–139). Ancak incelenen çalışmalarda otoklav ile yaşlandırma prosedürünün genel olarak zirkonyum seramik materyallerine uygulandığı, yeni geliştirilen cam seramikler için yeterli sayıda çalışma olmadığı görülmüştür (5,75,109–112,135,137,139).

Otoklavda yaşlandırma prosedürü Chevalier ve ark. tarafından 1999 yılında yapılan bir çalışmada tanımlanmıştır. Çalışmada zirkonyum seramik materyallerine 134°C'de 0,2 MPa basınç altında yapılan otoklavda yaşlandırma protokolü geliştirilmiştir. Araştırmacılar farklı materyallerle daha fazla çalışma yapılmasını önermiştir (135).

De Almeida Basílio ve ark. 2016 yılında yaptıkları bir çalışmada zirkonyanın yapay yaşlandırma işlemleri sonrası mekanik özelliklerini değerlendirmiştir. Termal döngü ve otoklavda yaşlandırma prosedürlerini uygulayan araştırmacılar 134°C'de 0,2 MPa basınç altında 1 saatlik otoklavda yaşlandırma uygulamasının 2 yıllık klinik etki sağladığını bildirmişlerdir (112).

Theocharidou ve ark. yaptıkları çalışmada; monolitik zirkonya materyali ile lityum disilikat materyallerine 134°C 0,2 MPa basınç altında 7,5 saat otoklavda yaşlandırma ve HCL asite maruz bırakma işlemlerini uygulamışlardır. Araştırmacılar 7,5 saat otoklavda yaşlandırma prosedürü ile yaklaşık olarak 20 yıllık klinik etki amaçladıklarını bildirmişlerdir (140).

Eğilmez ve ark. 2018 yılında yaptıkları bir çalışmada otoklavda yaşlandırma prosedürü dahil olmak üzere 4 farklı yapay yaşlandırmanın rezin nanoseramik materyallerin mekanik özelliklerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmada otoklavda yaşlandırma prosedürü 134°C 0,2 MPa basınç altında 12 saat olacak şekilde materyallere uygulanmıştır (20).

Otoklavda yaşlandırma prosedürünün lityum disilikat ve lösitle güçlendirilmiş feldspar cam seramiklerin optik değişimlerine etkisinin incelendiği kapsamlı bir çalışma bulunamamıştır. Bu nedenle buharlı otoklav ile yaşlandırma prosedürü bu tez çalışmasının yöntem tasarımına dahil edilmiştir. Bu tez çalışmasında otoklavda yaşlandırma testi materyallere, 134°C 0,2 MPa basınç altında 30 dk süre ile uygulanmış, 1 senelik klinik etkiyi simüle etmek hedeflenmiştir.

Bu tez çalışmasında; UV ile yaşlandırma sonrası; GC ve CD grubunda L* değerinin anlamlı bir değişim göstermediği, EM (L₁*:85,836±0,24; L₂*:84,617±0,30) ve ES grubunda (L₁*:87,022±0,47; L₂*:86,239±0,37) L* değerinin anlamlı derecede azaldığı görülmüştür. Buna göre UV ile yaşlandırma işlemi; EM ve ES materyallerinin parlaklığında anlamlı derecede azalmaya sebep

olmuştur. GC grubunda UV ile yaşlandırma sonrası a^* değerlerinin anlamlı değişim göstermediği; CD ($a_1^*:-4,493\pm0,14$; $a_2^*:-4,433\pm0,18$) ve EM ($a_1^*:-3,117\pm0,21$; $a_2^*:-2,727\pm0,20$) gruplarında a^* değerinin anlamlı derecede artarak bu materyallerin renk değerlerinin ‘kırmızı’ bölgeye yaklaştığı, ES grubunda ise a^* ($a_1^*:-2,693\pm0,10$; $a_2^*:-2,994\pm0,09$) değerinin anlamlı derecede azalarak materyalin renk değerinin ‘yeşil’ bölgeye yaklaştığı saptanmıştır. UV ile yaşlandırma işlemi sonrası GC ($b_1^*:12,054\pm0,39$; $b_2^*:12,257\pm0,36$) ve CD ($b_1^*:6,925\pm0,55$; $b_2^*:7,186\pm0,68$) gruplarında b^* değerinin anlamlı derecede arttığı ve materyallerin daha sarı renkli duruma geldiği anlaşılmıştır. EM ve ES grubunda ise ortalama b^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı görülmüştür.

Choi ve ark. tarafından yapılan çalışmada, 8 farklı kimyasal içeriğe sahip CAD/CAM materyallerinin UV ile yaşlandırma işlemi sonrası optik özellikleri değerlendirilmiştir. Araştırmacılar feldspatik seramik olan Vita Mark II materyalinin L^* değerini ($61,01\pm0,32$) UV ile yaşlandırma işlemi sonrası, çalışmada kullanılan diğer materyallere kıyasla anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır. UV ile yaşlandırma sonrası en düşük L^* değeri ise nanohibrit kompozit rezin olan Tetric CAD ($57,10\pm0,11$) ve IPS Emax CAD ($58,15\pm0,21$) materyalinde görülmüştür. Yaşlandırma sonrası en yüksek a^* değerinin rezin nanoseramik olan Vita Enamic ($0,04\pm0,11$) materyalinde, en düşük a^* değerinin ise Cerasmart ($-2,60\pm0,03$) materyalinde görüldüğü bildirilmiştir. Araştırmacılar L^* , a^* , b^* değerlerinin sayısal verilerini IPS Empress CAD için $L_1^*:59,73\pm0,31$; $L_2^*:59,20\pm0,25$ $a_1^*:-0,91\pm0,02$; $a_2^*:-0,96\pm0,02$ $b_1^*:3,62\pm0,03$; $b_2^*:3,79\pm0,07$, IPS Emax CAD için $L_1^*:59,20\pm0,18$; $L_2^*:58,15\pm0,21$ $a_1^*:-1,50\pm0,03$; $a_2^*:-0,95\pm0,04$ $b_1^*:2,96\pm0,07$; $b_2^*:3,33\pm0,23$, Celtra Duo için $L_1^*:59,52\pm1,11$; $L_2^*:59,13\pm1,12$ $a_1^*:-1,62\pm0,08$; $a_2^*:-1,45\pm0,09$ $b_1^*:3,83\pm0,65$; $b_2^*:4,37\pm0,73$ olarak belirtmişlerdir (104). Bu tez çalışmasında ES ($L_1^*:87,02\pm0,47$; $L_2^*:86,24\pm0,37$ $a_1^*:-2,69\pm0,10$; $a_2^*:-2,99\pm0,09$ $b_1^*:9,94\pm0,31$; $b_2^*:10,02\pm0,27$), EM ($L_1^*:85,84\pm0,24$; $L_2^*:84,62\pm0,30$ $a_1^*:-3,12\pm0,21$; $a_2^*:-2,73\pm0,20$ $b_1^*:9,00\pm0,51$; $b_2^*:9,02\pm0,49$) ve CD ($L_1^*:86,85\pm0,86$; $L_2^*:86,49\pm1,12$ $a_1^*:-4,49\pm0,14$; $a_2^*:-4,43\pm0,18$ $b_1^*:6,92\pm0,55$; $b_2^*:7,19\pm0,68$) materyallerinin L^* , a^* , b^* değerlerinde gözlenen değişimler bahsedilen çalışma ile benzer bulunmuştur.

Karaokutan ve ark. 2015 yılında yaptığı çalışmada (131); Cerec Blokları (feldspar seramik), Lava Ultimate (rezin nanoseramik) ve IPS Empress CAD

bloklarından prepare edilen, inley kavitelerine uygun olarak hazırlanmış örneklerle UV yapay yaşlandırma protokolünü uygulamışlardır. Araştırmacılar IPS Empress CAD materyalinde yaşlandırma işlemleri sonrası L^* değerinin azaldığını, a^* ve b^* değerlerinin arttığını; ($L_1:67,66$ $L_2:66,50$, $a_1:-0,34$ $a_2:0,44$, $b_1:10,84$ $b_2:12,58$) belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında UV yaşlandırma işlemi sonrası IPS Empress CAD materyalinde ($L_1: 87,02$ $L_2: 86,24$, $a_1: -2,69$ $a_2: -2,99$, $b_1:9,94$ $b_2:10,02$) L^* ve a^* değerleri azalırken b^* değeri artış göstermiştir. Aynı materyal ve yaşlandırma işleminde a^* değerinin bu tez çalışmasında Karaokutan ve ark. tarafından yapılan çalışmadan farklı olarak artış göstermesinin nedeni, bahsedilen çalışma ile bu tez çalışmasında hazırlanan örnek ebatlarının farklı olması ve farklı renk değişim formüllerinin kullanılmış olması olabilir.

2018 yılında Kılınç ve Turgut'un estetik CAD/CAM materyallerinin yüzey bitirme işlemleri ve UV yapay yaşlandırma sonrası optik özelliklerini değerlendirdiği bir çalışmada; Vita Suprinity materyalinin yaşlandırma sonrası L^* , a^* ve b^* değerlerinin anlamlı derecede arttığı ($L_1:79,28\pm0,52$; $L_2:79,66\pm0,37$; $a_1:-1,01\pm0,34$; $a_2:-0,95\pm0,21$; $b_1:31,31\pm0,23$; $b_2:32,75\pm0,44$) bildirilmiştir (130). Bu tez çalışmasında kullanılan, Vita Suprinity ile benzer içerikli Celtra Duo materyalinde UV yaşlandırma işlemi sonrası L^* değeri anlamlı derecede azaldı, a^* ve b^* değerleri artış gösterdi ($L_1: 86,84\pm0,86$ $L_2 :86,49\pm1,12$, $a_1 :-4,49\pm0,14$ $a_2:-4,43\pm0,18$, $b_1:6,92\pm0,55$ $b_2:7,19\pm0,68$). Bu tez çalışması ile Kılınç ve Turgut'un araştırmasında kullanılan benzer içerikli malzemelerin optik parametreleri karşılaştırıldığında, L^* değerlerindeki değişimin farklılık göstermesinin nedeni; kullanılan malzemelerin ticari markalarının ve başlangıçta tercih edilen translüsensi özelliklerinin farklı olması olabilir.

De Oliveira ve ark. 2015 yılında; rezin bazlı kompozitlerin optik özelliklerini inceledikleri bir çalışmada L^* , a^* ve b^* değerlerinin UV ile hızlandırılmış yaşlandırma sonrası arttığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar b^* değerindeki artışın, L^* ve a^* değerlerine oranla çok daha fazla olduğunu, materyallerdeki ΔE_{00} değerinin b^* değerindeki bu artıştan önemli ölçüde etkilendiğini belirtmişlerdir (141). Bahsedilen çalışmadan farklı materyaller kullanılan bu tez çalışmasında; UV yaşlandırma sonrası b^* değeri tüm gruplarda ya sabit kalmış ya da artmış olup, b^* değerinde saptanan sayısal değişimler, De

Oliveira ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada olduğu kadar belirgin olmamıştır.

Bu tez çalışmasında; termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası; EM ($L_1^*:85,944\pm0,26$; $L_2^*:85,846\pm0,21$), ES ($L_1^*:87,273\pm0,31$; $L_2^*:87,040\pm0,28$) ve CD ($L_1^*:86,366\pm0,63$; $L_2^*:86,033\pm0,60$) gruplarında L^* değerlerinin anlamlı derecede azaldığı ve buna göre materyallerin parlaklık değerlerinde önemli ölçüde azalma meydana geldiği görülmüştür. GC grubunda ise materyalin ortalama L^* değerinin ($L_1^*:89,621\pm0,24$; $L_2^*:90,154\pm0,35$) anlamlı derecede artmış olması, termal döngüde yaşlandırma işleminin, sadece GC materyalinin parlaklığını arttırdığı şeklinde yorumlanmıştır. Termal döngüde yaşlandırma işlemi GC, EM ve CD gruplarının a^* değerlerinde anlamlı bir değişime neden olmamış, ancak ES grubunun a^* değerinde ($a_1^*:-2,770\pm0,05$; $a_2^*:-2,659\pm0,06$) anlamlı derecede bir artışa sebep olarak materyalin daha ‘kırmızı’ tonlu olmasına yol açmıştır. Bu yaşlandırma işlemi GC ($b_1^*:11,826\pm0,21$; $b_2^*:12,214\pm0,29$), EM ($b_1^*:8,906\pm0,36$; $b_2^*:9,104\pm0,34$), ES ($b_1^*:9,647\pm0,19$; $b_2^*:10,000\pm0,21$) ve CD ($b_1^*:6,474\pm0,37$; $b_2^*:6,730\pm0,45$) gruplarında ortalama b^* değerlerinin anlamlı derecede artmasına sebep olmuştur. Bu nedenle termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası çalışmaya alınan tüm materyallerin daha sarı renkli olduğu sonucuna varılmıştır.

Haralur ve ark. 2019 yılında yaptığı bir çalışmada lityum disilikat ve monolitik zirkonya materyallerine 7 gün kahve solüsyonunda bekletme prosedürü ve 3000 çevirim termal döngü ile yaşlandırma işlemi uygulanmıştır. Lityum disilikat materyalinde yaşlandırma işlemleri sonrası L^* değerinin arttığı, a^* değerinin azaldığı ve b^* değerinin arttığı ($\Delta L^*:-0,434$; $\Delta a^*:0,223$; $\Delta b^*:-1,00$) bildirilmiştir (142). Bu tez çalışmasında lityum disilikat materyaline uygulanan termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası materyalin L^* değerinin anlamlı derecede azaldığı, a^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı ve ortalama b^* değerinin anlamlı derecede arttığı ($\Delta L^*:0,10$; $\Delta a^*:-0,014$; $\Delta b^*:-1,802$) görüldü. İncelenen optik parametrelerde görülen değişimlerin her iki çalışma için farklılık göstermesi, çalışmalarda farklı yaşlandırma tekniklerinin kullanılmış olmasına bağlanabilir.

Bu tez çalışmasında; otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası GC grubunda ortalama L^* değerinin ($L_1^*:90,074\pm0,33$; $L_2^*:89,793\pm0,34$) anlamlı derecede azaldığı görülmüş olup, bu durum yaşlandırma işleminin materyalin parlaklık

değerinde azalmaya neden olduğu şeklinde yorumlanmıştır. EM, ES ve CD gruplarında ise otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası L^* değerlerinde anlamlı bir değişim meydana gelmemiştir. GC ve CD gruplarının ortalama a^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı, EM ($a_1^*:-3,117\pm0,13$; $a_2^*:-3,084\pm0,14$) ve ES ($a_1^*:-2,710\pm0,09$; $a_2^*:-2,673\pm0,06$) gruplarında ise a^* değerlerinin arttığı görülmüştür. Buna göre, EM ve ES materyallerinin yaşlandırma sonrası daha ‘kırmızı’ renk tonu sergiledikleri sonucuna varılmıştır. GC ($b_1^*:11,836\pm0,15$; $b_2^*:12,036\pm0,11$), EM ($b_1^*:9,031\pm0,33$; $b_2^*:9,240\pm0,33$) ve ES ($b_1^*:9,839\pm0,27$; $b_2^*:9,946\pm0,23$) gruplarında ortalama b^* değerlerinin yaşlandırma sonrası anlamlı derecede arttığı ancak CD grubunda b^* değerinde anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür. Buna göre; CD grubu hariç çalışmaya alınan materyallerin otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası daha sarı renkli olduğu, CD materyalinin ise bu yaşlandırma yönteminde tüm optik değerlerinin stabil kaldığı söylenebilir.

Alghazzawi ve ark. 2017 yılında yaptıkları bir çalışmada 134°C ve 2 bar basınç altında belirli süreler ile otoklavda yaşlandırma testi uygulaması sonrası zirkonyum seramik ve cam seramik (IPS Emax CAD) materyallerin optik özelliklerindeki değişimi değerlendirmiş olup, L^* , a^* ve b^* değerlerinin ölçümünü beyaz zeminde yaptıklarını bildirmişlerdir. Araştırmacılar yaşlandırma işlemleri öncesi IPS Emax CAD materyali için $L_1^*:90,1\pm0,3$, $a_1^*:-0,68\pm0,05$, $b_1^*:15,8\pm0,40$ değerlerini; yaşlandırma işlemleri sonrası 20. saatte örneklerin optik değerlerini $L_2^*:87,2\pm1,1$, $a_2^*:-0,72\pm0,14$, $b_2^*:15,5\pm0,60$ olarak belirtmişlerdir. Buna göre L^* , a^* ve b^* değerleri otoklavda yaşlandırma işlemleri sonrası azalmıştır (5). Bu tez çalışmasında IPS Emax CAD materyaline uygulanan otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası materyalin ortalama L^* değerinde anlamlı bir değişim olmadığı, ortalama a^* değerinin ($a_1^*:-3,117\pm0,13$; $a_2^*:-3,084\pm0,14$) ve ortalama b^* değerinin ($b_1^*:9,031\pm0,33$; $b_2^*:9,240\pm0,33$) anlamlı derece arttığı görüldü. Optik değerlerdeki değişimlerin Alghazzawi ve ark.’nın çalışmasından farklı bulunmasının sebebi materyale uygulanan yaşlandırma süresinin bu tez çalışmasında 30 dk olarak belirlenmesi ve L^* , a^* ve b^* ölçümlerinin gri zeminde yapılması olabilir.

Choi ve ark. CAD/CAM materyallerinin UV ile yaşlandırma sonrası optik özelliklerinin; yaşlanma sürecinden, materyalin tipi ve kalınlığından etkilendiğini ve UV ile yaşlandırma işlemleri sonrası Celtra Duo materyalinin en düşük TP_{00} ve

en yüksek opaklık değerlerini gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar materyallerin TP₀₀ değerlerinin sayısal verilerini paylaşmamıştır (104). Choi ve ark. tarafından yapılan çalışmadan farklı olarak bu tez çalışmasının sonuçlarına göre UV ile yaşlandırma sonrası TP₀₀ değeri anlamlı derecede azalan tek materyal IPS Emax CAD olmuştur. Celtra Duo, GC Initial LRF ve IPS Empress CAD materyallerinin TP₀₀ değeri UV ile yaşlandırma sonrası anlamlı bir farklılık göstermemiştir.

Turgut ve ark. çalışmalarında; materyallerin UV ile yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında TP₀₀ değerlerindeki değişimi karşılaştırmışlardır. Beyaz ve siyah arka planda optik ölçümleri yapılan örneklerin TP₀₀₁ değerleri UV ile yaşlandırma öncesi, TP₀₀₂ değeri UV ile yaşlandırma sonrası olarak belirlenmiştir. Araştırmacılar UV ile yaşlandırma işleminin; CAD/CAM materyallerinin hepsinde opaklaşmaya neden olduğunu, TP₀₀ değerinde en fazla azalma olan materyalin Lava Ultimate olduğunu ve IPS Emax CAD ile Vita Mark II cam seramiklerinin UV yaşlandırmadan en az etkilenen materyaller olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar IPS Emax CAD materyalinde TP₀₀₁:20,6±0,5; TP₀₀₂:20,0±0,3 olarak belirtmiştir (143). Bu sonuca göre IPS Emax CAD materyalinin TP₀₀ değerinde 0,6 birimlik bir azalma meydana geldiği anlaşılmaktadır. Bu tez çalışmasında IPS Emax CAD materyaline yapılan UV ile yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası TP₀₀₁:13,51±0,4; TP₀₀₂:13,22±0,4 olarak hesaplanmış olup materyalin TP₀₀ değerinde 0,29 birimlik bir azalma görülmüştür. Bu çalışmadan elde edilen sonuçların, Turgut ve ark. tarafından yapılan çalışmadan sayısal açıdan bir miktar farklılık göstermesinin sebebi; bahsedilen çalışmada bu tez çalışmasından farklı olarak, CIE Lab sisteminin kullanılması ve IPS Emax CAD materyalinin başlangıç translusensi değerlerinin farklı seçilmesi olabilir.

Literatürde incelenen çalışmalarda UV yaşlandırma işlemleri sonrası, rezin nanoseramikler, renk stabilitesi ve translusensi parametresi açısından tatmin edici sonuçlar vermemesi nedeniyle bu tez çalışmasına dahil edilmedi. Lösitle güçlendirilmiş feldspar seramiklerin ve lityum disilikat materyallerinin tercih edildiği ve karşılaştırıldığı bu tez çalışmasında TP₀₀ bazında UV yaşlandırmadan en çok etkilenen materyalin, lityum disilikat seramik grubunda olan IPS Emax CAD olduğu belirlendi.

Crystal Ultra, IPS Emax CAD, Lava Ultimate, Cerasmart ve Vita Enamic materyalleri üzerinde; termal döngüde yaşlandırma ve kahve içinde renklendirme

işlemi yapılan bir in vitro çalışmada, 5000 termal döngüye tabii tutulan örneklerin CIEDE2000 formülü kullanılarak TP_{00} değerleri belirlenmiştir. Araştırmacılar materyallerin TP_{00} değerlerinde meydana gelen değişimin benzer olduğunu, termal döngüde yaşlandırmanın TP_{00} değerlerinde anlamlı bir farklılık ortaya koymadığını bildirmiş olup, materyallerin TP_{00} değerlerinin sayısal verilerini tam olarak paylaşmamıştır (134). Bu tez çalışmasında termal döngüde yaşlandırma yöntemi, sadece GC Initial LRF materyalinin TP_{00} değerinde anlamlı bir değişikliğe sebep olmuştur. GC Initial LRF ile benzer bir materyal bahsedilen çalışmada kullanılmamıştır.

Vita Mark II, IPS Emax CAD, Vita Suprinity ve preslenebilir seramik materyallerle yapılan bir çalışmada; 1,5 mm kalınlıkta hazırlanan materyallerin, 10000 çevirim termal döngü ile yapay yaşlandırma protokolü sonrası yüzey özellikleri ve translusensi parametresindeki değişim değerlendirilmiştir. Araştırmadaki monolitik CAD/CAM materyalleri için; TP_{00} değişimi açısından yaşlandırma sürecinden en çok etkilenen materyalin Vita Suprinity olduğu, IPS Emax CAD materyalinin ise en az TP_{00} değişimine uğrayan materyal olduğu bildirilmiştir. Yaşlandırma işlemi öncesi materyallerin TP_{00} değerleri; Vita Mark II için $TP_{00}:15,00\pm1,20$, IPS Emax CAD için $TP_{00}:14,00\pm1,10$, Vita Suprinity için $TP_{00}:13,00\pm1,00$ olarak bildirilmiştir. Materyallerin yaşlandırma işlemi sonrası TP_{00} değerlerinin sayısal verileri paylaşılmamış olup, TP_{00} değerlerinde anlamlı düzeyde azalma meydana geldiği bildirilmiştir (133). Bahsedilen çalışmadan farklı olarak bu tez çalışmasında, Vita Suprinity ile benzer kimyasal yapıda olan Celtra Duo ($TP_{001}:13,96\pm0,33$) materyalinin TP_{00} değerinde anlamlı bir değişim olmamıştır. Benzer şekilde IPS Emax CAD materyalinde TP_{00} parametresi, termal döngüde yaşlandırma sonrası anlamlı bir değişim göstermemiştir ancak materyalin yaşlandırma işlemi öncesi TP_{00} değeri bahsedilen çalışma ile benzer bulunmuştur ($TP_{001}:13,61\pm0,27$). Ayrıca bu tez çalışmasında kullanılan ve Vita Mark II gibi feldspar seramik grubunda yer alan GC Initial LRF materyalinde ilgili çalışma ile uyumlu olarak termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası TP_{00} değerinde anlamlı derecede azalma meydana gelmiştir.

Stawarczyk ve ark. tarafından yapılan, modern CAD/CAM seramiklerinde uygulanan hidrotermal yaşlanmanın ve materyallerin translusensi değerlerinin; materyalin martens sertliği ve çift eksenli eğilme mukavemetine etkisini incelediği

yakın zamanlı bir çalışmada, bu tez çalışmasıyla benzer olarak GC Initial LRF, IPS Emax CAD, IPS Empress CAD, Celtra Duo ve Amber Mill materyallerini kullanmışlardır. Çalışmada otoklavda yaşlandırma işlemi uygulanan materyallerden; lityum disilikat seramiklerin, l  sitle güçlendirilmiş feldspar seramiklerden daha yüksek mekanik özellikler sergiledi  , ayrıca lityum disilikat seramiklerin kendi içinde her birinin farklı özellikler sergiledi   bildirilmiştir. Materyallerin translusensi değerlerinin martens parametresine etkisini değerlendiren araştırmacılar LT (düşük translusensi) blokların, HT (yüksek translusensi) bloklardan daha yüksek martens parametresi gösterdiğini ve bu durumun farklı mikroyapılardan kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir (18).

Theocharidou ve ark.   alışmalarında; monolitik zirkonya materyali ile lityum disilikat materyallerine 7,5 saat otoklavda yaşlandırma ve HCL asite maruz bırakma işlemleri uygulamışlardır. Materyallerin TP₀₀ parametresindeki değişimi inceleyen araştırmacılar otoklavda yaşlandırma işlemi yapılan IPS Emax Press materyalinde yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası TP₀₀ değerlerini sırasıyla; TP₀₀₁:10,24±1,64; TP₀₀₂:7,34±1,24 olarak belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında kullanılan IPS Emax CAD materyalinin otoklavda yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrası TP₀₀ değerleri; TP₀₀₁:13,48±0,29; TP₀₀₂:13,43±0,33 olarak belirlendi. TP₀₀ parametresindeki değişimin, Theocharidou ve ark. tarafından yapılan çalışmadan daha az bulunmasının sebebi, uygulanan yaşlandırma sürelerindeki farklılık olabilir. Theocharidou ve ark. otoklavda yaşlandırma işlemlerinden sonra, monolitik zirkonyum materyalinin TP₀₀ parametresindeki değişimin lityum disilikat materyaline göre daha fazla olduğunu ancak bu farkın anlamlı düzeyde olmadığını bildirmişlerdir (140). Bu tez çalışmasında otoklavda yaşlandırma işlemi, çalışmada kullanılan materyallerin TP₀₀ değeri üzerinde anlamlı bir etki oluşturmamıştır.

Choi ve ark.   alışmalarında; UV ile yaşlandırma sonrası rezin nanoseramiklerin en fazla renk değişimini gösterdiğini, diğer tüm grupların (IPS Emax CAD, IPS Empress CAD ve Celtra Duo dahil) renk stabilitesinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar en yüksek ΔE₀₀ değerini Lava Ultimate materyelinde (ΔE₀₀:3,21± 0,30) belirlemişlerdir (104). Bahsedilen   alışmada; IPS Empress CAD (ΔE₀₀:0,51± 0,10), IPS Emax CAD (ΔE₀₀:1,30± 0,11) ve Celtra Duo (ΔE₀₀:0,69± 0,23) materyallerinde UV ile yaşlandırma işlemi sonrası görülen ΔE₀₀ değerleri sayısal açıdan bu tez

çalışmasında da benzer bulunmuştur (IPS Empress CAD $\Delta E_{00}:0,65\pm 0,14$, IPS Emax CAD $\Delta E_{00}:0,95\pm 0,12$, Celtra Duo $\Delta E_{00}:0,47\pm 0,34$). Rezin nanoseramiklerin dahil edilmediği bu tez çalışmasında UV yaşlandırma işlemi uygulanan tüm gruplarda; en fazla renk değişimi ve en az renk stabilitesi gösteren materyalin IPS Emax CAD olduğu, en az renk değişimi ve en yüksek renk stabilitesi gösteren materyalin ise GC Initial LRF olduğu saptanmıştır.

Karaokutan ve ark. tarafından yapılan çalışmada; Cerec blokları, Lava Ultimate ve IPS Empress CAD materyallerinden elde edilen örneklerin, UV ile yaşlandırma işlemi sonrası renk stabiliteyi incelenmiş olup; Lava Ultimate materyalindeki renk değişiminin, IPS Empress CAD ve Cerec bloklarından daha fazla olduğu bildirilmiştir. IPS Empress CAD materyalinde yaşlandırma işlemleri sonrası $\Delta E^*:2,46\pm 0,49$ olarak belirtilmiştir (131). Bu tez çalışmasında UV ile yaşlandırma işlemi sonrası IPS Empress CAD materyalinde $\Delta E_{00}:0,65\pm 0,14$ olarak belirlenmiştir. Her iki çalışmada uygulanan yaşlandırma yöntemi ve kullanılan materyaller benzer olmasına rağmen; ortalama ΔE_{00} değerinin farklılık göstermesinin nedeni, çalışmalarda hazırlanan örnek kalınlıklarının farklı olması ve araştırmacıların bu tez çalışmasında kullanılan CIEDE2000 formülü yerine, CIE Lab formülünü kullanması olabilir.

Kılınç ve Turgut'un estetik CAD/CAM materyallerinin yüzey bitirme işlemleri ve UV ile yaşlandırma sonrası optik özelliklerini değerlendirdiği bir çalışmada; yaşlandırma işlemi sonrası rezin seramik materyallerin, cam seramiklere göre daha fazla renk değişimi gösterdiği; Vita Suprinity materyalinin ΔE^* değerinin, bitirme ve cila prosedürlerinden bağımsız olarak tatmin edici olduğu ve Vita Mark II materyali ile benzer bulunduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar yüzey bitim prosedürleri uygulanmayan Vita Suprinity materyali için $\Delta E^*:1,64\pm 0,67$, Vita Mark II materyali için $\Delta E^*:0,86\pm 0,66$ olarak belirtmişlerdir (130). Bu tez çalışmasında da UV ile yaşlandırma işlemleri sonrası en az renk değişimi gözlenen GC Initial LRF ($\Delta E_{00}:0,21\pm 0,12$) materyali ile IPS Empress CAD ($\Delta E_{00}:0,65\pm 0,14$) ve ZLS Celtra Duo ($\Delta E_{00}:0,47\pm 0,36$) materyalinin renk değişim parametreleri bahsedilen çalışma ile yakın sonuçlar vermiştir. Bu tez çalışması ile Kılınç ve Turgut'un araştırmasında kullanılan benzer içerikli malzemelerin renk değişim parametreleri karşılaştırıldığında, bir miktar farklılık saptanmasının nedeni;

alışmalara dahil edilen materyallerin ticari markalarının ve kullanılan renk sistemlerinin farklı olması olabilir.

Al Amri ve ark. termal dde yapay yaşlandırma ve kahve içinde bekleterek yaptıkları in vitro çalışmada materyallerin ΔE_{00} değerlerini karşılaştırmışlardır. Test edilen materyaller arasında 5000 evirim termal dde en iyi renk stabilitesini IPS Emax CAD göstermiş olup ($\Delta E_{00}:0,29\pm0,25$) rezin nanoseramik materyallerde oluşan renk değişiminin klinik olarak kabul edilemez eşikte olduğu bildirilmiştir (134). Al Amri ve arkadaşlarının çalışmasına benzer olarak bu tez çalışmasında da termal dde yaşlandırma prosedürü sonrası en yüksek renk stabilitesi IPS Emax CAD ($\Delta E_{00}:0,18\pm 0,03$) materyalinde gözlenmiştir.

Yuan ve ark. alışmalarında; IPS Emax CAD ve Zenostar (zirkonyum oksit) materyallerine; fırçalama, termal dde yaşlandırma ve fırçalama+termal dde yaşlandırma işlemlerini uygulamışlardır. 6000, 12000 ve 18000 d ile gerçekleştirilen termal d ile yapay yaşlandırma işlemi uygulanan IPS Emax CAD ve Zenostar materyallerinde meydana gelen renk değişimi klinik olarak algılanabilir eşiğin altında bulunmuştur ($\Delta E^*<1.30$). Araştırmacılar 10 senelik klinik etkiyi taklit eden fırçalama ve termal dnn birlikte uygulandığı Zenostar materyalinin en yüksek ortalama renk değişimine sahip olduğunu, IPS Emax CAD materyalinde ise klinik açıdan anlamlı bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir (132). Bahsedilen alışma ile benzer olarak bu tez çalışmasında da IPS Emax CAD materyaline uygulanan termal dde yaşlandırma işlemi, materyalde klinik olarak anlamlı bir renk değişimi meydana getirmemiştir ($\Delta E_{00}:0,18$).

Ozen ve ark. yaptığı bir çalışmada Lava Ultimate, IPS Emax CAD, Vita Suprinity materyallerinden 0,5 mm kalınlığında örnekler hazırlayıp, örneklerle simantasyon işlemlerinin ardından yüzey bitirme prosedürleri uygulanmışlardır. Sonrasında 5000 evirim termal dde yaşlandırma işlemi yapılan örneklerin renk stabilitesi değerlendirilmiştir. Araştırmacılar ΔE indeksini değerlendirmek için CIE Lab renk değişim formülünü kullanmıştır. Ozen ve arkadaşlarının çalışmasında 5000 evirim termal d sonrası materyallerde meydana gelen renk değişimleri; Lava Ultimate için $\Delta E^*:5.64$, IPS Emax CAD için $\Delta E^*:4.24$, Vita Suprinity için $\Delta E^*:2.83$ değerlerinde bulunmuştur (144). Bu tez çalışmasında ise 10000 evirim termal d sonrası renk değişimleri IPS Emax CAD materyalinde $\Delta E_{00}:0,18$,

Celtra Duo materyalinde ise $\Delta E_{00}:0,33$ bulunmuştur. Bu tez çalışmasında Ozen ve ark.'nın çalışmasından daha düşük renk değişim değerlerinin bulunmasının nedeni; materyallere simantasyon işlemlerinin uygulanmaması, materyal kalınlıklarının farklı olması ve renk değişimi hesaplamalarında farklı formüllerin kullanılmış olması olabilir.

Theocharidou ve ark. çalışmalarında; 7,5 saat otoklavda yaşlandırma ve HCL asite maruz bırakma işlemleri uygulanan materyallerin ΔE_{00} değerlerindeki değişimi incelemiş olup, otoklavda yaşlandırma işlemi yapılan IPS Emax Press materyalinde yaşlandırma işlemi sonrası görülen renk değişimini $\Delta E_{00}:2,53\pm1,35$ olarak belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasında kullanılan IPS Emax CAD için otoklavda yaşlandırma işlemi sonrası görülen renk değişimi ise $\Delta E_{00}:0,19\pm0,04$ olarak belirlenmiştir. ΔE_{00} değerinin Theocharidou ve ark. tarafından yapılan çalışmadan daha az bulunmasının sebebi, uygulanan yaşlandırma sürelerindeki farklılık olabilir. Theocharidou ve ark. otoklavda yaşlandırma işlemlerinden sonra, monolitik zirkonyum materyalinin ΔE_{00} değerinin lityum disilikat materyaline göre daha fazla olduğunu ancak bu farkın anlamlı düzeyde olmadığını bildirmişlerdir (140). Bu tez çalışmasında otoklavda yaşlandırma prosedüründen ΔE_{00} bazında en çok etkilenen ve en fazla renk değişimi gözlenen materyal Celtra Duo, en az renk değişimi gözlenen materyal ise IPS Empress CAD olmuştur.

Stamenkovic ve ark. çalışmalarında; 1 mm kalınlıkta hazırladıkları rezin nanoseramik, lityum disilikat ve ZLS seramik materyallerini; kahve ve şarapta bekleterek renklendirme prosedürüne ve UV ile yaşlandırmaya maruz bırakmışlardır. Materyallerin renk değişimlerinin araştırıldığı çalışmada; kahve ve şarapla renklendirme sonrası lityum disilikat ve ZLS seramik materyallerinin renk stabilitesinin rezin nanoseramiklerden daha fazla olduğu, ancak rezin nanoseramik materyallerin UV ile yaşlandırma sonrası daha fazla renk stabilitesi gösterdiği bildirilmiştir. Kahve ile renklendirme sonrası nihai toplam renk farkının; kırmızı şarap ile renklendirme ve UV ile yaşlandırma metotlarından daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır (145). Lityum disilikat, ZLS ve lösitle güçlendirilmiş feldspar seramik materyallerinin; UV, termal döngü ve otoklavda yapay yaşlandırma yöntemleri sonrası renk stabilitesinin karşılaştırıldığı bu tez çalışmasında ise en fazla renk değişimi UV yapay yaşlandırma prosedürü ile elde edilmiştir. ZLS materyalinin ise en az renk stabilitesi gösteren materyal olduğu sonucuna

varılmıştır. Stamenkovic ve ark. çalışmasında UV yaşlandırma işlemi sonrası IPS Emax CAD materyalinde $\Delta E_{00}:1,4\pm0,1$ Vita Suprinity materyalinde $\Delta E_{00}:0,20\pm0,1$ olarak bulunmuştur. Araştırmacılar ΔE_{00} değerinin belirlenmesinde bu tez çalışması ile benzer olarak CIEDE2000 formülünü kullanmışlardır. Bu tez çalışmasında UV yaşlandırma işlemi sonrası IPS Emax CAD materyalinde $\Delta E_{00}:0,95\pm0,1$, ZLS seramik olan Celtra Duo materyalinde $\Delta E_{00}:0,46\pm0,36$ değerlerinde belirlenmiş olup, bahsedilen çalışma ile benzer bulunmuştur.

De Oliveira ark. rezin bazlı kompozitlerin yapay yaşlandırma sonrası renk stabilitelerini değerlendirdikleri bir çalışmada; materyallere UV ışıkla yaşlandırma, UV ile hızlandırılmış yaşlandırma ve suda bekletme testlerini uygulamıştır. Araştırmacılar UV ile hızlandırılmış yaşlandırma işleminde bu tez çalışması ile benzer olarak UV-B ışık altında 37°C’de 4 saat ışıma ve 4 saat yoğunlaştırmadan oluşan döngülerle 300 saat hızlandırılmış yaşlandırma işlemi yapmışlardır. UV ışık ile yaşlandırma işleminde ise örnekleri 37°C’de 120 saat sadece UV-B ışığına maruz bırakmışlardır. Test edilen bu 3 in vitro yaşlandırma metodunun materyallerdeki renk değişimleri üzerine etkilerinin farklı sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Araştırmacılar materyallerde en fazla renk değişimi meydana getiren yaşlandırma metodunun UV ışıkla yaşlandırma, en az renk değişimi ile sonuçlanan metodun ise suda bekletme olduğunu bildirmişlerdir (141). Bu tez çalışmasında da De Oliveira ve arkadaşlarının elde ettiği bulgulara benzer olarak farklı tekniklerle yapılan yapay yaşlandırma işlemleri, materyallerin ΔE_{00} değerleri üzerinde farklı sonuçlara neden olmuştur. Ayrıca UV, termal döngü ve otoklavda yapay yaşlandırma yöntemlerinin karşılaştırıldığı bu tez çalışmasında en fazla renk değişimi UV ile hızlandırılmış yapay yaşlandırma prosedürü ile elde edilmiştir.

Renk değişimlerinin klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilirlik eşikleri açısından literatürde farklı görüşler bulunmaktadır (146–148). Bu tez çalışmasında kullanılan CIEDE2000 fomülüne göre klinik olarak algılanabilirlik eşiği için ΔE_{00} değeri 1,30; klinik olarak kabul edilebilirlik eşiği için ΔE_{00} değeri 2,25 olarak belirlenmiştir (92). Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirildiğinde; tüm materyallerin ortalama ΔE_{00} değerlerinin klinik olarak algılanabilir ve kabul edilebilir eşiğin altında olduğu; çalışmada uygulanan 1 senelik klinik kullanımı

taklit eden yapay yaşlandırma yöntemlerinin, materyallerde görsel olarak fark edilebilir bir değişim meydana getirmediği görülmüştür.

Literatürde mevcut çalışmalar incelendiğinde UV ile hızlandırılmış yapay yaşlandırma testlerinin, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma testlerine göre daha az sayıda olduğu görüldü. Ayrıca yapay yaşlandırma yöntemlerinin benzer klinik etkiyi oluşturabilecek sürelerde uygulandığı ve karşılaştırmalı olarak incelendiği kapsamlı bir çalışmaya rastlanmadı. Yapılan çalışmalarda yapay yaşlandırma metotlarının daha çok monolitik zirkonyum materyalleri üzerine olduğu görüldü (75,109,110,112,118). Birçok in vitro çalışmada rezin nanoseramik materyallerin renk stabilitesinin lityum disilikat ve feldspar cam seramiklere göre daha az olduğunun rapor edildiği görüldü (104,130,131,134). Ayrıca nispeten yeni bir materyal olan ve bu tez çalışmasında da renk stabilitesi açısından tatmin edici sonuçlar veren GC Initial LRF bloğunun optik özellikleri hakkında literatürde yeterli veri olmadığı belirlendi.

Konu ile ilgili yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde farklı yaşlandırma teknikleri uygulaması sonrası monolitik CAD/CAM materyallerinin optik özelliklerindeki değişimin karşılaştırmalı olarak araştırıldığı kapsamlı bir çalışma bulunmadığı görülmektedir. Bu nedenlerden dolayı bu tez çalışmasında lüsitle güçlendirilmiş feldspar seramik ve lityum disilikat seramik materyaller kullanıldı ve üç farklı yapay yaşlandırma yöntemi ile renk stabilitesi ve translusensi parametreleri değerlendirildi.

Bu in vitro çalışmanın temel kısıtlılığı ağız içi ortamın tamamının simüle edilememesidir. Sonuçlar; bu restoratif materyalleri kullanırken, estetik sonuçları önemli ölçüde etkileyebilecek altta yatan diş yapısındaki varyasyonların klinik gerçekliğini hesaba katmamaktadır. Ayrıca klinik durumda, restoratif materyalin simantasyon prosedürlerinin in vitro koşullara taşınmamış olması çalışmanın limitasyonları arasındadır. Bu nedenle, mevcut laboratuvar sonuçlarının klinik gerçekliği tam olarak öngördüğünü varsaymak yanıltıcı olabilir. Ek olarak diş macunu ile rutin diş fırçalama, klinik renk değişikliğini etkileyebilir. Lüsitle güçlendirilmiş feldspar seramik ve lityum disilikat seramik malzemelerinin optik özelliklerinin, farklı kalınlıklarda ve farklı simantasyon protokolleri sonrasında çeşitli yapay yaşlandırma yöntemleri ile değerlendiren ileri çalışmaların yararlı

olacağı düşünülmektedir. Bu laboratuvar bulguları uzun süreli klinik araştırmalarla doğrulanmalıdır.

Bu çalışmadan elde edilen bulgular doğrultusunda; UV ile yaşlandırma işlemi yalnızca IPS Emax CAD materyalinin TP₀₀ parametresinde anlamlı derecede azalmaya neden olmuştur. Termal döngüde yaşlandırma işlemi yalnızca GC Initial LRF materyalinin TP₀₀ parametresinde anlamlı derecede azalmaya neden olurken, otoklavda yaşlandırma işlemi materyallerin TP₀₀ parametresinde anlamlı bir değişim meydana getirmemiştir. UV ile yaşlandırma işlemi, IPS Emax CAD ve IPS Empress CAD materyallerinde diğer yaşlandırma işlemlerine kıyasla anlamlı düzeyde yüksek ΔE_{00} değerleri ile sonuçlanmıştır. Termal döngüde yaşlandırma işlemi ise GC Initial LRF materyalinde diğer yaşlandırma işlemlerine kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek ΔE_{00} değerleri ile sonuçlanmıştır. CAD/CAM materyallerinin farklı yaşlandırma işlemleri sonucunda hesaplanan ΔE_{00} değerlerinde anlamlı farklılıklar olsa da tüm bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir seviye olduğu belirlenmiştir. Yapılacak ileri in vitro çalışmalarda yapay yaşlandırma işlemlerinin bu etkileri göz önünde bulundurulmalıdır. Gelecekte yapay yaşlandırma işlemleri ile yaşlandırılan örnekler ile in vivo koşullarda yaşlanan örneklerin optik ve mekanik özelliklerinin kıyaslanacağı çalışmaların yapılması, laboratuvar çalışmalarında klinik ortamı en iyi simüle eden yaşlandırma yönteminin tespiti açısından faydalı olacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde, aşağıdaki sonuçlara varılmıştır;

- 1) Çalışmada elde edilen bulgulara göre; monolitik CAD/CAM materyallerinin yapay yaşlandırma işlemleri sonrası renk değişimlerinin değerlendirilmesinde; kullanılan materyalin tipi, uygulanan yapay yaşlandırma yöntemi ve bu iki faktörün interaksyonunun ΔE_{00} değeri üzerinde anlamlı derecede etkili olduğu görüldü.
- 2) Çalışmada uygulanan yapay yaşlandırma yöntemlerinden bağımsız olarak, materyal tipinin ortalama ΔE_{00} değeri üzerine etkisi karşılaştırmalı olarak incelendiğinde; en yüksek renk stabilitesi gösteren materyalin GC Initial LRF, en düşük renk stabilitesi gösteren materyalin ise Celtra Duo olduğu sonucuna varıldı.
- 3) Kullanılan materyal tipinden bağımsız olarak 1 yıllık klinik kullanımı in vitro koşullarda taklit etmeyi amaçlayan 3 ayrı yapay yaşlandırma yöntemi karşılaştırmalı olarak incelendiğinde; UV ile yapay yaşlandırmanın en yüksek ortalama ΔE_{00} değeri ile sonuçlandığı, bunu termal döngü ile yapay yaşlandırmanın izlediği, en düşük ΔE_{00} değerinin ise otoklav ile yapay yaşlandırma sonucunda elde edildiği görüldü. UV ile yaşlandırma anlamlı derecede daha fazla renk değişimine sebep olurken, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma yöntemleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı.
- 4) Gruplar tek tek değerlendirildiğinde, yapay yaşlandırma uygulamaları sonrası en fazla renk değişimi IPS Emax CAD materyalinde UV ile yaşlandırma işlemi sonrası gerçekleşti. En az renk değişimi ise otoklav ile yaşlandırma işlemi sonrası IPS Empress CAD materyalinde görüldü.
- 5) Yaşlandırma işlemleri öncesi ve sonrasında translusensi parametresi kaydedilen 12 alt gruptan sadece 2 tanesinin TP_{00} değerinde anlamlı bir farklılık görüldü. GC Initial LRF materyaline uygulanan termal döngüde yaşlandırma işlemi sonrası ve IPS Emax CAD materyaline uygulanan UV ile yaşlandırma işlemi sonrası materyallerin translusensi değerlerinin anlamlı derecede azaldığı belirlendi. Translusensi

parametresinin en fazla azaldığı grup, IPS Emax CAD materyaline UV ile yapay yaşlandırma uygulanan EMUV grubu olarak bulundu.

- 6) 1 yıllık klinik kullanımı taklit etmeyi amaçlayan UV, termal döngü ve otoklavda yaşlandırma uygulamaları sonrası en yüksek ΔE_{00} değeri EMUV grubunda 0,95 değerinde bulundu. Bu değer ($\Delta E_{00} < 1,3$) klinik olarak algılanabilirlik seviyesinin altında kaldı. Bu tez çalışmasında monolitik CAD/CAM materyallerine uygulanan yapay yaşlandırma işlemleri sonrası hiçbir grupta klinik olarak gözlemlenebilir bir renk değişimi olmadı.

Tüm bu sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda, monolitik CAD/CAM materyallerinden GC İntial LRF bloğun renk stabilitesinin, kullanılan diğer materyallere kıyasla anlamlı seviyede yüksek olduğu bulunmuştur. Ancak, çalışmada elde edilen tüm ΔE_{00} değerlerinin klinik kabul edilebilirlik seviyesinin altında olması nedeniyle, kullanılan tüm materyallerin optik özellikler açısından başarılı sonuçlar verdiği söylenebilir.

UV ile yapay yaşlandırmanın, termal döngü ve otoklav ile yapay yaşlandırma işlemlerine göre anlamlı derecede yüksek renk değişimine sebep olduğu ve termal döngü ile otoklavda yaşlandırma metotları ile elde edilen ΔE_{00} değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığı saptansada, yaşlandırma sonrası meydana gelen optik değişiklikler klinik algılanabilirlik seviyesinin altında kalmıştır. Bu tez çalışmada çiğneme kuvvetlerinin etkisi simüle edilemediğinden gelecekte yapılacak çalışmalarda, in vitro olarak yaşlandırılan örnekler ile in vivo yaşlanmaya maruz bırakılan örneklerin birlikte kullanılması, en uygun yapay yaşlandırma prosedürünün tespiti açısından yararlı olacaktır.

7. KAYNAKLAR

Bu tez çalışmasında Vancouver atıf sistemi kullanılmıştır.

1. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011;56(s1):84-96.
2. Turgut S, Bagis B, Turkaslan SS, Bagis YH. Effect of ultraviolet aging on translucency of resin-cemented ceramic veneers: an in vitro study. J Prosthodont. 2014;23(1):39-44.
3. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. Dent Mater. 2004;20(6):530-4.
4. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin. 2004;48(2):531-44.
5. Alhazzawi TF. The effect of extended aging on the optical properties of different zirconia materials. J Prosthodont Res. Temmuz 2017;61(3):305-14.
6. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 2009;28(1):44-56.
7. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. J Prosthet Dent. 2002;87(6):657-66.
8. Rosentritt M, Krifka S, Strasser T, Preis V. Fracture force of CAD/CAM resin composite crowns after in vitro aging. Clin Oral Investig. 2020;24(7):2395-401.
9. Ghavam M, Amani-Tehran M, Saffarpour M. Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. Oper Dent. 2010;35(6):605-9.
10. Volpato CÂM, Cesar PF, Bottino MA. Influence of accelerated aging on the color stability of dental zirconia. J Esthet Restor Dent. 2016;28(5):304-12.
11. Longman CM, Pearson GJ. Variations in tooth, surface temperature in the oral cavity during fluid intake. Biomaterials. Eylül 1987;8(5):411-4.

12. Hampe R, Theelke B, Lümke N, Stawarczyk B. Impact of artificial aging by thermocycling on edge chipping resistance and Martens hardness of different dental CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* Şubat 2021;125(2):326-33.
13. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* Nisan 2013;20:113-25.
14. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, vd. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J.* 2014;33(5):705-10.
15. 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.* 01 Haziran 2015;113(6):534-40.
16. Koizumi H, Saiki O, Nogawa H, Hiraba H, Okazaki T, Matsumura H. Surface roughness and gloss of current CAD/CAM resin composites before and after toothbrush abrasion. *Dent Mater J.* 2015;34(6):881-7.
17. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, vd. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent.* Mart 2016;115(3):321-328.e2.
18. 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.* 2016;55:1-11.
19. El Gamal A, Rocca JP, Fornaini C, Medioni E, Brulat-Bouchard N. Microhardness evaluations of CAD/CAM ceramics irradiated with CO₂ or Nd:YAP laser. *LASER Ther.* 2017;26(1):13-8.
20. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res.* Ocak 2018;62(1):65-74.

21. Colombo M, Poggio C, Lasagna A, Chiesa M, Scribante A. Vickers micro-hardness of new restorative CAD/CAM dental materials: evaluation and comparison after exposure to acidic drink. *Materials*. 2019;12(8):1246.
22. Liu P-R. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2005;26(7):507-13.
23. Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*. 01 Ağustos 1977;38(2):216-25.
24. Karaalioğlu AGDOF, Duymuş PDZY. Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 01 Ocak 2008;2008(1):25-32.
25. Martin N, Jedynekiewicz NM. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dent Mater*. 01 Ocak 1999;15(1):54-61.
26. Palin WM, Burke FT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update*. 2005;32(10):566-72.
27. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. *J Am Dent Assoc*. Eylül 2001;132(9):1301-3.
28. Zimmermann M, Egli G, Zaruba M, Mehl A. Influence of material thickness on fractural strength of CAD/CAM fabricated ceramic crowns. *Dent Mater J*. 2017;2016-296.
29. 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*. Mayıs 2016;28(3):227-35.
30. Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2002;88(1):44-9.
31. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 01 Mart 2008;24(3):299-307.
32. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*. 01 Ocak 1996;75(1):18-32.

33. Pröbster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass–ceramic restorative material. *J Oral Rehabil.* 1997;24(9):636-45.
34. IPS Empress CAD ® Scientific Documentation. Ivoclar Vivadent;
35. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* Eylül 2004;13(3):141-9.
36. Tinschert J, Zvez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica-and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28(7):529-35.
37. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *J Am Dent Assoc.* Haziran 2010;141:10S-14S.
38. Nejatidanesh F, Moradpoor H, Savabi O. Clinical outcomes of zirconia-based implant- and tooth-supported single crowns. *Clin Oral Investig.* Ocak 2016;20(1):169-78.
39. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* Kasım 2007;98(5):389-404.
40. IPS Empress CAD Introduction for Use. Ivoclar Vivadent;
41. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater.* 2004;20(2):207-12.
42. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress[®] 2 and the IPS Empress[®] glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297-303.
43. 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.* 2010;3(6):3700-13.
44. GC Initial LRF Block Introduction for Use. gcamerica;

45. Kamonkhantikul K, Arksornnukit M, Lauvahutanon S, Takahashi H. Toothbrushing alters the surface roughness and gloss of composite resin CAD/CAM blocks. *Dent Mater J*. 2016;35(2):225-32.
46. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices*. Kasım 2008;5(6):729-45.
47. Silva N, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, vd. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res*. 2012;91(3):305-10.
48. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*. 01 Ocak 2006;22(1):29-36.
49. Monmaturapoj N, Lawita P, Thepsuwan W. Characterisation and Properties of Lithium Disilicate Glass Ceramics in the SiO_2 - Li_2O - K_2O - Al_2O_3 System for Dental Applications. *Adv Mater Sci Eng*. 2013;2013:1-11.
50. Höland W, Apel E, van 't Hoen Ch, Rheinberger V. Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass–ceramics. *J Non-Cryst Solids*. Ekim 2006;352(38-39):4041-50.
51. IPS e.max® CAD Scientific Documentation. Ivoclar Vivadent;
52. IPS Emax CAD Clinical Guide. Ivoclar Vivadent;
53. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater*. Kasım 2016;32(11):e275-83.
54. D’Arcangelo C, Vanini L, Rondoni GD, De Angelis F. Wear properties of dental ceramics and porcelains compared with human enamel. *J Prosthet Dent*. 01 Mart 2016;115(3):350-5.
55. Celtra® Duo CAD Blocks for CEREC® and INLAB® Directions for Use. Dentsply Sirona;
56. Hench LL, Day DE, Höland W, Rheinberger VM. Glass and Medicine. *Int J Appl Glass Sci*. 2010;1(1):104-17.

57. Guess P, Selz C, Voulgarakis A, Stampf S, Stappert C. Prospective Clinical Study of Press-Ceramic Overlap and Full Veneer Restorations: 7-Year Results. *Int J Prosthodont*. Temmuz 2014;27(4):355-8.
58. Al-Akhali M, Chaar MS, Elsayed A, Samran A, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *J Mech Behav Biomed Mater*. Ekim 2017;74:245-50.
59. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. Temmuz 2016;32(7):908-14.
60. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):587-93.
61. Burkinshaw SM. Colour in relation to dentistry. *Fundamentals of colour science*. *Br Dent J*. 10 Ocak 2004;196(1):33-41; discussion 29.
62. Agrawal V, Kapoor S. Color and shade management in esthetic dentistry. *Univers Res J Dent*. 2013;3(3):120.
63. Basavanna R, Gohil C, Shivanna V. Shade selection. *Int J Oral Health Sci*. 2013;3(1):26.
64. Afrashtehfar KI. Increased Predictability in Tooth Shade-Matching. *Oral Health*. 2013;25(15):44-50.
65. Shillingburg HT. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence Publishing Company; 1997. 600 s.
66. Beckett H. Protocols for predictable aesthetic dental restorations. *Br Dent J*. 2006;201(2):128-128.
67. Rosenstiel SF, Frank M, Junhe F. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, Fifth Edition, include the following. Elsevier; 2016.
68. Vadher R, Parmar G, Kanodia S, Chaudhary A, Kaur M, Savadhariya T. Basics of color in dentistry: A review. *IOSR-JDMS*. 2014;13:78-85.
69. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*. Ocak 2004;32:3-12.

70. Ota M, Ando S, Endo H, Ogura Y, Miyazaki M, Hosoya Y. Influence of refractive index on optical parameters of experimental resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2012;70(5):362-7.
71. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* Ocak 2010;38:e2-16.
72. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childressd S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent.* Aralık 1998;80(6):642-8.
73. Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odontol Scand.* 2009;67(1):57-64.
74. Ristic I, Stankovic S, Paravina RD. Influence of color education and training on shade matching skills. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(5):287-94.
75. Volpato CAM, Pereira MRC, Silva FS. Fluorescence of natural teeth and restorative materials, methods for analysis and quantification: A literature review. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30(5):397-407.
76. Ahmad I. Protocols for predictable aesthetic dental restorations. Oxford: Blackwell Munksgaard; 2006. 218 s.
77. Fondriest J. Shade matching in restorative dentistry: The science and strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 01 Kasım 2003;23:467-79.
78. Chu SJ. Use of a Reflectance Spectrophotometer in Evaluating Shade Change Resulting from Tooth-Whitening Products. *J Esthet Restor Dent.* Aralık 2003;15(s1):S42-8.
79. Fondriest J. The Optical Characteristics of Natural Teeth. *Dent.* 01 Kasım 2012;
80. Ten Bosch JJ, Coops JC. Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *J Dent Res.* 1995;74(1):374-80.
81. Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş hekimliğinde renk seçimi. *Hacet Dişhekim Fakültesi Derg Clin Dent Res.* 2009;33(4):52-8.
82. Glockner K, Glockner K, Haiderer B. Visual vs. Spectrophotometric Methods for Shade Selection. :2.

83. Sikri VK. Color: Implications in dentistry. J Conserv Dent JCD. 2010;13(4):249.
84. Wee A. Description of color science, color replication progress and esthetics. İçinde 2006. s. 709-39.
85. Hammad IA, Stein RS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. J Prosthet Dent. Şubat 1991;65(2):169-79.
86. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J Prosthet Dent. Şubat 2000;83(2):166-70.
87. Terry DA, Geller W, Tric O, Anderson MJ, Tourville M, Kobashigawa A. Anatomical Form Definies Color: Function, Form and Aesthetics. AESTHETIC Dent. :10.
88. Shokry TE, Shen C, Elhosary MM, Elkhodary AM. Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. J Prosthet Dent. 2006;95(2):124-9.
89. Pérez Gómez M del M, Saleh A, Yebra A, Pulgar R. Study of the variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences of resin composites. Dent Mater J. 01 Şubat 2007;26:21-8.
90. Lee Y-K, Powers JM. Comparison of CIE Lab, CIEDE 2000, and DIN 99 Color Differences Between Various Shades of Resin Composites. Int J Prosthodont. 2005;18(2):7.
91. 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. 01 Ocak 2016;32(1):82-92.
92. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. J Dent. Ocak 2010;38:e57-64.
93. Borse S, Chaware SH. Tooth shade analysis and selection in prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. J Indian Prosthodont Soc. Haziran 2020;20(2):131-40.
94. Ragain JC. A review of color science in dentistry: shade matching in the contemporary dental practice. J Dent Oral Disord Ther. 2016;4(2):1-5.

95. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* 01 Mart 2009;101(3):193-9.
96. O'Brien, William J. *Dental Materials and Their Selection.* Third Edition. İçinde 2002. s. 214-5.
97. Köroğlu A, Makhloota M, Bal BT. A Review of Color Matching in Dentistry. *Med Rec.* 23 Ocak 2021;3(1):44-9.
98. Witkowski S, Yajima N-D, Wolkewitz M, Strub JR. Reliability of shade selection using an intraoral spectrophotometer. *Clin Oral Investig.* 2012;16(3):945-9.
99. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 2002;81(8):578-82.
100. Jarad FD, Russell MD, Moss BW. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *Br Dent J.* Temmuz 2005;199(1):43-9.
101. Cavalcanti AN, Mitsui FHO, Ambrosano GMB, Marchi GM. Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater Off J Soc Biomater Jpn Soc Biomater Aust Soc Biomater Korean Soc Biomater.* 2007;80(1):52-8.
102. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:218-31.
103. Jeong H-Y, Lee H-H, Choi Y-S. Mechanical properties of hybrid computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) materials after aging treatments. *Ceram Int.* 01 Kasım 2018;44(16):19217-26.
104. Choi Y-S, Kang K-H, Att W. Evaluation of the response of esthetic restorative materials to ultraviolet aging. *J Prosthet Dent.* 01 Kasım 2021;126(5):679-85.
105. Turgut S, Bagis B. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *J Dent.* 2011;39:e57-64.

106. Feller RL. Accelerated Aging: Photochemical and Thermal Aspects. Getty Publications; 1995. 292 s.
107. Ernst C-P, Canbek K, Euler T, Willershausen B. In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. Clin Oral Investig. Eylül 2004;8(3):130-8.
108. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent. Şubat 1999;27(2):89-99.
109. Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater. Ağustos 2010;26(8):807-20.
110. Rafael CF, Cesar PF, Fredel M, de Souza Magini R, Liebermann A, Volpato CAM. Impact of laboratory treatment with coloring and fluorescent liquids on the optical properties of zirconia before and after accelerated aging. J Prosthet Dent. 2018;120(2):276-81.
111. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. Annu Rev Mater Res. 01 Ağustos 2007;37(1):1-32.
112. Basílio M de A, Cardoso KV, Antonio SG, Rizkalla AS, Santos Junior GC, Arioli Filho JN. Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments. J Prosthet Dent. 01 Ağustos 2016;116(2):277-85.
113. 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. 15 Şubat 2005;72B(2):239-45.
114. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, Della Bona A, Pérez MM. Translucency thresholds for dental materials. Dent Mater. 2018;34(8):1168-74.
115. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, vd. Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. J Mech Behav Biomed Mater. Ocak 2014;29:295-308.

116. El Araby AM, Talic YF. The Effect of Thermocycling on the Adhesion of Self-etching Adhesives on Dental Enamel and Dentin. *J Contemp Dent Pract.* Şubat 2007;8(2):17-24.
117. Cho L-R, Yi Y-J, Heo S-J. Effect of tooth brushing and thermal cycling on a surface change of ceromers finished with different methods. *J Oral Rehabil.* 2002;29(9):816-22.
118. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations: Monolithic vs. Bilayered Zirconia Fracture Resistance. *J Prosthodont.* Ocak 2019;28(1):e259-64.
119. Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* Ekim 2017;74:342-8.
120. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):6.
121. Yamaguchi S, Kani R, Kawakami K, Tsuji M, Inoue S, Lee C, vd. Fatigue behavior and crack initiation of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater.* Ekim 2018;34(10):1578-84.
122. Alsarani M, Souza GD, Rizkalla A, El-Mowafy O. Influence of crown design and material on chipping-resistance of all-ceramic molar crowns: An in vitro study. *Dent Med Probl.* 01 Ocak 2018;55(1):35-42.
123. Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of Five Commercially Available Tooth Color-Measuring Devices. *J Prosthodont.* Mart 2007;16(2):93-100.
124. Mikhail SS, Schricker SR, Azer SS, Brantley WA, Johnston WM. Optical characteristics of contemporary dental composite resin materials. *J Dent.* Eylül 2013;41(9):771-8.
125. Nogueira AD, Della Bona A. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD–CAM ceramics. *J Dent.* Ağustos 2013;41:e18-23.

126. 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*. Ağustos 2018;120(2):269-75.
127. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont*. 1995;8(1).
128. Türken DR. Suni Yaşlandırma İşlemi Uygulanan Farklı Seramik Materyallerin Renk Stabilitelerinin Karşılaştırılması [Doktora Tez Programı]. [Ankara]: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2016.
129. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent*. Haziran 2001;85(6):551-7.
130. 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*. Temmuz 2018;120(1):107-13.
131. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging: Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays. *J Prosthodont*. Ağustos 2016;25(6):472-7.
132. 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*. Haziran 2018;119(6):1000-6.
133. Vasiliu R-D, Porojan SD, Bîrdeanu MI, Porojan L. Effect of Thermocycling, Surface Treatments and Microstructure on the Optical Properties and Roughness of CAD-CAM and Heat-Pressed Glass Ceramics. *Materials*. 14 Ocak 2020;13(2):381.
134. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, Alamri H, Iskandar M, Platt JA. In Vitro Evaluation of Translucency and Color Stability of CAD/CAM Polymer-Infiltrated Ceramic Materials after Accelerated Aging. *J Prosthodont*. Nisan 2021;30(4):318-28.
135. Chevalier J, Cales B, Drouin JM. Low-temperature aging of Y-TZP ceramics. *J Am Ceram Soc*. 1999;82(8):2150-4.

136. De Souza GM, Zykus A, Ghahnavyeh RR, Lawrence SK, Bahr DF. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* Ocak 2017;65:256-63.

137. Guilardi LF, Pereira GKR, Gündel A, Rippe MP, Valandro LF. Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater.* Ocak 2017;65:849-56.

138. Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent.* 01 Nisan 2018;119(4):626-31.

139. Koenig V, Wulfman CP, Derbanne MA, Dupont NM, Le Goff SO, Tang M-L, vd. Aging of monolithic zirconia dental prostheses: Protocol for a 5-year prospective clinical study using ex vivo analyses. *Contemp Clin Trials Commun.* 15 Aralık 2016;4:25-32.

140. Theocharidou A, Kontonasaki E, Koukousaki I, Koumpouli A, Betsani I, Koidis P. Effect of in vitro aging and acidic storage on color, translucency, and contrast ratio of monolithic zirconia and lithium disilicate ceramics. *J Prosthet Dent.* Ocak 2021;S0022391320308052.

141. de Oliveira DCRS, Ayres APA, Rocha MG, Giannini M, Puppini Rontani RM, Ferracane JL, vd. Effect of Different In Vitro Aging Methods on Color Stability of a Dental Resin-Based Composite Using CIELAB and CIEDE2000 Color-Difference Formulas: Different Methods to Evaluate Color Change. *J Esthet Restor Dent.* Eylül 2015;27(5):322-30.

142. Haralur SB, Razeq S, Alqahtani N, Alhassan Mujayri F. Effect of Hydrothermal Aging and Beverages on Color Stability of Lithium Disilicate and Zirconia Based Ceramics. *Medicina (Mex).* 19 Kasım 2019;55(11):749.

143. Turgut S, Kılınç H, Bağış B. Effect of UV aging on translucency of currently used esthetic CAD-CAM materials. *J Esthet Restor Dent.* Mart 2019;31(2):147-52.

144. Ozen F, Demirkol N, Oz OP. Effect of surface finishing treatments on the color stability of CAD/CAM materials. *J Adv Prosthodont.* 2020;12(3):150.

145. 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*. Kasım 2021;126(5):672-8.

146. Bahannan SA, Awad MA. Effect of porcelain shade and application time on shade reproduction. *J Prosthodont*. 2018;27(3):227-31.

147. Ishikawa-Nagai S, Yoshida A, Sakai M, Kristiansen J, Da Silva JD. Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *J Dent*. 2009;37:e57-63.

148. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res*. 1989;68(5):819-22.



8. ÖZGEÇMİŞ

