

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TEKRARLANAN FIRINLAMA SONRASINDA FARKLI
ALTYAPI HAZIRLAMA TEKNİKLERİNİN VE ÜSTYAPI
KALINLIKLARININ RENK DEĞİŞİMİNE ETKİSİ**

MEHMET GÖKBERKKAAN DEMİREL

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. ALİ RIZA TUNÇDEMİR

KONYA 2019

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TEKRARLANAN FIRINLAMA SONRASINDA FARKLI
ALTYAPI HAZIRLAMA TEKNİKLERİNİN VE ÜSTYAPI
KALINLIKLARININ RENK DEĞİŞİMİNE ETKİSİ**

MEHMET GÖKBERKKAAN DEMİREL

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. ALİ RIZA TUNÇDEMİR

**Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğü tarafından 181424001 proje numarası ile desteklenmiştir.**

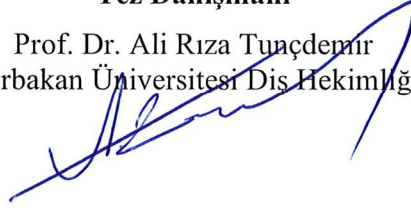
KONYA 2019

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Öğrencisi Mehmet Gökberkkaan Demirel'in "Tekrarlanan Fırınlama Sonrasında Farklı Altyapı Hazırlama Tekniklerinin Ve Üstyapı Kalınlıklarının Renk Değişimine Etkisi" başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.
KONYA / 26.2.2019

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir
Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi



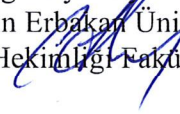
Jüri Üyesi

Prof. Dr. Serhan Akman
Selçuk Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üy. Ceyda Akın
Necmettin Erbakan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Jüri Üyesi

Doç. Dr. Serdar Polat
Gazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



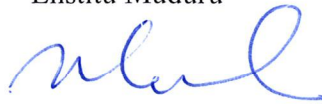
Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üy. Emine Begüm Büyükerkmen
Necmettin Erbakan Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi




Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 12 /03 / 2019 tarih ve 05 / 08 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Kısmet Esra NURULLAHOĞLU ATALIK
Enstitü Müdürü



APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “The Effect of Different Ceramic Thicknesses And Framework Fabrication Techniques On Color Changes After Repeating Firings” by “Mehmet Gökberkkaan Demirel” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of *Master of Science* in the Department of Prosthodontics, Institute of Health Sciences, University of Necmettin Erbakan. Konya, Turkey / 2.26.2019


Principal Advisor

Prof Ali Rıza Tunçdemir
Necmettin Erbakan University, Dentistry Faculty

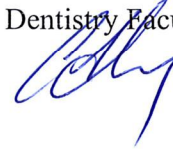
Examination Committee Member

Prof Serhan Akman
Selçuk University
Dentistry Faculty



Examination Committee Member

Assoc Prof Ceyda Akın
Necmettin Erbakan University
Dentistry Faculty



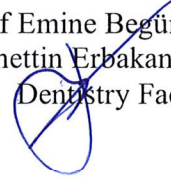
Examination Committee Member

Assist Prof Serdar Polat
Gazi University
Dentistry Faculty



Examination Committee Member

Assoc Prof Emine Begüm Büyükerkmen
Necmettin Erbakan University
Dentistry Faculty



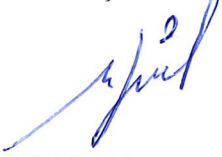
This thesis has approved for the University of Necmettin Erbakan Institute of Health Sciences.

Prof Kısmet Esra NURULLAHOGLU ATALIK
Director of Institute of Health Sciences



BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlamasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici herhangi bir davranışımın olmadığını beyan ederim.



26.2.2019

Mehmet Gökberkkaan Demirel

GÖRÜNTÜLENİYOR: ANASAYFA > KLAS > TEKRARLANAN FIRINLAMA SONRASINDA FARKLI ALTYAPI HAZIRLAMA TEKNİKLERİNİN VE BİYİYAP KULLANILARININ RENK DEĞİŞİMİ ETİDİ

Bu sayfa hakkında

Bu sınıf ödevi kutunuzdur. Bir yazılı ödevi görüntülemek için yazılı ödevi başlığın seçin. Bir Benzerlik Raporunu görüntülemek için yazılı ödevin benzerlik sütunundaki Benzerlik Raporu konusunu seçin. Tıklandıkça duruma tıklayın bir ikon Benzerlik Raporunun henüz oluşturulmadığını gösterir.

TEKRARLANAN FIRINLAMA SONRASINDA FARKLI ALTYAPI HA...

GELEN KUTUSU | GÖRÜNTÜLENİYOR: YENİ ÖDEVLER

Dosyayı Gönder		Çevrimiçi Denetim Raporu Ödev ayarlarını düzenle E-posta bildirimlerini						
YAZAR	BİLGİ	BENZERLİK	PLAGIAT	ÖZET	ÖZET	ÖZET	ÖZET	
<input type="checkbox"/>	Mehmet Gözberken O...	Tekrarlanan Firinlamanın Renk Etidi	5.6	---	---	---	100094063	07-Şub-2018

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecimin her anında değerli fikirlerini, derin bilgeliğini, anlayışlı ve güler yüzlü tavrını hiçbir zaman esirgemeyen saygıdeğer hocam ve tez danışmanım sayın Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir'e,

Tezime olan katkıları için sayın Prof. Dr. Serhan Akman ve sayın Dr. Öğr. Üy. Ceyda Akın'a,

Eğitim sürecime destek olan sayın hocalarım Dr. Öğr. Üy. Emine Begüm Büyükerkmen, Dr. Öğr. Üy. Mehmet Esad Güven ve Dr. Dt. Hakkı Çelebi'ye,

Eğitim sürecim boyunca bana her türlü kolaylığı sağlayan Beyhekim Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi yöneticilerine,

Bu süreçte birlikte çalışma fırsatı bulduğum için kendimi şanslı hissettiğim tüm mesai arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmem için her türlü fedakarlığı yapan, sonsuz sevgi, ilgi ve dualarıyla hep arkamda olan, varlıklarıyla her daim güç veren kıymetli aileme,

Her zorluğa benimle katlanıp hep yanı başımda olan, desteği ve sabrıyla eğitim sürecimin daha kolay hale gelmesini sağlayan değerli eşim Dt. Gamze Demirel'e

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

İÇİNDEKİLER

<i>İç Kapak</i>	<i>i</i>
<i>Tez Onay Sayfası</i>	<i>ii</i>
<i>Approval</i>	<i>iii</i>
<i>Beyanat</i>	<i>iv</i>
<i>Önsöz ve Teşekkür</i>	<i>vi</i>
<i>İçindekiler</i>	<i>vii</i>
<i>Kısaltmalar ve Simgeler Listesi</i>	<i>x</i>
<i>Tablolar Listesi</i>	<i>xiii</i>
<i>Şekiller Listesi</i>	<i>xv</i>
<i>Özet</i>	<i>xvii</i>
<i>Abstract</i>	<i>xix</i>
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. <i>Dental Seramikler</i>	3
2.1.1. <i>Dental Seramiklerin Yapısı</i>	3
2.1.1.1. <i>Feldspar</i>	4
2.1.1.2. <i>Kaolin</i>	4
2.1.1.3. <i>Kuartz</i>	4
2.1.1.4. <i>Cam Modifiye Ediciler</i>	5
2.1.1.5. <i>Ara Oksitler</i>	5
2.1.1.6. <i>Renk Pigmentleri</i>	5
2.2. <i>Metal Destekli Seramikler</i>	6
2.2.1. <i>Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşımlar</i>	7
2.2.1.1. <i>Soy Metal Alaşımlar</i>	7
2.2.1.1.1. <i>Yüksek Altın İçerikliler</i>	7

2.2.1.1.2. Düşük Altın İçerikliler.....	8
2.2.1.1.3. Altın İçermeyenler.....	8
2.2.1.2. Baz Metal Alaşımlar.....	9
2.2.1.2.1. Nikel Bazlı Alaşımlar.....	9
2.2.1.2.2. Kobalt Bazlı Alaşımlar.....	10
2.2.1.2.3. Titanyum Alaşımlar.....	11
2.2.2. Metal Porselen Bağlantısı.....	11
2.2.2.1. Fiziksel Bağlanma.....	12
2.2.2.2. Mekanik Bağlanma.....	13
2.2.2.3. Sıkıştırma Kuvvetleri Etkisi ile Bağlanma.....	14
2.2.2.4. Kimyasal Bağlanma.....	14
2.2.3. Metal Altyapı Üretiminde Kullanılan Teknikler.....	16
2.2.3.1. Kayıp Mum Tekniği (Konvansiyonel Döküm Tekniği).....	16
2.2.3.2. CAD/CAM Sistemler.....	19
2.2.3.2.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemleri (Kazıma, Subtractive).....	20
2.2.3.2.1.1. Kopya Freze Yöntemi (Copy Milling).....	21
2.2.3.2.1.2. Kıvılcım Erozyon Yöntemi (Spark Erosion).....	21
2.2.3.2.2. Eklemeli Üretim Yöntemleri (Katmanlı, Additive).....	22
2.2.3.2.2.1. Stereolitografi (SLA, Stereolithography).....	23
2.2.3.2.2.2. Elektron Işınlı Ergitme (EBM, Electron Beam Melting).....	23
2.2.3.2.2.3. Seçici Lazer Sinterleme (SLS, Selective Laser Sintering).....	24
2.2.3.2.2.4. Seçici Lazer Ergitme (SLM, Selective Laser Melting).....	26
2.3. Renk.....	30
2.3.1. Renk Sistemleri.....	32
2.3.1.1. Munsell Renk Sistemi.....	32
2.3.1.2. CIE Lab Renk Sistemi.....	34
2.3.2. Renk Seçme Yöntemleri.....	37

2.3.2.1. Görsel Renk Eşleştirme	38
2.3.2.2. Cihazlar Yardımı ile Renk Eşleştirme.....	39
2.3.2.2.1. Kolorimetre.....	40
2.3.2.2.2. Spektroradyometre	41
2.3.2.2.3. Spektrofotometre	41
2.3.2.2.4. Dijital Kameralar.....	43
3. GEREÇ ve YÖNTEM	44
3.1. Altyapı Üretimi.....	44
3.1.1. Döküm Altyapuların Üretimi	45
3.1.2. CAD/CAM Altyapuların Üretimi.....	48
3.2. Üstyapı Üretimi.....	50
3.3. Tekrarlanan Fırınlama Süreci	53
3.4. Renk Ölçümü.....	55
3.5. İstatistiksel Analiz.....	57
4. BULGULAR.....	58
4.1. ΔE değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler.....	58
4.1.1. ΔE değerlerine ilişkin frekanslar.....	60
4.1.2. ΔE değerlerinin kalınlıklara göre kıyaslanması	64
4.2. L , a ve b değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	68
4.2.1. L , a ve b değerlerine ilişkin istatistikler.....	68
4.2.2. L , a ve b değişim değerlerine ilişkin istatistikler.....	78
5. TARTIŞMA.....	85
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	101
7. KAYNAKLAR	103
8. ÖZGEÇMİŞ	112

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

° : derece

® : tescilli marka

~ : yaklaşık

°C : santigrat derece

ΔE : renk değişimi

μm : mikrometre

% : yüzde

< : küçüktür

> : büyüktür

45/0, 0/45, d/0, 0/d: Renk ölçüm geometrileri

Ag : Gümüş

Al : Alüminyum

Al_2O_3 : Alüminyum oksit

$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$: Kaolin

ASTM : Additive Manufacturing Technology Standarts (Eklemeli Üretim Teknoloji Standardı)

atm : atmosfer

Au : Altın

bar : basınç birimi – bar

Be : Berilyum

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

CCD : Charged Coupled Device (Yüklenme iliştirilmiş araç)

Ce : Seryum

CIE : Commission Internationale de l'Eclairage (Uluslararası Aydınlatma Komisyonu)

cm^3 : santimetre küp

CNC : Computer Numerical Control (Bilgisayar sayısal kontrol)

Co : Kobalt

Cr : Krom

Cu : Bakır

D50, D65 : aydınlatma standardı
dk : dakika
DMLS : Direct metal laser sintering (Direk metal lazer sinterleme)
Dr : doktor
e⁻ : elektron
EBM : Electron Beam Melting (Elektron Işınlı Ergitme)
Fe : Demir
Fe₂O₃ : Demir oksit
g : gram
Ga : Galyum
GPa : gigapaskal
HF : hidrojen florür
In₂O₃ : İndiyum oksit
ISO : International Organization of Standardization (Uluslararası Standardizasyon Kuruluşu)
j : joule
K : kelvin
K₂O · Al₂O₃ · 6SiO₂ : Potasyum Feldspar (Ortoklas)
KKM : konvansiyonel kayıp mum yöntemi
l : litre
LED : Laser Energy Density (Lazer enerji yoğunluğu)
LPS : Liquid Phase Sintering (Sıvı Faz Sinterizasyonu)
Max. : maximum (En çok)
mbar : milibar
Min. : minimum (En az)
mm : milimetre
mm³ : milimetre küp
Mn : Mangan
Mo : Molibden
MPa : megapaskal
Na₂O · Al₂O₃ · 6SiO₂ : Sodyum feldspar (Albit)
NaCl : Sodyum klorür
Nb : Niyobyum

NdYAG : Neodium doped Yttrium Aluminum Garnet
Ni : Nikel
nm : nanometre
O⁻ : oksijen anyonu
Pd : Palladyum
PMMA : Poli metil metakrilat
Pt: Platin
SCI : Spektrofotometre ölçüm verisi
Si⁺⁴ : Silisyum katyonu
SiO₂ : Silisyum oksit
SiO₄ : Silisyum tetrahadrodan
SLA : Stereolithography (Steryolitografi)
SLM : Selective Laser Melting (Seçici Lazer Ergitme)
SLS : Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)
sn : saniye
SnO₂ : Kalay Oksit
SSS : Solid State Sintering (Katı Faz Sinterizasyonu)
STL : Standart Transformation Language (Standart dönüştürme dili)
Ta : Tantalum
Ti : Titanyum
UV/VIS : Ultraviyole / Görünür ışık
V : Vanadyum
vb. : ve benzeri
vs. : ve saire
W : Tungsten
W : watt
yy : yüzyıl

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1 - CAD/CAM ile üretim teknikleri.....	20
Tablo 2.2 - Seçici Lazer Ergitme Sürecini Etkileyen Parametreler.....	27
Tablo 2.3 - Renk Belirleme Sistemleri (Paravina ve Powers, 2004).....	32
Tablo 2.4 - Rehber Tolerans Değerleri (O'Brien, 2008)	37
Tablo 3.1 - Çalışmada kullanılan örnekler.....	44
Tablo 3.2 - Kullanılan metal alaşımların fiziksel özellikleri	45
Tablo 3.3 - Kullanılan metal alaşımların kimyasal kompozisyonlarının % karşılığı.....	45
Tablo 3.4 - Üretimde kullanılan SLM cihazının teknik özellikleri	48
Tablo 3.5 - Örneklerin gruplama detayları.....	52
Tablo 3.6 - Fırınlama da kullanılan programların parametreleri.....	55
Tablo 4.1 - ΔE değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler	58
Tablo 4.2 - Renk değişim değerlerinin sınıflandırılma frekansları (O'Brien, 2008).....	59
Tablo 4.3 - ΔE değerlerine ilişkin frekanslar	60
Tablo 4.4 - Materyal ile $\Delta E(1-4)$ grubunun ilişkisi	61
Tablo 4.5 - Materyal ile $\Delta E(1-5)$ grubunun ilişkisi	61
Tablo 4.6 - Materyal ile $\Delta E(4-5)$ grubunun ilişkisi	61
Tablo 4.7 - SLM materyali için kalınlık ile $\Delta E(1-4)$ grubunun ilişkisi	62
Tablo 4.8 - SLM materyali için kalınlık ile $\Delta E(1-5)$ grubunun ilişkisi	62
Tablo 4.9 - SLM materyali için kalınlık ile $\Delta E(4-5)$ grubunun ilişkisi	62
Tablo 4.10 - KKM materyali için kalınlık ile $\Delta E(1-4)$ grubunun ilişkisi	63
Tablo 4.11 - KKM materyali için kalınlık ile $\Delta E(1-5)$ grubunun ilişkisi	63
Tablo 4.12 - KKM materyali için kalınlık ile $\Delta E(4-5)$ grubunun ilişkisi	63
Tablo 4.13 - SLM için kalınlıklara göre ΔE değerleri ortalamalarının kıyaslanması	64
Tablo 4.14 - SLM materyali için Tukey testi sonuçları.....	64
Tablo 4.15 - KKM için kalınlıklara göre ΔE değerleri ortalamalarının kıyaslanması.....	65
Tablo 4.16 - KKM materyali için Tukey testi sonuçları.....	65
Tablo 4.17 - 1,7 mm kalınlık için materyallere göre ΔE ortalamalarının kıyaslanması	66
Tablo 4.18 - 2,2 mm kalınlık için materyallere göre ΔE ortalamalarının kıyaslanması	66

Tablo 4.19 - 2,7 mm kalınlık için materyallere göre ΔE ortalamalarının kıyaslanması	66
Tablo 4.20 - SLM materyali için kalınlıklara göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması	68
Tablo 4.21 - SLM materyali L^1 , a^1 ve b^1 değişkenleri için Tukey testi sonuçları.....	69
Tablo 4.22 - SLM materyali L^4 , a^4 ve b^4 değişkenleri için Tukey testi sonuçları.....	69
Tablo 4.23 - SLM materyali L^5 , a^5 ve b^5 değişkenleri için Tukey testi sonuçları.....	70
Tablo 4.24 - KKM materyali için kalınlıklara göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması	71
Tablo 4.25 - KKM materyali L^1 , a^1 ve b^1 değişkenleri için Tukey testi sonuçları.....	72
Tablo 4.26 - KKM materyali L^4 , a^4 ve b^4 değişkenleri için Tukey testi sonuçları.....	73
Tablo 4.27 - KKM materyali L^5 , a^5 ve b^5 değişkenleri için Tukey testi sonuçları.....	74
Tablo 4.28 - 1,7 mm kalınlığı için materyallere göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması	75
Tablo 4.29 - 2,2 mm kalınlığı için materyallere göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması	76
Tablo 4.30 - 2,7 mm kalınlığı için materyallere göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması	77
Tablo 4.31 - SLM örneklerin kalınlıklara göre L, a ve b değerlerinin değişimi	78
Tablo 4.32 - SLM örneklerin ΔL^{4-1} , ΔL^{5-1} , Δb^{4-1} ve Δb^{5-1} değerleri için Tukey testi sonuçları	79
Tablo 4.33 - KKM örneklerin kalınlıklara göre L, a ve b değerlerinin değişimi	80
Tablo 4.34 - KKM örneklerin ΔL^{4-1} , ΔL^{5-1} , Δb^{4-1} ve Δb^{5-1} değerleri için Tukey testi sonuçları	81
Tablo 4.35 - 1,7 mm kalınlık için materyallere göre L, a ve b değerlerinin değişimi	82
Tablo 4.36 - 2,2 mm kalınlık için materyallere göre L, a ve b değerlerinin değişimi	83
Tablo 4.37 - 2,7 mm kalınlık için materyallere göre L, a ve b değerlerinin değişimi	84

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 - Silisyum Tetrahedrodan ve Kompleks Matris.	3
Şekil 2.2 - Seramik Formu.	3
Şekil 2.3 - Kimyasal bağlanma mekanizması. (Williams ve ark., 1990).....	14
Şekil 2.4 - Ciraud'un üretimi (1972) (Shellabear ve Nyrhilä, 2004).....	22
Şekil 2.5 - Elektromanyetik Enerji Spektrumu (https://gunesisigi.weebly.com/spektrum.html . 2018).....	31
Şekil 2.6 - Munsell'in renk tonu (https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/ . 2018).....	33
Şekil 2.7 - Munsell'in renk yoğunluğu (https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/ . 2018).....	33
Şekil 2.8 - Munsell'in renk parlaklığı (https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/ . 2018).....	34
Şekil 2.9 - CIE Renk Uyarımları (https://www.xrite.com/blog/tolerancing-in-flexo-and-offset-printing . 2018).....	35
Şekil 2.10 - CIE XYZ Diagramı (https://www.xrite.com/blog/tolerancing-in-flexo-and-offset-printing . 2018).....	35
Şekil 2.11 - CIE Lab Renk Uzayı (https://www.flexoglobal.com/flexomag/08-September/flexomag-ploumidis.htm . 2018)	36
Şekil 2.15 - 8/d (diffuse/8) ölçüm geometrisi	42
Şekil 3.2 - CAD ünitesinde oluşturulan tasarım.....	45
Şekil 3.3 - Örneklerin üretildiği mum blok.....	46
Şekil 3.4 - Örneklerin elde edilme süreci.....	46
Şekil 3.5 - Ön ısıtma fırını ve Santrifüjlü indüksiyon fırını.....	47
Şekil 3.6 - Döküm sonrası elde edilen diskler ve desteklerinden ayrılması	47
Şekil 3.7 - CAD ünitesinde oluşturulan tasarım.....	48
Şekil 3.8 - Cihazın toz haznesi	49
Şekil 3.9 - Üretim parametrelerinin işlenmesi	49
Şekil 3.10 - Üretimi başarısız olan örnekler ve yeni üretim parametreleri işlenmesi	49
Şekil 3.11 - İlk opak uygulaması.....	51
Şekil 3.12 - Kullanılan opak ve dentin materyalleri.....	51
Şekil 3.13 - Kalınlık ölçümünde kullanılan dijital kumpas	52

Şekil 3.14 - Örneklerin kalınlık kontrolü.....	53
Şekil 3.15 - Glaze uygulaması.....	53
Şekil 3.16 - Bütün fırınlama işlemlerinde kullanılan porselen fırını.....	54
Şekil 3.17 - Renk ölçme cihazının kalibrasyonu.....	56
Şekil 3.18 - Örneklerin lokalizasyonu ve parçaların dikkatlice birleştirilmesi.....	56
Şekil 3.19 - Örneklerin lokalizasyonunun cihazın dahili kamerası ile teyiti.....	56
Şekil 3.20 - Üç ölçümün ortalaması alınarak elde edilen ortalama ölçüm değeri.....	57
Şekil 4.1 - Her bir kalınlık ve materyal için ortalama ΔE değeri.....	59

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Tekrarlanan Fırınlama Sonrasında Farklı Altyapı Hazırlama Tekniklerinin Ve
Üstyapı Kalınlıklarının Renk Değişimine Etkisi

Mehmet Gökberkkaan Demirel

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA - 2019

Bu in vitro tez çalışmasının amacı, seçici lazer ergitme ve konvansiyonel kayıp mum tekniği kullanılarak üretilen metal altyapılara farklı kalınlıklarda porselen ilave edilmiş restorasyonların tekrarlanan fırınlama işlemlerine maruz kalmasının sonucunda renk değişiminin incelenmesidir.

Bu amaçla seçici lazer ergitme ve konvansiyonel kayıp mum teknikleri kullanılarak 30'ar adet 1 mm kalınlık, 13 mm çapa sahip disk şeklinde örnekler üretildi. Tüm örnekler kendi içerisinde 10'arlı gruplara ayrıldı ve her bir gruba sırasıyla 0,7 mm, 1,2 mm ve 1,7 mm kalınlığında feldspatik porselen firma verileri doğrultusunda eklendi. Standart fırınlama işlemlerinin ardından her bir örnek 5'er kez fırınlama işlemine tabi tutuldu. İlk fırınlama işlemi glaze uygulanmasını, 2., 3. ve 4. fırınlama işlemleri ilave fırınlamalarını ve 5. fırınlama işlemi son glaze uygulamasını simüle edecek şekilde tasarlandı ve tatbik edildi. Her tekrarlanan fırınlama işleminin ardından spektrofotometre kullanılarak renk ölçümü yapıldı. İstatistiksel analiz için tek yönlü varyans analizi (ANOVA), ileri analizler için Tukey testi kullanıldı ($p=0,05$).

Hem renk değişimi hem de renk değerleri değişimi her iki grup için anlamlı farklılık sergilemiştir ($p<0,05$). Yapılan çalışma sonucunda fırınlama sayısı ve porselen kalınlığının artmasının renk değişimini de artırdığı tespit edildi. Seçici lazer ergitme tekniği ile üretilen örnekler konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilen örneklerden daha fazla renk değişimi gösterdi.

Bunun yanında tekrarlanan firlama sonucunda seçici lazer ertme ile üretilmiş restorasyonlar, konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş restorasyonlara kıyasla daha koyu, kırmızımsı ve sarımsı görünmekteydi.

Anahtar sözcükler: Konvansiyonel kayıp mum tekniği; Porselen kalınlığı; Seçici lazer ertme; Spektrofotometre; Tekrarlanan firlama

ABSTRACT

UNIVERSITY of NECMETTIN ERBAKAN
INSTITUTE of HEALTH SCIENCES

The Effect of Different Ceramic Thicknesses And Framework Fabrication
Techniques On Color Changes After Repeating Firings

Mehmet Gokberkkaan Demirel

Department of Prosthodontics

MASTER THESIS / KONYA - 2019

The aim of this in vitro study was to investigate the color change as a result of repeated firing processes of restorations, loaded with porcelain with different thicknesses to metal frameworks produced using selective laser melting and conventional lost wax technique.

For this purpose, 30 disc shaped samples with a thickness of 1 mm and 13 mm diameter were produced for both of the used selective laser melting and conventional lost wax techniques. All samples were divided into groups of 10 and each group was loaded in accordance to manufacturer instructions with a feldspatic porcelain of 0,7 mm, 1,2 mm and 1,7 mm thickness, respectively. After standard firing procedures, each sample was subjected to firing 5 times. The first firing was designed to simulate the application of glaze firing, the 2nd, 3rd and 4th firing were to simulate correction firing and the 5th firing was to simulate final glazing application. After each firing process, the color was measured using a spectrophotometer. One-way analysis of variance and Tukey HSD post hoc tests were selected to analyze the data ($p=0,05$).

Both color change and color tristimulus values showed significant differences for both groups ($p<0.05$). As a result of the study, it was found that the number of firings and increase in porcelain thickness effected color change. The samples produced by the selective laser melting technique showed more color change than the samples produced by conventional lost wax technique.

In addition, as a result of repeated firings, restorations color produced by selective laser melting technique were darker, reddish and yellowish in comparison with the restorations produced by conventional lost wax.

Keywords: Conventional lost wax technique; Porcelain thickness; Repeated firing; Selective laser melting; Spectrophotometer.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Protetik diş tedavisinde estetik, hastanın oral fonksiyonlarının iade edilmesiyle birlikte fonetik eksikliklerin giderilmesi ve çevre dokularla uyumlu ve güzel bir gülümseme sağlayacak şekilde doğal dişlerin morfolojik ve biyolojik özelliklerinin kabul edilebilir düzeyde taklit edilmesiyle sağlanabilir (Hunt, 1996; Mayekar, 2001; Wee ve ark., 2002).

Gülmek insanların birbirleriyle iletişim kurmasındaki önemli faktörlerden biridir ve diş estetiği gülüşün en önemli komponentlerinin başında gelmektedir (Mclaren, 2010). Günümüzde bireyler dişleri sağlıklı olsa dahi tüm dişlerinin uyum içerisinde olduğu estetik bir görünüm ve güzel bir gülümseme talep etmektedirler (Joiner, 2004). Bu sebeple estetik diş hekimliği hızla popülerite kazanmakta ve diş hekimlerinin daha çok mesai harcadığı bir bilim dalı haline gelmektedir (Al Dosari, 2010).

Bir dental restorasyonun estetiğini etkileyen faktörler; genel formu, yüzey yapısı, kullanılan materyalin ışık geçirgenliği ve rengidir ki yapılan çalışmalarda standardı sağlamaktaki en büyük zorluğun renk uyumunu sağlayabilmekte yaşandığı ortaya konmuştur (Joiner, 2004; Jarad ve ark., 2005; Mclaren, 2010). Bu durumun en önemli sebepleri renk seçiminin ve kullanılan materyallerin istenen kadar başarılı sonuç vermemesidir.

Renk seçiminde görsel algı ya da renk seçmeye yarayan cihazların ölçümleri kullanılmaktadır. Ancak renk seçimi kişiden kişiye değişmekle birlikte ortam şartlarına ya da kişinin yaşı, cinsiyeti ve psikolojik durumuna bağlı olarak kişinin kendisine göre bile değişkenlik gösterebilmektedir (Gozalo-Diaz ve ark., 2008).

Renk ölçümünde kullanılan cihazlar laboratuvar ortamında çok başarılı ve tekrar edilebilir sonuçlar verse de klinik olarak uygulamaları hem dişlerin doğal formları nedeniyle düz bir yüzeye sahip olmadığından hem de yapısı içinde farklı renk tonlarına sahip olduğundan hiç de kolay değildir (Chu, 2003; Choi ve ark., 2010).

1907 yılında Dr. Taggart'ın altın alaşımını kullanmasıyla yüksek biyouyumluluk, döküm kolaylığı ve korozyona karşı direnç gibi avantajlar sunan restorasyonlar üretilmeye başlansa da yüksek maliyeti ve okluzal kuvvetler altında yeterli direnci gösterememesi sebebiyle alternatif materyaller araştırılmaya başlanmış ve sonuçta pek çok farklı alaşım kullanılarak altyapılar üretilebilmiştir (Anusavice ve ark., 2003)

Kayıp mum tekniği 100 yıldan uzun süredir kullanılsa da üretiminde teknik hassasiyet gerekliliği, hata riskinin fazla olması ve laboratuvar işlemlerinin uzun sürmesi gibi dezavantajları sebebiyle bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing - CAD/CAM) teknikleri, gelişen teknoloji ile birlikte diş hekimliği alanına da entegre edilmiştir. Kayıp mum tekniğinin beraberinde getirdiği dezavantajları bertaraf etse de çok maliyetli bir sistem olduğu için pratikte kullanımı yeteri kadar yaygınlaşmamıştır.

Alt yapı üretiminde kullanılan bir diğer teknikse yine hızlı üretim sağlanabilen direk metal lazer sinterleme (Direct Metal Laser Sintering - DMLS) olarak adlandırılan tekniktir. Bu teknik; üretilecek olan restorasyonun gerekli tarama cihazlarıyla sanal ortama aktarılmış olan modelin üzerinde tasarlanması sonucunda, cihazın tablasına serilmiş olan Cr-Co içerikli tozun seçilmiş alanlarının lazer ışınları yardımıyla sinterlenmesi sonucu katmanlar halinde üretilmesidir.

Bu çalışmada restorasyonun farklı fırınlama sayılarına maruz kalması sonucunda üretildiği altyapı materyali ve porselen kalınlığının rengini ne derece etkileyeceği araştırılacaktır.

Çalışmanın hipotezi sonucunda altyapı üretim tekniklerinin de porselen kalınlıklarının da renk değişimi için farklı fırınlama sayılarından benzer şekilde etkileneceği öngörülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

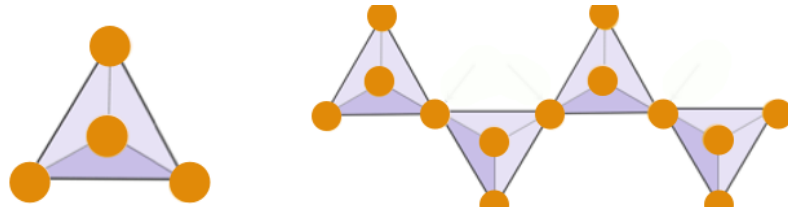
2.1. Dental Seramikler

2.1.1. Dental Seramiklerin Yapısı

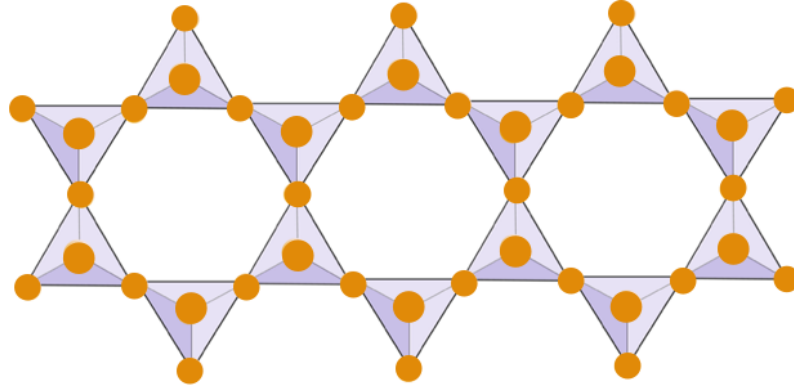
Diş hekimliğinde kullanılan seramik çoğu silikat yapıda olup bir ya da birden fazla metalin oksijenle reaksiyonu sonucu ortaya çıkar. Oksijen atomları matris oluşturarak daha küçük metal atomlarını ve yarı metal silikon atomlarını birleştirir.

Seramik kristalindeki atomik bağlar, hem iyonik hem de kovalent yapılu güçlü bağlardır ve materyale kararlılık, stabilite, sertlik, yüksek elastisite modülü, ısı ve kimyasallara karşı direnç gibi özellikler verir. Ancak seramiğin kırılkan yapısı da bu bağların yapısından kaynaklanmakta ve çeşitli zorluklar oluşturmaktadır (McLean ve ark., 1979).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler kristal ve cam fazdan oluşur. Cam faz her bir köşesinde O^- (oksijen) anyonları bulunan tetrahedral bir yapının merkezindeki Si^{+4} (silisyum) katyonunun konumlandığı silisyum tetrahedrodandır. Her bir SiO_4 (silisyum oksit) diğeriyle oksijen atomlarını paylaşarak bağlanarak kompleks bir matris oluşturur (Sukumaran ve Bharadwaj, 2006).



Şekil 2.1 - Silisyum Tetrahedron ve Kompleks Matris.



Şekil 2.2 - Seramik Formu.

2.1.1.1. Feldspar

Kimyasal olarak alkali alumina silikadır. Jeolojik oluşumlardan meydana gelen kütle içinde saf halde bulunabildiği gibi granit, porfir ya da siyanit kayalarında damarlar halinde de olabilir (Ryan ve Radford, 1987).

Saf halde çok az bulunur. Potasyum feldspar (ortoklas - $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) içeriğinde bir miktar sodyum, sodyum feldspar (albit - $Na_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6SiO_2$) içeriğinde bir miktar potasyum ihtiva eder. Potasyum feldsparın sinterlenme ısı aralığı sodyum feldspara göre daha geniştir. Yumuşama ısı yaklaşık 1150 °C, ergime ısı ise yaklaşık 1280 °C civarındadır. Bu ısı farkı sayesinde deforme olma ısısına yakın bir sıcaklığa kadar ısıtılıp camlaşan seramik ürünlerde potasyum feldspar tercih edilir.

Kristal bir yapıya sahip olan potasyum feldspar seramik yapısının yaklaşık %60'ını oluşturur ve yapıya translusensi verir. Yüksek ergime ısısına sahip bileşenlere akışkanlık kazandırır ve camsı bir matris oluşturarak ısıya dayanıklı bileşenleri bağlar.

2.1.1.2. Kaolin

Kimyasal olarak alüminyum hidrat silikattır. Feldspat kayaların çeşitli jeolojik devirlerde maruz kaldığı jeolojik ve fiziksel etkiler sonucu farklılaşarak kaolinite dönüşmüştür (Ryan ve Radford, 1987).

$Al_2O_3 \cdot 2SiO_2 \cdot 2H_2O$ ile formüle edilen kaolinin ergime ısı 1800 °C civarındadır ve kütle içindeki ısıya en dayanıklı materyaldir. Plastik yapısı dolayısıyla suyla karıştığında yapışkan bir kıvam alır ve kütleyi işlenebilir hale getirir. Ancak opak bir materyaldir ve kütleye % 1-5 oranında katılır.

2.1.1.3. Kuartz

Silika yapıda olup diğer seramik ham maddelerine göre doğada daha saf halde bulunan kuartz %99,5 SiO_2 , %0,5 Fe ve Ti içerir. Tabiatta kristal (ametist, kuvars kumu vs.) ya da amorf (Diatomit, sileks vs.) haldedir.

Ergime ısı 1700 °C civarında olan kuartz kristalleri tabiatta kuartz, kristobalit ve tridimit şeklinde bulunmaktadır. Isı değişimi ile faz değiştirerek birbirlerine

dönüşürler. Seramik ham maddelerinin hepsi ısı karşısında hacimce büzülme uğrarken kuvarz bu kristal dönüşümleri sonucunda hacimce genişir ve kütleinin stabilizasyonunu sağlar. Ayrıca kütle % 10-30 oranında katılarak yapısındaki silika partikülleri ile doldurucu görevi görür.

2.1.1.4. Cam Modifiye Ediciler

Magnezyum, potasyum ve sodyum gibi metallerin oksitleri cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantıyı düzenleyerek camsı yapının ergime ısısının azaltılmasını, ısıl genişleme ve akışkanlığın artırılmasını sağlamaktadır. Uygun oranda kullanılmazsa camın kristal yapısının bozulması anlamına gelen devitrifikasyon meydana gelebilir.

2.1.1.5. Ara Oksitler

Alüminyum metalinin oksidi gibi ara oksitler vizkositesi azalan seramiğin sertliğini artırarak akışkanlığa direncini yükseltir. Bunun yanında kütleinin ısıl genişleme katsayısı düşer ve daha iyi bir kimyasal direnç sergilemesine yardımcı olur.

2.1.1.6. Renk Pigmentleri

Yapının büyük bir miktarını oluşturan feldspar renksiz ve translusent bir maddedir. Titanyum, kobalt, krom, bakır, nikel gibi metallerin oksitleri yapıya eklenerek istenen tonda renk çeşitliliğinin oluşturulması sağlanır. Bunun yanında opasiteyi düzenlemek için seryum, titanyum ve özellikle zirkonyum metallerinin çok ince partikül boyutunda öğütülmüş oksitleri yapıya ilave edilir.

Dental seramikler son derece estetik ve biyouyumlu materyallerdir. Bu sayede uzun yıllardır diş hekimliği alanında güvenle kullanılmaktadır. Sıkıştırma ve basma kuvvetlerine karşı dirençli materyaller olmakla birlikte makaslama kuvvetleri karşısında kırılırlar. Uygulanacak restorasyonun mekanik özelliklerini geliştirmek için daha dayanıklı bir altyapı materyaliyle desteklenmesi düşünülmüş ve böylece metal ya da daha güçlü mekanik özelliklere sahip seramik altyapılarla desteklenen restorasyonlar üreilmeye başlanmıştır.

2.2. Metal Destekli Seramikler

Seramik ya da zirkonyum altyapılarla desteklenen restorasyonlar üstün estetik özellikleri sayesinde günümüzde yaygın şekilde kullanılmaya başlanmış olsa da yüksek maliyetleri ve okluzal kuvvetler altında esneme kabiliyetlerinin sınırlı olması sebebiyle MDS (metal destekli seramik) restorasyonlar halen diş hekimlerinin sıklıkla tercih ettiği bir restorasyon tipidir (Zarone ve ark., 2011).

Metal Destekli Seramik Restorasyonların Avantajları:

1. Diş-restorasyon bağlantısı metal altyapı ile hazırlandığı için iyi retansiyon sağlanacak şekilde hazırlanabilir.
2. Malpoze ya da travma sonucu aşırı madde kaybına uğramış dişlerin tedavisinde kalınlığı istenen seviyede ayarlanabildiği için iyi bir destek sağlar.
3. Yapımı ve uygulaması gelişen laboratuvar prosedürleri sayesinde hekim ve hasta için kolaydır.
4. Kron içi ve kron dışı tutucuların modifiye uygulamalarına uygun bir yapı sağlar.
5. Okluzal kuvvetlere karşı estetik alt yapı materyallerine göre daha iyi destek sağlar.
6. Özellikle uzun köprülerde esneyebilme kabiliyeti sayesinde uygun bir altyapı materyalidir.
7. Metal ve porselen için uygun miktarda aşındırma ve kurallara uygun bir preparasyon yapılmışsa yeterli estetik sağlanabilir.
8. Maliyeti diğer sistemlerden daha uygundur.

Metal Seramik Restorasyonların Dezavantajları

1. Yapılacak restorasyonun marjinal kenarı serbest dişeti oluğu içerisinde kalacaksa dişetini diş ile fizyolojik bir bütünleşme sağlamasını engeller.
2. Pulpa vitalite testleri yapılmasına olanak vermezler.
3. Metal ve seramiğin anatomik sınırlar içinde hazırlanabilmesi için fasiyal ve proksimal yüzeylerden daha fazla aşındırma yapmak gerekir.
4. Marjinal uyum düzgün sağlanamazsa sızıntı ve irritasyon meydana gelebilir.
5. Özellikle anterior dişlerde metalin rengini maskelemek için kullanılan opak porseleni yansıyarak mat bir görüntü oluşmasına sebebiyet verebilir.
6. Laboratuvar aşamaları düzgün uygulanmazsa zamanla korozyona uğrayarak dişetinde renklenmeye sebep olabilir (Yavuzyılmaz, 2013).

2.2.1. Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Alaşımalar

2.2.1.1. Soy Metal Alaşımalar

Soy metaller yüksek korozyon direnci ve asitlerden etkilenmemeleri ile karakteristik materyallerdir. Bunlar altın, platin, palladyum, osmiyum, iridyum, rodyum ve rutenyumdur.

Ağız ortamında sürekli tükürük ve asitli besinlere maruz kalan restorasyonlarda bunlara karşı yüksek direnç gösteren soy metallerin kullanılması düşünülmüştür. Soy metaller non-toksik ve biyouyumlu materyallerdir.

Altının ergime ısı ve elastik modülü düşüktür. Dökülme sonrası büzülme oranı %1,3'tür (Cooney ve Caputo, 1981). Seramik ile birleşmesi için fırımlandığında kenarlarında sarkma meydana gelebilir. Ayrıca okluzal kuvvetler altında seramiğe göre daha fazla esner bu da restorasyonun yapısının bozulmasıyla neticelenir. Bunu engellemek için farklı oranlarda metaller eklenerek oluşturulan alaşımalar dental restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılmaktadır. Buna rağmen dişten daha fazla aşındırma yapmak gerekir. Altyapı kalınlığı en az 0,5 mm olmalıdır.

2.2.1.1.1. Yüksek Altın İçerikliler

Ağırlığının en az %80'i altın kalan kısmıysa platin ve palladyum içeren metal alaşımlardır. Bileşenlerindeki kıymetli metal oranı % 97'den az olmamalıdır.

Platin ilavesi ile altının düşük olan elastik modülü yükseltilmiş ve daha dayanıklı altyapılar üretilmiş, palladyum ilavesi ile hem alaşıma beyaz renk verilerek restorasyon rengine daha uyumlu bir renk elde edilmiş hem de ergime ısı yükseltilmiştir. Tantalyum ise alt yapıya sarı renk vermek için palladyum yerine ilave edilmektedir (Fischer ve Fleetwood, 2000).

- Altın - Platin - Palladyum (Au-Pt-Pd) (Au: %84-86, Pt: %4-10, Pd: %5-7)
- Altın - Platin - Tantalyum (Au-Pt-Ta) (Au: %80-85, Pt: %6-10, Ta: %5-10) (Anusavice, 1985).

Yüksek altın içeren alaşımların dökümü kolay, tesviye-cila işlemleri rahat, kole uyumları iyi ve seramik bağlantısı kuvvetlidir. Korozyona karşı dirençleri yüksek ve

toksik olmayan materyallerdir. Ancak maliyetlerinin yüksek olması ve üç üyeden daha uzun köprülerde yeterli destek sağlayamamaları en önemli dezavantajlarıdır.

2.2.1.1.2. Düşük Altın İçerikliler

Yüksek altın içeren alaşımların yüksek maliyetleri, düşük sertlikleri ve zayıf sarkma dirençleri gibi dezavantajlarını optimize etmek için geliştirilmiş, altın oranı düşürülmüş materyallerdir. Materyallerin mekanik özellikleri daha iyidir ve porselen bağlantıları kuvvetlidir. Kendi içerisinde yüksek ve düşük gümüşlüler olarak ikiye ayrılır.

- Altın - Palladyum - Gümüş (Au-Pd-Ag)
- Altın - Palladyum (Au-Pd) (Anusavice, 1985).

Alaşıma gümüş eklenmesi maliyeti ciddi oranda düşürmüştür ve materyalin işlenebilirlik özelliğini artırmıştır. Ancak gümüşün porselene difüze olarak porselenin rengini yeşile dönüştürmesi en önemli dezavantajdır (Anusavice, 1985). Bu durumu engellemek için porselen içindeki sodyum yerine potasyum ilave edilmiş ya da gümüş oranı düşürülmüştür. Gümüş oranı daha az olan alaşımın en önemli dezavantajı ise ısıl genleşme katsayısının seramikle uyumlu olmamasıdır.

2.2.1.1.3. Altın İçermeyenler

Hem daha ekonomik hem de daha dayanıklı materyaller elde edebilmek amacıyla altın içermeyen alaşımlar üretilmeye başlanmıştır. Alaşımın ergime ısısı 1200 °C - 1600 °C dereceye yükseltilmiş ayrıca altyapının sarkma ve bozulma riski azaltılmıştır.

- Palladyum - Gümüş (Pd-Ag) (Pd: %50-60, Ag: %35-45)
- Palladyum - Bakır (Pd-Cu)
- Palladyum - Kobalt (Pd-Co)
- Palladyum - Galyum (Pd-Ga) (Pd: %80-85, Ga: %6,3-10) (Anusavice, 1985).

Daha ekonomik oldukları için üretimine başlanan bu materyallerden gümüşlü olan porselen renklenmesine sebep olduğu için bakır eklenmiştir. Her ne kadar renklenmeye sebep olmasa ve ısıl dayanımları iyi olsa da yüksek sertliğe sahip

oldukları için tesviye cila işlemleri zor olmuştur. Kobalt ilave edilen alaşımın koyu renk olan oksit tabakası sebebiyle porselen de estetik problemlere sebep olması önemli bir dezavantajdır ki metal porselen bağlantısı da bakırlı alaşım kadar kuvvetli değildir. Galyumlu alaşım fiziksel özellikleri itibariyle gümüşlü alaşıma benzemektedir (Roberts ve ark., 2009).

Bunların yanında kalay, indiyum, demir gibi metallerde hem materyale dayanıklılık kazandırmak hem de iyi bir metal oksit bağlantısı sağlamak için belli oranlarda alaşımlara ilave edilir. Ayrıca çinko ilave edilmesi de döküm sonrası meydana gelen oksidasyonu engeller.

2.2.1.2. Baz Metal Alaşımlar

Ağırlıkça %25'ten daha az soy metal içeren alaşımlara verilen isimdir. Maliyetleri düşüktür. Titanyum, nikel bazlı ve kobalt bazlı olmak üzere üç tipi vardır ve hem nikel bazlı hem de kobalt bazlı grubun yapılarında yüksek oranda bulunan krom sayesinde korozyona karşı dirençleri iyidir. Dökülebilme kabiliyetleri çok iyi olmasına karşın akma dirençleri ve ergime ısılarının yüksek olması sebebiyle döküm işlemi hassas ve zor bir işlemdir. Döküm sonrası büzülme oranı %2,3'tür ki bu durumun kompanse edilebilmesi için süreç esnasında bazı modifikasyonlar yapmak gerekir (Cooney ve Caputo, 1981).

Materyalin elastik modülü yüksektir böylece seramikle daha optimal bir bağlantı sağlanabilir. Buna bağlı olarak yüzey sertliği de daha fazladır. Bu durum kron sökümünü ve ihtiyaç duyulması halinde endodontik giriş kavitesi açmayı zorlaştırır. Bunun yanında baz metal alaşımların oluşturduğu oksit tabakası daha kalın ve koyu renklidir ki bu durum estetik problemlere yol açar. Ancak daha ince hazırlanabilir (0,2 mm) ve böylece dişten daha az aşındırma yapılmasını sağlar.

2.2.1.2.1. Nikel Bazlı Alaşımlar

Yüzey sertliği, elastik modülü, çekme ve gerilme dirençlerine karşı dayanımı açısından soy metallere göre daha avantajlıdır. Ancak dökümden sonra marjinlerin kısa çıkması ya da yuvarlanması, marjinal uyumun soy alaşımlar kadar iyi olmaması,

metal-oksit tabakasının kontrol edilememesi ve dokuda alerjik reaksiyon gösterme riskinin yüksek olması en önemli dezavantajlarıdır (Boeckler ve ark., 2009).

- Nikel - Krom - Berilyum (Ni-Cr-Be)(Ni: %79, Cr: %13, Be: %2, Mo: %4, Al: %2)
- Nikel - Krom (Ni-Cr) (Ni: %60-80, Cr: %10-20, Mo:%2-8)
- Nikel - Kobalt - Krom (Ni-Co-Cr) (Ni: %40, Co: %35-40, Cr: %10-30)

Nikel bazlı alaşımlara alüminyum, demir, tungsten özellikle vanadyum ve molibden ilave edilmesi alaşımın sertliğini artırır. Berilyum ilavesi ile alaşımın akışkanlığı artırılarak döküm performansı yükseltilebilir ve böylece marjinal problemler elimine edilir. Ayrıca bir Ni-Be fazı oluşturarak oksit tabakanın yapının daha derinlerine kadar uzamasını sağlar böylece daha tatmin edici bir metal - porselen bağlantısı sağlanmış olur (Bezzon ve ark., 2001). Tüm bu nedenlerden dolayı berilyum geçmişte sıklıkla kullanılmış olsa da korozyonu artırması ve hem döküm buharına maruz kalınması hem de tesviye esnasında uçuşan tozların inhale edilmesi sonucunda berilyozise sebep olduğu tespit edilmiş ve kullanımı terk edilmiştir (Baran, 1985).

2.2.1.2.2. Kobalt Bazlı Alaşımlar

- Kobalt - Krom Alaşımlar (Co-Cr) (Co: %58-63, Cr: %25-34, Mo: %2-8)

Alaşımın ana kütlelerini kobalt oluştururken yapısında yüksek oranda bulunan kromun pasifize edici etkileri sayesinde korozyona karşı direnci ve aşınma dayanımı gayet iyidir. Yüzey sertliği ve elastik modülü çok yüksektir bu sayede çekme ve basma dayanımı iyidir. Dokularda alerjik reaksiyon oluşturma riski daha azdır ve nikel alerjisi olan kişilerde kullanılır. Doğada kobalt saf olarak bulunmaz ve nikel ile kontamine olmuştur ancak yapısındaki nikel oranı düşüktür ve biyolojik tolerans sınırları dahilindedir (Çömlekoğlu ve ark., 2009).

Bu alaşımın erime derecesinin yüksek, yoğunluğunun düşük olması dökülebilmelerini görece güçleştirmektedir. Tesviye ve cila işlemleri zordur (Nitkin ve Asgar, 1976)

Molibden ilavesi ile kütlelerin partikül boyutu küçültülmüş böylece malzemenin mekanik özellikleri iyileşmiş, döküm sonrası direnci artırılmıştır.

2.2.1.2.3. Titanyum Alaşımlar

- Titanyum (Ti) (Ti: %90, Al: %6, V: %4) (Ti: %85, V: 15%) (Ti:80 %, Cu: 20%)
(Ti: 70%, Pd: 30%)

Dental protetik restorasyonlarda kullanılan en biyouyumlu materyaldir. Mekanik özellikleri iyi, yoğunlukları düşük, ısı geçirgenlikleri az ve maliyetleri uygundur (H. Yılmaz, 1998)

Bükülmeye karşı dirençleri zayıf, ergime dereceleri yüksek ve okside olmaya eğilimli materyallerdir. Yüksek ısılarda demir, nitrojen ya da oksijen ile karşılaşması sonucunda bir reaksiyon tabakası oluşur ve sonucunda materyalin sertliği ve dayanıklılığı azalır, yüzeyde çatlaklar meydana gelir ve restorasyonda renk değişimi oluşmasına sebep olur. Özel olarak üretilmiş titanyum fırınları ve revetmanlarıyla altyapı üretilmesi ve restorasyonların 880 °C'den daha düşük ısılarda pişirilen düşük ısı seramikleriyle hazırlanması ile bu problemlerin önüne geçilmeye çalışılmış olsa da yapımları zahmetli ve hassas bir proses gerektirir (Karaağaç ve Zaimoğlu, 2005).

2.2.2. Metal Porselen Bağlantısı

İki ayrı materyalin birbirine bağlanması ve bu bağlantının okluzal yükler altında bozulmadan uzun yıllar dayanabilecek estetik restorasyonlar haline getirilebilmesi; materyal uyumunun sağlanması, tasarım ve uygulama açısından bazı zorlukları da beraberinde getirmektedir. Altyapı materyali olarak kullanılan metal alaşım ile porselen arasında ısıl, fiziksel, kimyasal ve mekanik bir harmoni kurulmalıdır (Baran, 1985). Bu iki materyalin ısıl genişleme katsayıları birbirlerine yakın olmalı, ve metalin ergime ısı porselenden daha yüksek olmalıdır (Watanabe ve ark., 2005). Bunun yanında altyapı gerekli sertliğe ve dayanıma sahip olarak kırılma bir materyal olan seramiğe gerekli desteği ve dayanağı sağlayabilmelidir.

Klinik başarısızlıklar en çok; metal seramik ara yüzünde ayrılma, opak ve dentin porselenleri arasında kırılma ve restorasyon yüzeyinde çatlakların oluşması şeklinde ortaya çıkar (Zaimoğlu ve Can, 2004). Klinik başarısızlıkları engelleyebilmek için metal-porselen bağlanma aşamasının iyi bilinmesi gerekmektedir.

Metal altyapı elde edilmesini takiben kontamine olmamış karbit ya da elmas frezlerle tijlerinden ayrılır ve buhar, etil-asetat ya da ultrasonik temizleyici ile yıkanıp kurutulur. Temizlenmiş olan altyapı porselen fırınında 900-960 °C de oksidasyon işlemine tabi tutulur. Bu işlemde fırın 300 °C standart ısı ile başlar ve yaklaşık 6 dakikada 950 °C ısıya ulaşır. Bu ısı da yaklaşık 1,5 dk vakum altında bekletilir ve sonrasında yaklaşık 10 dk. kendi kendine soğumaya bırakılır (Akyıl ve Duymuş, 2009). Oksidasyon ya da degassing diye nitelenen bu işlem; dökümde hata yapılmışsa telafi edilebilmesini, metalin iç kütlelerinde oluşmuş streslerin yok edilmesini ve döküm esnasında sıkışan gazların uzaklaştırılmasını sağlar. Oksidasyon sonrasında metalin dış yüzeyinin rengi açık gri olmalıdır. Koyu bir renk meydana gelmişse oksit tabakası çok kalın oluşmuş demektir ki bu durumda 50 µm.lik Al₂O₃ tozuyla kumlama yapılarak oksit tabakası inceltilmeli ve yüzey tekrar temizlenmelidir (Zaimoğlu ve Can, 2004)

Bu bağlantının oluşmasını sağlayan mekanizma tam olarak anlaşılamamış olsa da seramik metal bağlantısını açıklayan kabul edilmiş teoriler bulunmaktadır (McLean ve ark., 1979; Zaimoğlu ve Can, 2004).

2.2.2.1. Fiziksel Bağlanma

Van der waals bağlarının moleküler çekim sayesinde, herhangi bir kimyasal etki oluşmadan, birbirine yaklaşan iki atomun karşılıklı elektrostatik reaksiyon ile birbirini çekmesidir (Dent ve ark., 1982).

Pürüzlü şekilde hazırlanmış metal yüzeyine opak porselenin uygulanması esnasında eriyen porselen metal yüzeyine belli bir temas açısı ile penetre olur. Bu temas açısı ne kadar küçükse porselen metali o kadar ıslatır, başka bir deyişle daha fazla yüzeyde temas sağlanır. Ne kadar çok yüzeyde temas sağlanırsa Van der waals kuvvetlerinin etkinliği de o derece artar. Kontamine olmamış ve Al₂O₃ tozlarıyla pürüzlendirilmiş metal yüzeyinin daha iyi ıslanabildiği ortaya konmuştur (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Aslında moleküler çekim, metal porselen bağlantısında çok kuvvetli bir bağlanma sağlamamaktadır. Ancak asıl bağlanmayı sağlayan mekanizma olan

kimyasal bağlantı, moleküllerin birbirine yaklaşmasıyla başladığı için iyi bir fiziksel bağlanma sağlanması büyük önem arz eder (Shillingburg ve ark., 2010).

2.2.2.2. Mekanik Bağlanma

Mekanik bağlanma çeşitli yöntemlerle pürüzlendirilmiş metal yüzeyine opak porselenin akıp dentritik uzantılar meydana getirerek kilitlenme şeklinde bağlanması olarak açıklanabilir (Nicholas, 1990). Genel bir kaide olarak iki farklı maddenin bağlanması esnasında yüzey alanı ne kadar genişse bağlantı da doğru orantılı olarak artacaktır. Yani pürüzlendirilmiş metal yüzeyi hem yüzey alanının artması hem de porselen uzantılarının penetre olabileceği yüzeyler oluşturması sayesinde metal-seramik bağlantısına katkıda bulunur (Yavuzyılmaz, 2013). Aslında metal ile seramiğin bağlanmasında kimyasal bağlantı yeterince kuvvetlidir. Metal polisajlı metal yüzeye dahi tutunabilir ancak pürüzlendirilmiş yüzeyler bağlanma kuvvetini olumlu yönde etkileyeceği için bağlantıyı da artırmaktadır (Zaimoğlu ve Can, 2004).

Tesviyesi bitirilmiş ve kontamine olmamış metal yüzeyin pürüzlendirilmesi; temiz frezlerle aşındırma, kumlama, asitle dağlama, elektrokimyasal yöntemlerle kontrollü korozyon oluşturma ve yüzeye 3-6 µm platin küreler püskürtülmesi ile sağlanır.

Kumlama işleminde 30-50 µm.lik Al₂O₃ tozu kullanılır. 4-6 atm basınç altında kumlama cihazıyla gerçekleştirilen bu işlem metal yüzeyinde mikropöröz alanlar oluşturur. İşlem dikkatli bir şekilde gerçekleştirilmezse metal altyapının incelmeye ve kütle içerisinde stres oluşumuna sebebiyet verebilir (McLean ve ark., 1979).

Asitle dağlama sistemi ise nitrik asit (Ni-Cr, Co-Cr), sülfirik asit (Ni-Cr-Be), hidroklorik asit gibi kimyasal aşındırıcıların metal yüzeyine uygulanıp nötralize edildikten 15 dk sonra ultrasonik temizleyiciler ile temizlenmesi ile gerçekleştirilir.

Elektrokimyasal korozyon oluşturma ise soy metalin NaCl ya da HF gibi bir çözelti içerisinde kendinden daha az soy olan bir metalle yer değiştirmesi esasına dayanır. Bu işlem sonucunda metal yüzeyinde pitting korozyon olarak tabir edilen retantif çukurcukların oluşması sağlanır (Yamamoto, 1985; Yavuzyılmaz, 2013).

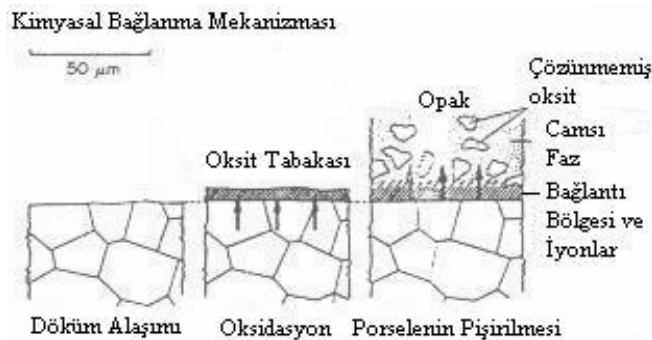
2.2.2.3. Sıkıştırma Kuvvetleri Etkisi ile Bağlanma

Opak porselen metal yüzeyine uygulanıp fırımlandığında her iki materyal de ısınmanın etkisiyle eriyik halde oldukları için birbirlerine uyum sağlayarak genişir ancak kütle oda sıcaklığına doğru soğurken ısıl genişleme katsayılarına bağılı olarak bir miktar büzölme sergiler (McLean ve ark., 1979).

Seramiğin ısıl genişleme katsayısı yaklaşık $2-4 \times 10^{-6}$, metalin genişleme katsayısı yaklaşık olarak 14×10^{-6} dir ki aradaki bu farkın metal lehine 1×10^{-6} dan fazla olmaması gerekir. Bunu sağlamak için seramiğe lityum karbonat gibi bir alkali, metale de platin ve palladyum ilave edilerek her iki materyalin ısıl genişleme katsayısı $7-8 \times 10^{-6}$ seviyesini yaklaştırılır (Shillingburg ve ark., 2010). Metal soğuma esnasında porselenden eser miktarda daha fazla büzölür ve bu durum sonucunda metalde gerilim, porselende baskı stresleri oluşarak porselenin metale doğru çekilmesini sağlar ve bağlanmayı kuvvetlendirir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

2.2.2.4. Kimyasal Bağlanma

Metal ile seramiğin birbirlerine bakan yüzeylerinde metal içerisindeki okside olabilen iyonlar ile ergimiş seramik içindeki oksijen atomları arasında meydana gelen yaygın e^- transferi ile meydana gelen bağlanmadır (McLean ve ark., 1979). Metal ile seramik bağlantısındaki asıl mekanizma budur. Bu mekanizmada metalin oksidasyon kabiliyeti büyük önem arz etmektedir.



Şekil 2.3 - Kimyasal bağlanma mekanizması. (Williams ve ark., 1990)

Oksidasyon işlemi sonrasında alaşım yüzeyinde bir oksit tabakası oluşur. Bu oksit tabakasının üstüne opak porselenin uygulanıp fırınlanmasıyla metalin oksit tabakası, porselen yüzeyinde oluşan sıvı faz tarafından çözülür ve birbirlerinin ara yüzlerine difüze olurlar. Porselenin ana molekülü olan SiO_4 ; merkezde bulunan

silisyum atomu çevresinde yer alan oksijen atomlarının oluşturduğu tetrahedral bir yapıdır (Williams ve ark., 1990). Bu moleküller birbirlerine oksijen atomları sayesinde bağlanarak seramik kütlesini oluşturur. Metal oksit seramik içine difüze olduğunda seramiğin kararlı olan ağ yapısı bozunur ve oluşan düşük enerjili faz nedeniyle oksijen atomu ile olan bağlar koparak serbest radikaller oluşur. Ortaya çıkan bu serbest oksijen radikalleri metal yapısına katılmaya çalışır ve kimyasal bağlanma meydana gelir. Kuvvetli bir kimyasal bağlanma meydana gelmesi için kararlı bir kimyasal denge sağlanmalıdır ki bu durumun gerçekleşmesi için redox reaksiyonları, porselen ergimiş metal oksitlerden açığa çıkan metal iyonlarına doyana kadar devam etmelidir (Pask ve Tomsia, 1988).

Oksidasyon, metalin türüne göre farklılık gösteren standart olmayan bir işlemdir. Soy ve baz metaller alaşımlarının okside edilmesi arasında basınç, zaman ve ısı cinsinden pek çok farklılık vardır. Bunun için kullanılan alaşıma özgü oksidasyon işlemi yapılmalıdır (McLean ve ark., 1979).

Soy alaşımlar kendi başlarına okside olmazlar. Bu sebeple alaşım içerisine kolay okside olabilen kalay, demir ya da indiyum gibi soy olmayan metaller ilave edilir ya da kaplanır. Bu metaller oksidasyon işlemi esnasında seçimli olarak okside olup yüzeye hareket ederler ve SnO_2 , In_2O_3 , Fe_2O_3 şeklinde oluşan bileşikler porselen içindeki SiO_2 ile tepkimeye girerek kimyasal bağlanmayı sağlar (Yamamoto, 1985).

Baz alaşımların oksidasyonu daha kolaydır. Yapı içerisinde bulunan Ni ve Cr atomları oksidasyon kabiliyeti yüksek metallerdir ancak oksidasyon aşaması kontrol edilemez ve özellikle fırınlama süresi uzun sürmüşse kalın bir okside tabaka ile karşılaşılır. Oksit tabakası kendi başına kırılığandır ve olması gerekenden daha kalın oluşmuş okside tabaka porselenle tamamen birleşemeyebilir ki bu durumda ara yüz kırıklarına sebep olabilir (Culha ve ark., 2009). Berilyum oksidasyonu kontrol etmek için çok iyi özellikler sergilese de toksik olduğu için güvenle kullanılamaz. Bu sebeple oksidasyon kabiliyeti daha düşük olmakla birlikte toksik özellikleri de daha az olan alüminyum, manganez, niyobyum gibi metaller alaşıma ilave edilir (Zaimoğlu ve Can, 2004).

2.2.3. Metal Altyapı Üretiminde Kullanılan Teknikler

2.2.3.1. Kayıp Mum Tekniği (Konvansiyonel Döküm Tekniği)

Tarihi teorik olarak 19. yy'a dayansa da ilk defa Dr. William H. Taggart 1907 yılında mum modelasyon, revetman ve döküm ilkelerini tasarlamış ve uygulamaya koymuştur. Döküm işlemi basitçe mum modelasyon ile üretilmiş örneğin revetman içinde oluşturulan boşluğuna altyapı materyalinin iletilmesi olarak tanımlanabilir.

Bu sebeple kullanılan alaşımın en önemli özelliklerinden birisi için dökülebilirliktir denebilir (Young ve ark., 1987). Dökülebilirlik; modele edilmiş ve revetmana iletilmiş mum örneğin en ince marjinal kenarının, en keskin detayının dahi altyapı materyali olarak kullanılacak alaşımla doldurulabilmesi olarak tanımlanabilir (Tangsgoolwatana ve ark., 1990).

Bu sistemde ölçü alınmasını takiben model elde edilir ve day hazırlanır. Oluşturulan daylı model day spacer ile izole edilir ve altyapı için uygun form modelasyon mumu ile hazırlanır. Bir tij yardımıyla en kalın bölgesinden bağlanarak revetmana alınır ve uygun ısıda mum atımı yapıldıktan sonra oluşan boşluğa istenen altyapı materyali iletilerek altyapı elde edilir. İdeal bir döküm sağlanabilmesi için mümkün olduğunca saf metal kullanılmalı, artık metal kullanımından mümkün olduğunca kaçınılmaya çalışılmalıdır (Akyıl ve Duymuş, 2009).

Bu işlemler esnasında karşılaşılan en büyük problem metalin sıvı halden katı hale soğuması esnasında meydana gelen büzülmedir (Messer ve Lucas, 2000).

Büzülmenin Telafi Edilmesi

Dental alaşımlarda meydana gelen büzülme soy alaşımlarda yaklaşık % 1.5, baz alaşımlarda yaklaşık % 2.5 civarında oluşur (Cooney ve Caputo, 1981). Bu büzülme hazırlanan kronun en iyi ihtimalle marjinal uyumunun bozulmasına, en kötü ihtimalle dişle tamamen uyumsuz bir restorasyon elde edilmesine sebep olacaktır ki bu durumların her ikisi de kabul edilemez. Bu büzülme telafi edebilmek amacıyla kalıbın yaklaşık olarak alaşımın büzüleceği oranda genişmesi sağlanmalıdır ki bu durumu sağlayabilmek için dört mekanizmadan faydalanılır;

- Sertleşme Genleşmesi: Revetmanın sertleşme genleşmesi normal kristal büyümenin bir sonucudur. Revetman içinde kristalize hale gelmekte olan alçının, silika partikülleri etkisiyle dışarı doğru hareket etmek durumunda kalmasıyla açıklanabilir. Bu genleşmenin normal şartlarda % 0.4 olması gerekirken, metal manşetin etkisiyle kısıtlanır. Karışımdaki su oranının azaltılması ya da karıştırma süresinin uzatılması genleşme miktarını artırır (Shillingburg ve ark., 2010).
- Higroskopik Genleşme: Normal genleşmeyi artırmak için revetman bir saat süreyle 38 °C ısıya sahip su içinde sertleşmeye bırakılabilir (Hollenback, 1939). Revetmanın içine yerleştiği banyodaki su, hidratlama ile kullanılan suyun yerini alıp, büyüyen kristaller arasındaki boşluğu doldurarak, dışarı doğru genişlemenin devam ettirilmesini sağlar (Mahler ve Ady, 1960). Higroskopik genleşme yaklaşık % 1.2-2.2 arasında bir genleşme sağlar ki bu durum ortama ilave edilen suyun miktarı ile ilgilidir (Peyton ve ark., 1956).
- Mum Örneğin Genleşmesi: Revetman henüz akıcı kıvamda iken mum örneğin ısısının, mumun şekillendirildiği ısının üzerine çıkarılması sonucu mum örnek genleşir. Bu durum higroskopik genleşme sağlamak için oda sıcaklığının üzerinde bir ısıda bekletilen revetmanın içinde meydana gelerek higroskopik genleşmenin etkisini artırır (Shillingburg ve ark., 2010).
- Isısal Genleşme: Revetman oda sıcaklığına geldikten sonra yanma fırınında yaklaşık 650 °C'ye ısıtılır ve ısısal genleşme meydana gelerek alaşımın büzülmesini telafi eder. Bu durum revetman içindeki silika partiküllerinin faz değişimiyle ilişkilendirilebilir (Shillingburg ve ark., 2010).

Hangi teknik uygulanırsa uygulansın tutarlı bir sonuç elde edilebilmesi için uygun materyal kullanımı çok önemlidir. Mum atımı için kullanılan revetmanlar;

- Alçı Bağlı Revetman: Tip I, II ve III altın alaşımların dökümünde kullanılır. Sertleştikten sonra ısıya dayanıklı doldurucu olarak silika içeren alçı matris ile bazı kimyasal modifiye edicilerden oluşan bir yapıdır. α -kalsiyum sülfat hemihidrat kütleinin % 30-35'ini, ısısal genleşmeyi sağlayan kuartz ve kristobalitten oluşan ısıya dayanıklı silika partikülleri ise kütleinin % 60-65'ini oluşturur (Craig ve ark., 2006). Revetmanın döküldüğü metal manşetin içi sıkışabilen bir materyalle astarlanarak genleşme derecesi kontrol altına alınabilir (Davis ve ark., 1992). Bu

tip revetmanda ısısız genleşme; materyal içerisinde meydana gelen faz değişimleri ya da silika partiküllerinin ısıtılması sonucu oluşan yapısal genleşme ile sağlanır (Shillingburg ve ark., 2010).

- Fosfat Bağlı Revetman: Fosfat bağlı revetmanlar daha yüksek ısılara dayanabilir ve daha yüksek ergime ısısına (>1150 °C) sahip alaşımların dökülebilmeye izin verir. Reaksiyon esnasında gaz açığa çıkıp fırınlanması esnasında vakum uygulaması yapılmalıdır. Toz kısmındaki magnezyum ve amonyum fosfatları reaksiyona girerek oda ısısında kuvvetli bir materyal olmasını sağlayan bileşiği meydana getirir. Bunun yanında toz kısmında silika partikülleri ve dökümü yapılacak alaşıma göre karbon (baz metallerde kullanılmaz) bulunabilir. Likit kısmı koloidal silikanın sulu bir süspansiyonudur ve istenen genleşme miktarına ters orantılı olarak, içeriğindeki su oranı değiştirilebilir (Shillingburg ve ark., 2010).
- Silika Bağlı Revetman: Daha yüksek ergime derecesine sahip alaşımlarda kullanılmaktadır. Bağlayıcı olarak etil silikat, sodyum silikat ve koloidal silika kullanılsa da hidroklorik asitle karşılaşması durumunda hidrolize uğrar ve hidroliz ürünü olarak ortaya tetrasiklik asit ve etil alkol çıkar. Etil silikatın reaksiyon esnasında yanıcı ürünler ortaya çıkarması ile kullanımının pahalı ve zahmetli olması bu tip revetmanların kullanımını kısıtlamaktadır (Craig ve ark., 2006).

Döküm işlemleri fazlaca teknik hassasiyet gerektiren bir işlem olmakla birlikte tüm kontrollere ve kullanılan yöntemlerdeki gelişmelere rağmen kayıp mum tekniği ile elde edilen metal altyapının başlangıçtaki mum örneğin birebir aynısı olması hala tam olarak sağlanamamıştır. Kullanılan metal alaşımın yüksek sertliği sebebiyle bitirme işlemleri de teknisyen için ciddi bir zorluk oluşturmaktadır (Von Fraunhofer, 2013). Fırınlama esnasında metal seramik bağlantısının bozulmasına bağlı olarak protezde renk değişikliği olabilir ya da ilerleyen dönemlerde protezlerde kırıkla karşılaşılabilir (McLean ve ark., 1979). Bu ve benzeri dezavantajlar sebebiyle alternatif altyapı üretim teknikleri gündeme gelmiş ve araştırmalar bu yönde yoğunlaşmıştır.

2.2.3.2. CAD/CAM Sistemler

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim olarak tanımlanan bu sistemle üretilmek istenen enstrümanın eldesi basitçe üç aşama ile sağlanır:

- Direkt olarak ağızdan ağız içi yöntemlerle veya konvansiyonel metodlarla elde edilmiş ölçü ya da model üzerinden ağız dışı yöntemlerle elde edilen görüntünün standart transformasyon dili (STL - standart transformation language) dosyasına çevrilmesi.
- Tasarımcının CAD kısmına iletilmiş 3 boyutlu data üzerinde istediği dizaynlama işlemlerini gerçekleştirmesi.
- Dizaynı yapılan datanın cihazın CAM kısmına iletilip üretim aşamasına geçilmesi.

Bu basamakların takibi sonrasında bilgisayarda tasarımı yapılmış olan üç boyutlu dosyanın direkt olarak üretimi sağlanır (Ashby ve Johnson, 2014).

CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

1. Restorasyonun üretilmesi için laboratuvar aşamaları azaltılır ve hatta tamamen ortadan kaldırılabilir.
2. Üretim süresi daha kısadır.
3. Teknisyene bağlı oluşabilecek hataların büyük bir çoğunluğu elimine edilir.
4. Materyalin üretim aşamasında meydana gelen boyutsal değişimler ortadan kaldırılarak mükemmel hassasiyetle (~20µm) üretilen restorasyonların marjinal ve internal uyumları optimum hale getirilir (Miyazaki ve Hotta, 2011; Shellabear ve Nyrhilä, 2004).

CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

1. Kullanılan ağız içi ya da ağız dışı tarayıcıların kamera çözünürlüğünün çok iyi olmaması
2. CAD/CAM programlarının yazılım algoritmalarının henüz sınırlı oluşu
3. Milling makinelerinde kullanılan frezlerin kolay aşınması ve uygun ebatta kullanılmaması sonucunda hassasiyetin azalması
4. Sistemi kullanacak teknik ekibin eğitilmesinin zorluğu ve yeterli sayıda kalifiye eleman olmaması

5. Kullanılan CAD/CAM sistemlerin yazılım ve donanım ürünlerinin uyumlu olmaması
6. Yeterli renk çeşitliliği sağlanmasına müsaade edecek blokların olmayışı (Miyazaki ve Hotta, 2011; Shellabear ve Nyrrhilä, 2004)

CAD/CAM cihazlarının kütüphaneleri açık, kapalı ya da seçici açık olarak tarif edilebilecek data kullanım özelliklerine sahiptirler. Kapalı sistemlerde cihaz sadece firmanın müsaade ettiği dataları kullanır. Bu durumda kullanılacak öğelerin firma yelpazesi çok daralsa da yazılım ve donanım ürünlerinin uyumları mükemmeldir ve üretilecek restorasyon hassas şekilde hazırlanır. Ancak açık sistemlerde cihazın yazılım ve donanım ürünleri uygun bir altyapıya sahip değilse üretim kabiliyeti de sınırlanır. Seçici açık sistemlerde ise belli firmaların, aralarında yaptıkları anlaşmalara bağlı olarak kullanılacak datalara uygun donanımsal ve yazılımsal altyapıyı hazırlayarak müsaade etmesi ancak uygun görmediği yazılımları desteklememesi şeklinde çalışmaktadır.

CAD/CAM ile restorasyonların üretilmesi aşaması temel olarak eksiltmeli ya da eklemeli üretim yöntemleri olarak iki başlık altında incelenebilir.

Tablo 2.1 - CAD/CAM ile üretim teknikleri

EKSİLTME	Kopya Freze
	Kıvılcım Erozyon
EKLEME	Steryolitografi
	Elektron Işınli Ergitme
	Seçici Lazer Sinterleme (Direk Metal Lazer Sinterleme)
	Seçici Lazer Ergitme

2.2.3.2.1. Eksiltmeli Üretim Yöntemleri (Kazıma, Subtractive)

Tasarımı yapılmış datanın daha önceden hazırlanmış bir bloktan aşındırılması esasına dayanır. Laboratuvar ortamında hazırlanmış bu blokların aşındırılması esnasında materyalin fiziksel özellikleri neredeyse değişmez (Willer ve ark., 1998).

2.2.3.2.1.1. Kopya Freze Yöntemi (Copy Milling)

CAD ile tasarlanmış data CAM ünitesine aktarılır ve aşındırma yöntemleri tasarlandıktan sonra restorasyonun oluşturulması için aşındırılacak olan blokların kazıma işlemi bilgisayar destekli numerik kontrol (CNC - Computer Numerical Control) cihazı ile gerçekleştirilir. CNC cihazları bilgisayar ile programlanan ve otomatik olarak işlem yapan cihazlardır. Günümüzde dört ya da beş eksenli olarak çalışabilen bu cihazlar x, y ve z eksenlerinde çalışabilmesinin yanı sıra işlenecek olan bloğun yerleştirildiği tablanın kendi ekseninde 360°'lik hareketine ve tablayı tutan kolların ileri-geri yöndeki hareketine izin verir (Willer ve ark., 1998). Bunların yanında aşındırma işlemini yapan frezler de uzayın her üç ekseninde hareket edebilmektedir. Ancak aşındırma işleminde kullanılan bu frezlerin boyutları kazıma işleminin kalitesini ve üretilen materyalin hassasiyetini önemli ölçüde etkilemektedir. Çok ince üretilen frezler Co-Cr alaşımından üretilmiş ya da tamamen sinterlenmiş zirkonyum blokların aşındırılması esnasında kolayca kırılabilir. Kalın üretilmiş frezler ise özellikle iyi yuvarlanamamış köşeli alanların aşındırılması konusunda yetersiz kalarak kendi çapından daha küçük detayların üretim hassasiyetini azaltır (Tinschert ve ark., 2004).

PMMA, yarı-sinterize zirkonyum, mum ya da seramik gibi ürünlerin aşındırılmasını sağlayan bu sistemin hem sert ürünlerin aşındırılmasında ortaya çıkan problemler hem de aşındırılan bloğun büyük bir kısmından yararlanılamaması sebebiyle kullanımı kısıtlanmaktadır (Kesmezacar ve Gaucher, 2015).

2.2.3.2.1.2. Kıvılcım Erozyon Yöntemi (Spark Erosion)

Bu teknik konvansiyonel laboratuvar işlemlerinden daha ideal ve daha hassas üretim sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. Elektrik akımı ile metal aşındırılmasını sağlayan bu sistemin kablo ve prob uçlu olmak üzere iki tipi vardır ki prob uçlu olan sistemi diş hekimliği alanında da kullanılmaktadır (Berger ve Driscoll, 2006).

Yalıtkan bir dielektrik sıvısı içerisine yerleştirilen elektrot ile blok arasında saniyede yaklaşık 250000 defa iletilen elektriksel boşalmalar sayesinde elektrik enerjisi ısı enerjisine çevrilir (Rübeling, 1999). Elektrot ile blok arasında yüksek sıcaklıklara çıkabilen bir plazma kanalı oluşur ve bloğun yüzeyinde krater şeklinde bir

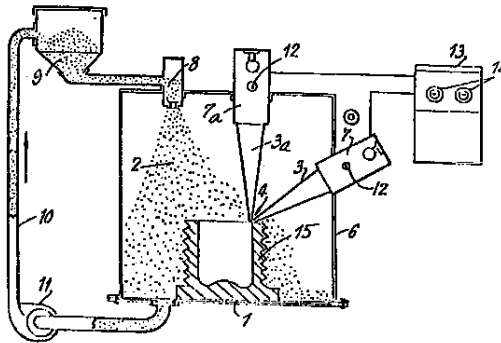
ergime başlar. Elektrot ile blok arasındaki elektrik akımı kesilince plazma kanalı çöker ve dielektrik sıvısı yüzeydeki ergimiş materyali uzaklaştırır. Bu sıvı aynı zamanda ortam sıcaklığının istenen seviyede kontrolünü de sağlar (Gülcan ve ark., 2015).

Termal bir işlem olduğu için kullanılan bloğun hangi materyalden üretildiğinin ya da sertlinin bir önemi yoktur. Mekanik kuvvetlerin oluşturduğu distorsiyonlar görülmez ve üretilen restorasyonların pasif uyumu sağlanabilir. Son derece hassas, hızlı ve verimli üretim yapılabilir (Van Roekel, 1992). Süreç boyunca metallerin oksidasyonu azalır ki bu durum titanyum destekli restorasyonların üretimi için önemli bir avantajdır ancak tekniğin kullanımı yüksek teknik hassasiyet, özel cihazlar ve kabiliyetli personeller gerektirir. Bunun yanında kullanılan elektrotların zamanla aşınması da bir başka dezavantajdır (Berger ve Driscoll, 2006).

2.2.3.2.2. Eklemeli Üretim Yöntemleri (Katmanlı, Additive)

Tasarımı yapılmış ürünün bir bloktan aşındırılmasının aksine, çok ince bir toz tabakasını tablasına serip, farklı metotlarla, katmanlar halinde birleştirmesi esasına dayanan bir grup üretim teknolojisidir. ASTM (Additive manufacturing Technology Standarts) F2792 standardı olarak terminolojiye dahil edilen bu sistemler ile serilen her katman ısı ya da kimyasallar ile yapıştırılır ve üzerine eklenen her yeni tabakada bu süreç devam ederek herhangi bir atık oluşturmadan oldukça karmaşık şekilli ürünlerin dahi kolaylıkla eldesi sağlanabilir (ASTM Subcomitee, 2015; Shellabear ve Nyrhilä, 2004).

İlk olarak 1971 yılında Ciraud herhangi bir geometrinin bir zemin üzerine serilen tozları lazer ışını benzeri bir enerji ile ertirerek kaynatılabileceğini öne sürmüş ve patent için başvuruda bulunmuştur.



Şekil 2.4 - Ciraud'un üretimi (1972) (Shellabear ve Nyrhilä, 2004)

1977 yılında Hausholder seçici lazer ergitme ve sinterleme işlemlerini tanımlamış, 1984 yılında Hull üç boyutlu bir ürünün katmanlı tabakalamayla nasıl üretilbileceğini detaylı olarak açıklayıp patentini almış ve kurduğu firmada hızlı prototipleme cihazlarının üretimine başlamıştır. 1986 yılında Deckard, Hull'un yöntemine benzer bir sistemi 100 W'lık NdYAG lazerle toz malzemeyi sinterleyerek geliştirmiş ve bu sistemi SLS (Selective Laser Sintering - Seçici Lazer Sinterleme) olarak adlandırmıştır (Rosen, 2014).

2.2.3.2.2.1. Stereolitografi (SLA, Stereolithography)

SLA, Hull tarafından tanıtılan ilk prototipleme cihazıdır. Yazılımı, her türlü üç boyutlu geometriyi birbirine bağlı üçgensel yüzeyler olarak ifade eden STL formatı olarak hazırlanır. Oda sıcaklığında sıvı halde bulunan fotopolimer rezin tabakasının noktasal ultraviyole lazer ışınları yardımıyla katmanlar halinde katılaştırılması esasına göre çalışır (I. Celik ve ark., 2013). Cihaz içerisindeki hareketli platform, tamamlanan katman kalınlığı kadar alçalır ve platformun üstüne vakumlu aparat yardımıyla yeni bir fotopolimer rezin tabakası yüklenir. Üretilen materyalin geometrisine uygun olarak ihtiyaç duyulan bölgelere destek parçaları oluşturulur ve imalat tamamlandıktan sonra asıl parçadan ayrılır. Yüksek doğruluklu polimer ürünler ortaya çıkartır (Overmeyer ve ark., 2011).

2.2.3.2.2.2. Elektron Işınli Ergitme (EBM, Electron Beam Melting)

Bu teknolojiye gerekli olan enerjiyi elde etmek için 2500 °C'ye kadar ısıtılmış bir tungsten filamentten yayılan elektronlar kullanılmaktadır. Son derece hızlı ve kontrollü elektromanyetik bobinler tarafından yönlendirilen elektronlar yaklaşık olarak ışık hızının yarısı gibi bir hızla toza temas ederek kinetik enerjiyi ısı enerjisine dönüştürür ve aynı anda toz eriyerek birleşir. Üretilen katman dikey yönde hareket eder ve serilen yeni toz için aynı işlem devam eder. Bu şekilde üretimi sağlanan materyal toz haldeki metalin son ürünüdür. Elde edilen ürün gayet iyi mekanik özelliklere sahip ve herhangi bir stres gerilimine maruz kalmadan elde edildiği için materyale daha iyi özellikler kazandırmak için ekstra işlemler gerekmez. Tüm bu işlemler 10^{-5} mbar vakum ve 700 - 1000 °C gibi yüksek sıcaklık altında gerçekleştiği

için oksijen vb. ürünlere affinitesi olan titanyumun üretimi için son derece uygun bir sistemdir (I. Celik ve ark., 2013; van Noort, 2012).

Ancak üretimi gayet zor ve pahalı olan bu sistemde işlem süresi de çok uzundur. Bunun yanında üretilen son ürünün büyük kısmı da atılmaktadır (Levy ve ark., 2003).

2.2.3.2.2.3. Seçici Lazer Sinterleme (SLS, Selective Laser Sintering)

Üç boyutlu; plastik, metal, seramik ya da cam gibi ürünlerin eldesinin, tasarımı yapılmış datadan orijin alarak, toz halinde bulunan materyalin lazer ışınları yardımıyla işlenmesi ile sağlanmasıdır. İlk olarak doktora öğrencisi olan Carl Deckard ve danışmanı Dr. Joe Beaman tarafından geliştirilen bu sistem 2004 yılında EOS firmasının ürünün patentini alarak kendi sistemini piyasaya sürmesiyle diş hekimliği alanında kullanıma girmiştir (Santos ve ark., 2006; Shellabear ve Nyrhilä, 2004).

Bu teknolojiye bir platform üzerine serilmiş toz halindeki materyalin işlenecek bölgelerine CAD verileri doğrultusunda 200W'lık kesintili iletilen ytterbium fiber optik lazer ışınları bir ayna yardımıyla iletilir. Diş hekimliği alanda kullanılmak üzere üretilen materyaller oldukça küçük ve girift yapılar olduğu için kullanılan tozun partikül ebadı da oldukça küçük olan 4-10 µm civarındadır. Lazer ışının çarptığı bölgede oluşan ısı ile kısmi olarak ergiyen metal tozları birleşir. İlk serilen katmanın üretimi tamamlandıktan sonra platform katman kalınlığı kadar (~30µm) aşağı hareket eder ve seviyeleme aparatı ile toz haznesinden yeni bir katman üretim platformuna serilir (Chua ve ark., 2010). İşlenmemiş toz partikülleri üretimi yapılan parçaya destek sağlar. İşlem bu şekilde devam eder ve sonucunda yoğunluğu % 60'ın üzerinde bir ürün elde edilmiş olur (Liu ve ark., 2006). Sinterleme işlemi bittikten sonra ürün kendi başına soğumaya bırakılır ve sonrasında sinterlenmemiş, destek görevi gören toz partikülleri vakum yardımıyla uzaklaştırılır. Elde edilen ürünün yapısal bütünlüğünü sağlamak ve materyalin mekanik özelliklerini artırmak için kendi ergime ısısının %70-90'ı seviyesinde bir ısı derecesinde izostatik presleme yapılır (Santos ve ark., 2006).

SLS basitçe, lazer ile kaynak yapılarak tozun yapıştırılması işlemidir. Her kaynak işleminde olduğu gibi büzülme, yüzey sertleşmesi ya da materyaller içerisinde istenmeyen stres gerilimleri ortaya çıkabilir. Bu istenmeyen durumları kontrol altına

alıp, oksidasyonu engellemek, için üretimin yapıldığı alan kapalıdır ve inert bir ortam sağlamak için nitrojen ya da argon gazı kullanılır (Shellabear ve Nyrhilä, 2004).

Bu sistemle paslanmaz çelik, titanyum, titanyum alaşımları ve Co-Cr gibi metaller kullanılarak kranyal ya da dental implantlar, diş ya da implant destekli protezlerin metal altyapıları, hareketli bölümlü ya da tam protezlerin metal iskeletleri, hibrit protezlerin metal altyapıları ya da dental modeller hazırlanabilir (van Noort, 2012; Simchi, 2006).

Endüstriyel bir üretim şeklidir ve döküm kaynaklı üretim hataları bu şekilde elimine edilir. İşlem sonrasında herhangi bir büzülme oluşmadığı için üretilen protezin pasif uyumu sağlanabilir. Metalurjik olarak daha iyi bir altyapı materyali elde edilmiş olur ve her türlü ayrıntı katmanlar halinde işlendiği için kesin bir hassasiyetle oluşturulabilir ve bu kesin hassasiyet istisnasız her üretimde sağlanabilir. Toz materyal oldukça kolay ve hassas şekilde birleştirildiği için son derece verimli bir sistemdir ve kullanılmayan artık malzeme israfının önüne geçilir. Kısa sürede çok sayıda ürün elde edilebilir ve bunun için insan gücü gerekmez. Üretilmiş bağlantının porselenle birleşme gücü gayet iyidir. Tesviye işlemleri kolaydır (Azeez ve Nagaş, 2017). CAD ortamında tasarlanmış datanın kesin bir hassasiyetle üretilebilmesi mümkündür ancak kullanılan yazılımın aktarılması için STL formatında bir ara yüz programına ihtiyaç vardır. Bu formatın çözümlenmesi için kullanılan algoritmalar hala yeterince iyi değildir ve bazı durumlarda geometri kusurlarını düzeltebilmek için onarım yazılımı kullanılması gerekebilir (Gebhardt, 2012).

DMLS (direk metal lazer sinterleme) ise fonksiyonel parça üretiminin metal tozlarından SLS teknolojisi yardımıyla eldesidir. Bu sistemde farklı derecede ergiyen metal alaşımlarının tozları kullanılır ve daha düşük derecede ergiyen metal bağlayıcı olarak görev alır. Girift yapıya sahip ürünlerin kısa sürede; yüksek yoğunluklu ve üstün mekanik özelliklere sahip metal parçalar olarak üretilebilmesini sağlar (Hopkinson ve ark., 2005).

Seçici lazer sinterleme ve seçici lazer ergitme süreçleri esnasında tozun katılaştırılması işlemi farklı bağlama mekanizmaları ile olur (Kruth Vandenbroucke ve ark., 2005);

Katı Faz Sinterizasyonu (SSS - Solid State Sintering): Materyalin ergime ısısından daha düşük bir ısı ile meydana gelir. Katı haldeki atomların difüzyonu (hacim difüzyonu, tane sınırı difüzyonu veya yüzey difüzyonu) komşu toz partikülleri arasında zamanla gelişen bağlantılar oluşturur. Ancak katı fazdaki atomların difüzyonu çok yavaştır ve mekanizmanın gerektirdiği sürecin gereklerini karşılayamaz (Polivnikova, 2015).

Sıvı Faz Sinterizasyonu (LPS - Liquid Phase Sintering): Toz materyalin bir kısmı katı halde kalırken bir kısmı ergir. Ergimiş materyal yoğun kapiller kuvvetlerin etkisiyle neredeyse anında katı partiküllerin arasına yayılır. Ergiyen materyal (bağlayıcı materyal) katı halde kalandan (yapısal materyal) farklıdır. Bağlayıcı materyal son ürün içerisinde kalabilir ya da ayrılma döngüsü esnasında uzaklaştırılır. Bağlayıcı ve yapısal materyaller iki komponentli tozların kaynaştırılması esnasında kolayca bir araya getirilebilir ya da kompozit materyaller olarak birleştirilebilirler (Jhabvala, 2010).

Parsiyel Ergitme (Partial Melting): Bu mekanizmada toz partikülüne, partikülde sadece çevresel bir ergime sağlarken merkez yapısının katı kalmasına yetecek kadar ısı iletilir. Ergimiş kısım bağlayıcı olarak görev alarak katı halde kalmış toz partiküllerininin merkez kısımlarını birleştirir. Metallerde kullanılan bu mekanizma SLS'de kullanılan bağlama mekanizmasıdır ve işlem sonucunda %45-85 oranında yoğunluğa sahip son ürünler elde edilebilir (Kruth Mercelis ve ark., 2005).

Tamamen Ergitme (Full Melting): Herhangi bir üretim sonrası işleme gerek duymadan çok yüksek yoğunluklu son ürünlerin eldesini sağlar. Günümüzde çok popülerleşen bu sistemde tatmin edici sonuçlar alabilmek için malzeme ve işlem parametreleri iyi bilinmeli ve her seferinde mümkün olan en optimal üretim süreci sağlanmalıdır. SLM'de kullanılan bağlama mekanizmasıdır ve işlem sonucunda %100'e yakın yoğunlukta son ürünler elde edilebilir (Kruth Mercelis ve ark., 2005).

2.2.3.2.2.4. Seçici Lazer Ergitme (SLM, Selective Laser Melting)

Seçici lazer ergitme, SLS temel alınarak üretilmiş bir katmanlı üretim sistemi olup diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanması SLS sisteminden daha sonra olmuştur. Bu sistemde de süreç STL formatındaki 3 boyutlu datanın dilimlenerek her

katmanın 2 boyutlu görüntülere dönüştürülmesi ile başlar. Bu dilimlenmiş veri dosyası üretim yazılım dosyasına iletilir ve burada gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra üretim aşamasında geçilir. Toz serme aparatı bir miktar yükselerek toz hanesinden ince bir katman alır ve platforma serer. CAD yazılımında dilimlenmiş ilk katmana göre bileşenin enine kesitini oluşturmak için yüksek enerji üreten ytterbium fiber optik lazer yüzeyi tarar ve lazer gücünü absorbe eden tozun ısısının yükselmesiyle ergime gerçekleşir ve ardından hızlıca katılır. İlk katmanın üretiminin tamamlanmasının ardından platform katman kalınlığı kadar aşağı hareket eder ve işlem üretim tamamlanana kadar aynı şekilde devam eder. Üretim aşaması tamamlandıktan sonra ürünü tutan destek parçaların tesviyesi hassas şekilde yapılmalıdır. Yazma işlemi boyunca ortamın kontrolünün sağlanabilmesi için nitrojen ya da argon gibi bir inert gaz ile izolasyon sağlanır (Van Elsen, 2007).

Çalışma şekli, kullanılan lazer tipleri ve üretim siklusu olarak SLS ile benzer özellikler sergileyen SLM farklı olan pek çok üretim parametresi ile kullanılan toz partiküllerinde tam ergime sağlayarak çok daha yoğun içerikli ürünlerin eldesini sağlar.

Tablo 2.2 - Seçici Lazer Ergitme Sürecini Etkileyen Parametreler

Tarama İle İlgili	Lazer İle İlgili	Isı İle İlgili	Toz İle İlgili
Tarama Hızı	Lazer Kaynağı	Platform Isısı	Tozun Şekli
			Partikül Dağılımı
Tarama Modeli	Lazer Gücü	Toz Serici Isısı	Toz Yoğunluğu
			Katman Kalınlığı
Tarama Mesafesi	Lazer Işını Çapı	Isı Dağılımı	Tozun Şekli
			Tozun Yapısı

Lazer radyasyon kaynağının seçimi üretimi yapılacak metalin tipine göre farklılık gösterir. Her materyal farklı enerji absorpsiyon seviyesine sahiptir ve bu parametre lazer kaynağının dalga boyu ile ilgilidir. Kullanılacak olan lazer ışının çapı ise lazer ışınının çarpacağı alanı belirler. Çaptaki değişme direkt olarak enerji yoğunluğunu ters orantılı olarak etkiler. Çaptaki azalma enerji yoğunluğunu arttırmak suretiyle çarptığı alandaki ergimenin başarısını artırsa da üretim işleminin de aynı derecede uzamasına sebep olur. Çaptaki artma ise enerji yoğunluğunun azaltarak

ergimeyen toz partiküllerin kalmasına yol açabilir. Kullanılacak lazer ışının çapı hassasiyetle hesaplanmalıdır (Kurzynowski ve ark., 2012).

Lazer enerji yoğunluğu (LED - Laser Energy Density), bir katmanın taranması sırasında malzemenin hacmi başına uygulanan ortalama enerjinin bir ölçüsüdür ve SLM işlemindeki son ürünün kalitesini etkileyen çok önemli bir faktördür. LED arttıkça tozun tam olarak ergimesi sağlanarak daha yüksek yoğunluklu ürünler elde edilebilir. Kısaca toz katmanı ergitebilmek için gereken birim lazer ışını enerjisidir (Gu, 2015).

$$LED = \frac{P}{v} ;$$

$$\text{Lazer Enerjisi Yoğunluğu} \left(\frac{J}{mm} \right) = \frac{\text{Lazer Gücü (W)}}{\text{Tarama Hızı} \left(\frac{mm}{sn} \right)}$$

Ayrıca lazer gücü, tarama hızı, taranan alan ve katman kalınlığı parametrelerinin her biri SLM ile üretilmiş üç boyutlu objenin yoğunluğu, mikroyapısal ve mekanik özellikleri üzerinde önemli etkiye sahiptir. Bu parametrelerin SLM üzerindeki kombine etkisini bir bütün olarak kontrol edebilmek için J/mm^3 birimli bir başka faktör olan volumetrik enerji yoğunluğu (VED - Volumetric Energy Density) tanımlanmıştır. Kısaca toz katmanı ergitebilmek için gereken lazer enerjisidir (Gu, 2015).

$$VED = \frac{P}{v \cdot h \cdot t} ;$$

$$\text{Volumetrik Enerji Yoğunluğu} \left(\frac{J}{mm^3} \right) = \frac{\text{Lazer Gücü (W)}}{\text{Tarama Hızı} \left(\frac{mm}{sn} \right) \cdot \text{Tarama Mesafesi (mm)} \cdot \text{Katman Kalınlığı (mm)}$$

Artan lazer gücünün etkisi ile birlikte ısı daha çabuk ve daha derine penetre olur. Tarama hızının artması ise ısınma için gereken süreyi kısaltarak ısının kenar bölgelere difüze olmasını engeller ve böylece ısıdan etkilenerek ergiyen alan daralır.

Tarama mesafesi iki lazer ışınının katmanda çarptığı noktalar arasındaki mesafeyi anlatır. Düzgün bir ergitme sağlayabilmek için bu iki ışın birbiriyle aralarında boşluk olmadan çakışmalıdır, aksi taktirde lazer katmanları belli izler şeklinde eritecek ve arada kalan boşluklar ürünün yoğunluğunun ve mekanik

özelliklerinin zayıflamasına sebep olacaktır. SLM sisteminde çakışma, takip eden lazer ışınının önceki ışının çarptığı mesafenin %20'sini içine alacağı şekilde ayarlanır (Prashanth ve ark., 2013).

Katman kalınlığı iki faktör sebebiyle enerji yoğunluğunu etkiler. İlk faktör iletilen lazer ışınının, etkilediği mesafe aralığındaki tüm toz materyali ergitmesi gerekliliğidir. Katman kalınlığı fazla olursa lazer ışını yeterince derine penetre olamaz ve tabanda ergimeyen bölge yapıyı bozar. Diğer önemli faktör ise işlenmesi bitirilmiş olan katman ile halihazırda işlenen katman arasındaki bağlantının da aynı lazer ışınıyla sağlanması gerekliliğidir. Bu iki tabaka arasındaki füzyonun başarılı olabilmesi için katman kalınlığı mümkün olduğunca ince hazırlanmalıdır (Zhu ve ark., 2007).

Materyalin içerisindeki en büyük partikülün boyutu; oluşturulacak katmanın kalınlığından daha küçük olmalıdır. Partikül şekli yuvarlak olan materyaller düzensiz şekilli olanlardan hem daha kolay ergir hem de serilen toz katmanın daha düzenli olmasını sağlar. Ayrıca partikül boyutunun küçülmesi ergime işleminin daha kolay olmasını sağladığı gibi daha küçük partikül boyutuna sahip materyallerin son ürünleri daha iyi yüzey özelliklerine sahip olacaktır (Kurzynowski ve ark., 2012).

Tozun yoğunluğu da iki faktör sebebiyle önem arz eder. Tozun partiküllerinin kendi yoğunluğu, oluşturulacak son ürünün yoğunluğu açısından önemliken tozun genel yoğunluğu ne kadar fazlaysa partiküller arasındaki temasta o kadar fazla olacak dolayısıyla ısı iletimi ve tozun ergime kabiliyeti de aynı derecede artacaktır.

Tarama modeli taranacak katmana iletilecek ışınların takip edeceği yolu anlatır. Tarama mesafesini ve lazer ışınlarının çakışma paternini etkileyen bir parametredir (Prashanth ve ark., 2013).

Ortam sıcaklığı kullanılan materyale göre değişmekle birlikte düzgün bir şekilde dağıtılmış ön ısıtma prosesi toz materyalin akışkanlık, ergime ve birleşme gibi işlemlerinin kolaylaşmasını sağlayacaktır (Simchi, 2006).

Tüm bu parametrelerin yanında nihai ürünün başarılı bir şekilde ortaya çıkarılmasındaki anahtar faktörlerden birisi de üretimin yapıldığı atmosferdir. Ortam düzgün şekilde hazırlanmazsa; yüksek sıcaklık ve ortamda bulunan oksijenin etkisiyle

özellikle oksidasyona yüksek afinitesi olan alüminyum, krom, titanyum gibi metallerin aşınma direnci, sertliği ve yorulma mukavemeti gibi mekanik özellikleri zayıflar. Oksijen ayrıca materyal içerisinde birikerek katılaşma esnasında kütle içerisinde boşlukların oluşmasına sebep olur. Üretim alanındaki oksijeni ortadan kaldırmak için hazneye yüksek saflıkta nitrojen, argon ya da helyum gazı doldurulur (Chlebus ve ark., 2011).

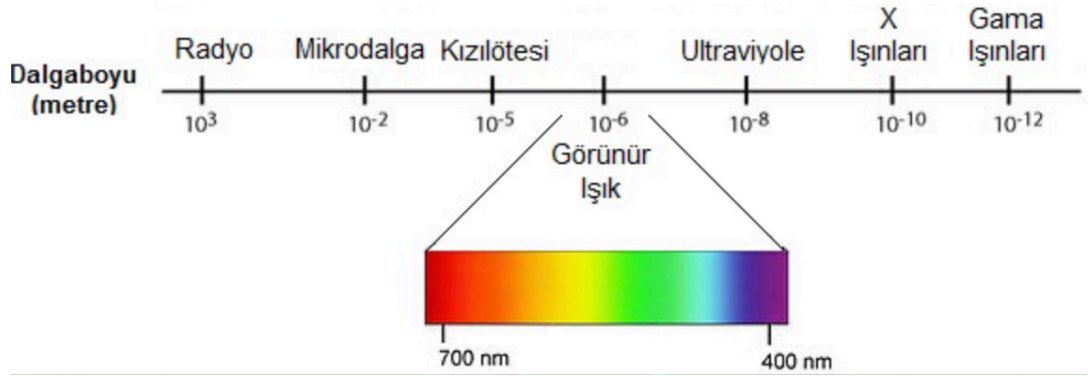
Ancak, tatmin edici sonuçlar elde etmek için, malzemenin ve işlem parametrelerinin ayrıntılı bir ön analizi gerekmektedir. Her yeni malzeme için, tarama mesafesi ve enerji yoğunluğu özenle taranmalı, her işlem aynı hassasiyetle takip edilmelidir. Aksi takdirde kütle içerisindeki boşluklar ya da yüzey kısmındaki küresel oluşumların ürünün mekanik yapısını bozması kaçınılmazdır (Gong ve ark., 2014).

Seçici lazer sinterleme ve seçici lazer ergitme sistemlerinin en önemli avantajı, geniş bir materyal çeşitliliği, üst düzey kişiselleştirebilme ve modern tasarım metotları ile maksimum derecede geometrik özgürlüğe izin veren esnekliğe sahip üretimi sağlayabilmesidir.

2.3. Renk

Renk elektromanyetik ışımının oluşturduğu enerjinin bir objeye çarpması ve sonrasında yansıyan ışınların bir gözlemci tarafından subjektif olarak algılanması ile ortaya çıkan psikofiziksel durumun sonucudur (Paravina ve Powers, 2004). Yani rengin algılanmasında üç önemli komponent vardır ki bunlar; ışık, gözlemci ve objedir (Knispel, 1991).

Işık ya da teknik deyişle elektromanyetik ışımaya uzayda çok hızlı şekilde hareket eden bir radyant enerji formudur. Isaac Newton prizmadan geçen beyaz ışığın dalga boylarının farklı olduğunu ve renk bileşenlerine bu şekilde ayrıldığını bildirmiştir. Birim olarak dalga boyu, nanometre (nm) ile ifade edilir ve göz ile elektromanyetik spektrumun yalnızca küçük bir kısmı olan 360-780 nm arası algılanabilir (Chu ve ark., 2011).



Şekil 2.5 - Elektromanyetik Enerji Spektrumu (<https://gunesisigi.weebly.com/spektrum.html>. 2018)

Işık dalgaları göze ulaşmasını takiben kornea, pupil ve lensten geçerek retina üzerindeki reseptörler yardımıyla algılanır ve sinirler aracılığı ile beyne iletilerek bir dizi fiziksel, fizyolojik ve psikolojik tümleştirme sonucunda görüntü haline dönüştürülür (Chu ve ark., 2011).

Doğal veya yapay bir ışık kaynağından gelip herhangi bir noktaya çarpan ışın geliş doğrultusu, hızı veya çarptığı objenin türüne göre absorbe olabilir, yansiyabilir ya da kırılabilir. Siyah renk her türlü ışını absorbe ederken, beyaz renk ışığı tamamen yansır. Objeye kendi renginden olan ışınları yansıtırken kalanı absorbe eder. Bu da gözün algıladığı rengi oluşturur. Absorbe edilecek ışın, çarptığı objenin dalga boyu ile birlikte ışık kaynağından çıkan ışının dalga boyundan da etkilenmektedir (Chu ve ark., 2011).

Işığın yansımaları ya da kırılması estetik restorasyonlar hazırlayabilmek için dikkat edilmesi gereken bazı özellikler sergiler. Diş derine uzanan prizmalara sahiptir ve ışık bu prizmalar içerisinde sonsuz kez yansiyarak kendine has bir estetik görünüm ortaya çıkarır. Bu durumun aynısını restorasyonlarda oluşturabilmek mümkün olmamakla birlikte göze çarpmayan düzensiz yüzeylere sahip olması, yansıma kapasitesini değiştirerek estetiğin iyileşmesine katkıda bulunur. Bunun yanında doğal dişler farklı özellikteki tabakaların oluşturduğu karmaşık bir histolojik yapıya sahiptir. Bu tabakaların arasında oluşan ışık kırılmalarını taklit edecek şekilde restorasyon hazırlamakta estetiğin doğallaştırılması açısından önemli bir parametredir (Rosenstiel ve ark., 2006).

Forsius 1611'de rengin üç boyutlu olduğunu açıklamış ve o günden bugüne rengi standardize edebilmek için farklı sistemler öne sürülmüştür (Sproull, 2001).

2.3.1. Renk Sistemleri

Objelerin renk boyutlarını nesnel bir bakış açısıyla sınıflandırabilmek ve ortak bir renk eşleştirmesi sağlayabilmek için renk dağılımı belli bir geometrik alan içerisinde sınırlandırılmaya çalışılmış ve 20. yy.'ın başından beri pek çok sistem tanıtılmıştır (Joiner, 2004).

Tablo 2.3 - Renk Belirleme Sistemleri (Paravina ve Powers, 2004)

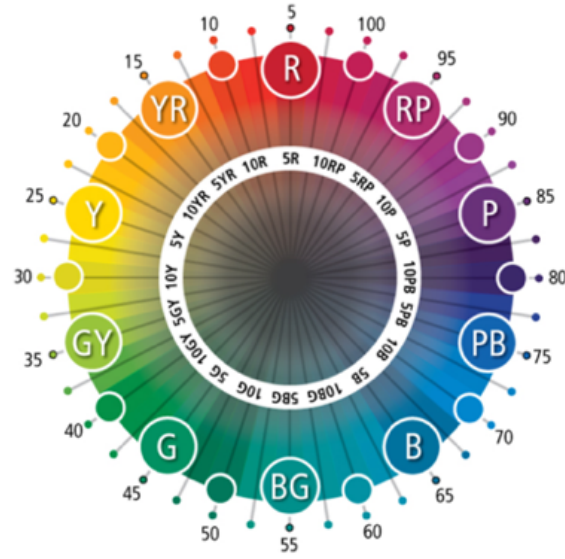
Yıl	Sistem	Kurucu
1905	Munsell	Albert H. Munsell
1916	Ostwald	Wilhelm Ostwald
1931	CIE XYZ	Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)
1947	OSA-UCS	Optical Society of America
1955	DIN	Manfred Richter
1962	COLOROID	Antal Nemcsics
1968	NCS	Anders Hard ve Lars Sivik
1976	CIE Lab	Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)

Bu sistemler arasında uluslararası standartlarda kabul görmesi, güvenilirliği ve uygulanabilirliği açısından renk eşleştirmede en çok tercih edilen sistemler Munsell ve CIE Lab renk sistemleridir (Brewer ve ark., 2004).

2.3.1.1. Munsell Renk Sistemi

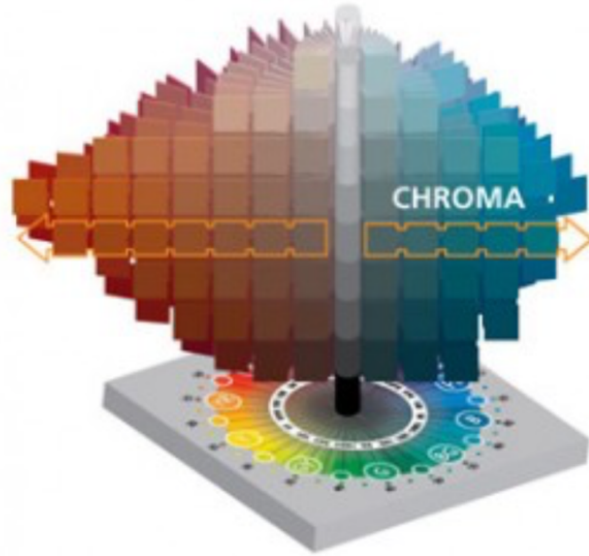
Munsell renk sistemi objelerin fark edilen renginin standardizasyonun sağlanıp sistemli bir şekilde ayırt edilmesini sağlamak için öne sürülmüş ilk renk eşleştirme sistemidir. Rengin tonunu, parlaklığını ve yoğunluğunu esas alan basit ve tutarlı bir sistem olması sebebiyle geniş bir kabul görmüştür (O'Brien, 2008; Paravina ve Powers, 2004).

Renk tonu (hue); rengin ana komponenti, diğerlerinden ayıran özelliğidir. Munsell'in renk çemberinde kırmızı(R), sarı(Y), yeşil(G), mavi(B) ve mor(P) olmak üzere beş ana renk ve bunların birleşmesiyle ortaya çıkmış beş ara renk bulunmaktadır (Paravina ve Powers, 2004).



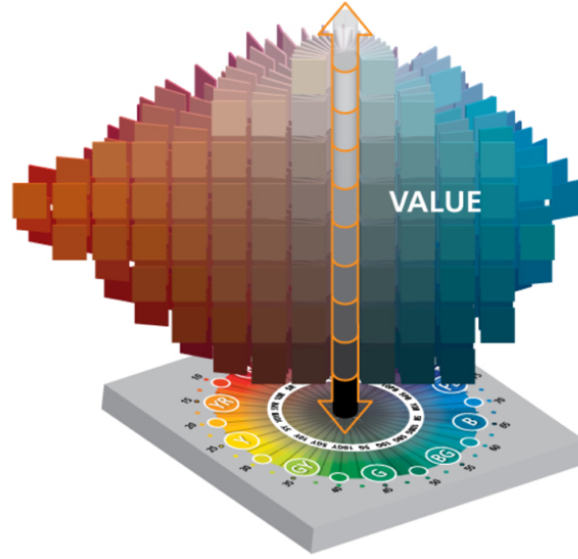
Şekil 2.6 - Munsell'in renk tonu (<https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/>. 2018)

Rengin yoğunluğu (chroma); bir renk içerisindeki renk tonu miktarı olarak tanımlanabilir. Rengin doygunluk derecesini gösteren bu komponenti algılanan rengin şiddetini anlatır (Sproull, 2001).



Şekil 2.7 - Munsell'in renk yoğunluğu (<https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/>. 2018)

Rengin parlaklığı (value); rengin açıklık koyuluk oranını anlatır. Rengin içerisindeki gri oranı olarak tanımlanabilir. Gri oranı azaldıkça parlaklık artar (Rosenstiel ve ark., 2006).



Şekil 2.8 - Munsell'in renk parlaklığı (<https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/>. 2018)

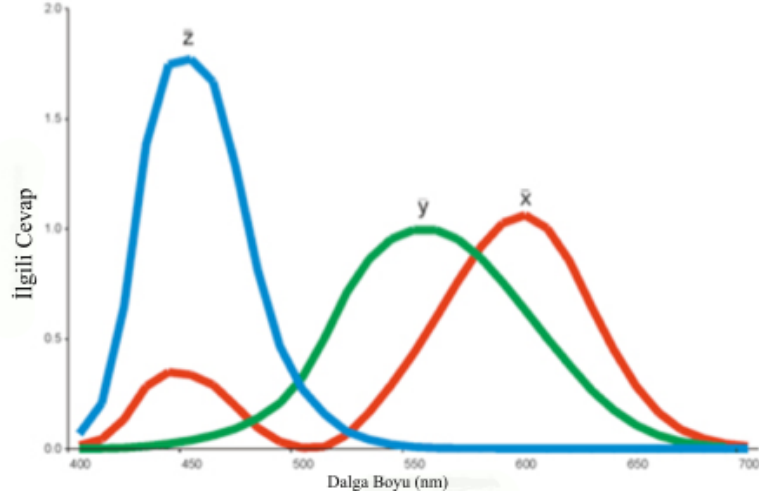
Munsell renk uzayını bir küre olarak tasarlamıştır. Merkezinden geçen eksene rengin sahip olduğu gri oranını anlatan parlaklık komponentini yerleştirmiştir. Ekseni, en üstü gri içermeyen mutlak beyaz, en altı ise mutlak siyah olacak şekilde on parçaya bölmüş ve araya açıktan koyuya doğru gri renkleri yerleştirmiştir (Sproull, 2001).

Bu eksenin üzerinde ki dairelere de saat yönünde ana ve ara renkleri yerleştirmiş ve bunlara renk tonu demiştir. Eksenin üst tarafında bulunan renklerin tonu daha açık iken aşağı doğru koyulaşır.

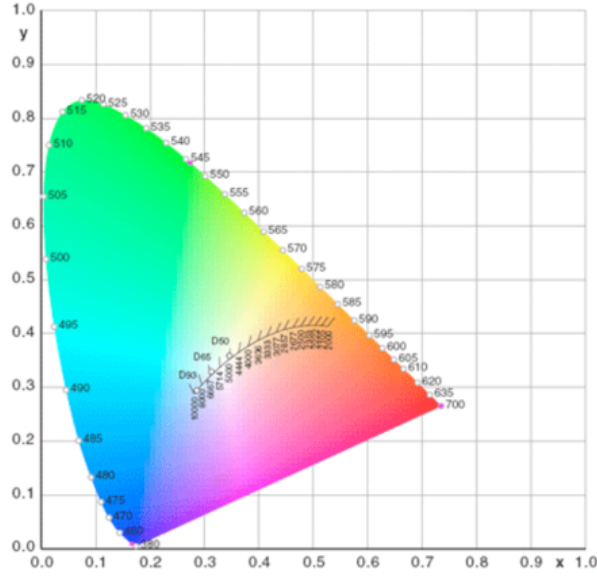
Renk yoğunluğu ise her bir renk tonunda kürenin dışından merkezine doğru azalır. Kürenin en dışı rengin en yoğun ve en saf hali iken merkeze doğru grileşir.

2.3.1.2. CIE Lab Renk Sistemi

1913 yılında Viyana'da kurulan Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination / CIE - Commission Internationale de l'Eclairage) ışık, aydınlatma, renk ve renk uzayları konusunda otorite kabul edilir (Joiner, 2004). 1931 yılında yaptığı düzenleme ile standart bir gözlemcinin standart bir ışık kaynağı (D65) altında oluşmuş renge verdiği spektral tepkiyi yansıtan üç uyaranlı bir sistem tanıtmış ve CIE XYZ olarak isimlendirmiştir. Bu sisteme göre tüm renkler kırmızı (X), yeşil (Y) ve mavi (Z) renklerin birleşmesiyle oluşur (Seghi ve ark., 1989).



Şekil 2.9 - CIE Renk Uyaranları (<https://www.xrite.com/blog/tolerancing-in-flexo-and-offset-printing>. 2018)



Şekil 2.10 - CIE XYZ Diagramı (<https://www.xrite.com/blog/tolerancing-in-flexo-and-offset-printing>. 2018)

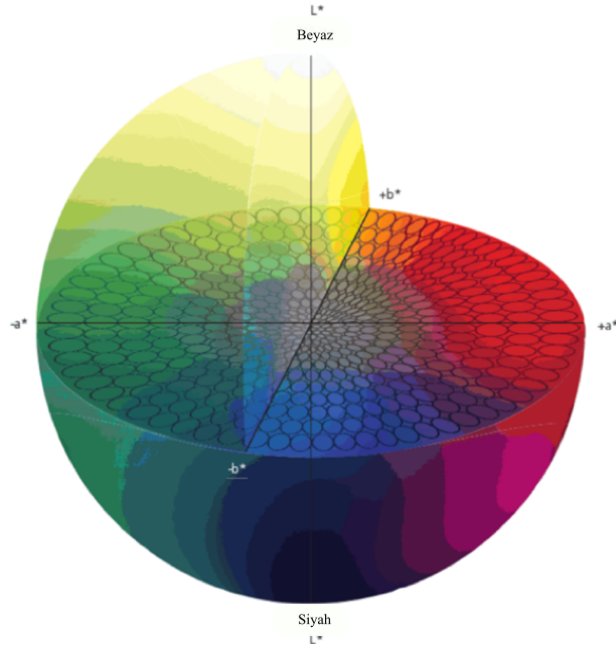
Mevcut sistemin renk değerlerini numerik olarak açıklama hususunda yetersiz kalması ile daha belirleyici bir sistem olan CIE Lab'ı 1976 yılında tanıtmıştır. CIE Lab renk uzayı önceki sistemin veremediği numerik yanıtları sağlayabilmek için oluşturulan düzenli bir renk uzayıdır ve bu sistemle renk eşleştirmesi, formülasyonu ve kaydı için gerekli bilgiler belli değerlerle elde edilir (Wee ve ark., 2002; Joiner, 2004).

CIE Lab sistemi rengi tanımlamak için üç eksen kullanır. L* eksenini Munsell renk sistemindeki renk parlaklığına benzer olarak rengin açıklık - koyuluk değerini ya da siyah - beyaz karakterini anlatan dikey eksenidir. Bu sistemde mutlak beyazın L*

değeri 100 iken mutlak siyahın L^* değeri 0 olur. a^* ve b^* koordinatları dikey eksende L^* eksenine, yatay ekseninde birbirlerine dik olacak şekilde konumlanır ve rengin yoğunluğunu anlatır (O'Brien, 2008).

a^* koordinatı rengin kırmızılık - yeşillik değerini anlatmaktadır. a^* değeri pozitifse renk kırmızı, negatifse yeşil karakter sergiler. Değer arttıkça renk saf kırmızıya, azaldıkça saf yeşile yaklaşıyor demektir (Paravina ve Powers, 2004).

b^* koordinatı ise rengin sarılık - mavilik değerini verir. Aynı şekilde renk; değer pozitifse sarı, negatifse mavi karakter sergiler ve değer azaldıkça renk sarıdan maviye dönüşür (Rosenstiel ve ark., 2006).



Şekil 2.11 - CIE Lab Renk Uzayı (<https://www.flexoglobal.com/flexomag/08-September/flexomag-ploumidis.htm>. 2018)

CIE Lab renk sistemi temelde Munsell renk sistemine benzemekle birlikte klinik olarak yorumlanabilmesi, rengi en küçük farklılığa kadar ayırt edip dahası bunun için numerik değerler vererek tanımlanabilmesini sağlaması bakımından daha avantajlıdır (O'Brien, 2008). Bu durum rengi standardize edebilmemizi sağladığı gibi iki renk değeri arasında meydana gelen değişimlerin de hesaplanabilmesine yardımcı olur. ΔE olarak ifade edilen renk değişikliğini hesaplayabilmek için L^* , a^* ve b^* değerlerinin ilk ve son değerleri arasındaki farkın bilinmesi yeterlidir. İlk değerler için L_1^* , a_1^* ve b_1^* ; son değerler için de L_2^* , a_2^* ve b_2^* dediğimizi kabul edersek:

$$\Delta L^* = L_2^* - L_1^*, \quad \Delta a^* = a_2^* - a_1^*, \quad \Delta b^* = b_2^* - b_1^*$$

formülleriyle renk parametrelerindeki değişimleri bulabiliriz. Renk parametrelerindeki değişim ise aşağıdaki formül ile renk değişim değerini (ΔE) sunar (O'Brien, 2008).

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

Renk değerlerinin ve değişimlerinin yorumlanabilmesi için pek çok çalışma yapılmış ve renk tonu değişimindeki algılanabilir eşik değer ve tolerans değeri farklı araştırmacılar tarafından sunulmuştur. Johnston ve Kao algılanabilir ΔE eşik değerinin 3.7; tolerans değerinin 6.8 (Johnston ve Kao, 1989), Douglas algılanabilir ΔE eşik değerinin 2.6; tolerans değerinin 5.5 olduğunu bildirmişlerdir (R Duane Douglas ve ark., 2007). O'Brien ise kabul edilebilir ΔE değerlerini sınıflayarak, renk değişiminin klinik etkisinin yorumlanması için rehber değerler önermiştir (O'Brien, 2008).

Tablo 2.4 - Rehber Tolerans Değerleri (O'Brien, 2008)

Renk Farkı (ΔE)	Klinik Uyumu
0 – 0.5	Kusursuz
0.5 – 1	Mükemmel
1 – 2	İyi
2 – 3.5	Kabul edilebilir
> 3.5	Uyumsuz

Bu renk sistemleri diş hekimliği alanında da sıklıkla kullanılmaktadır. Çünkü gülüş estetiğinin belki de en önemli komponenti olan rengin doğru şekilde belirlenmesi restorasyonun başarısını etkileyen önemli bir faktördür ki bu da renk seçme işleminin değerini ortaya koymaktadır.

2.3.2. Renk Seçme Yöntemleri

Günümüzde renk seçme için görsel yöntemler, renk ölçüm cihazları ya da bu ikisinin kombinasyonu kullanılmaktadır.

2.3.2.1. Görsel Renk Eşleştirme

Görsel renk analizi gözlemcinin radyant enerji uyarılarına verdiği psikofizyolojik cevaba dayanır. Üretici firmaların hazırladığı renk skalaları kullanılarak komşu ya da simetrik dişlerden uygun rengin seçilmesi ile eşleştirme yapılır. Görsel yöntem renk farklılıklarını saptamada yeteri kadar hassas değildir ve sonuçların tekrarlanabilirliği hakkında da ciddi şüpheler vardır ancak yine de hızlı, basit ve ekonomik bir sistem olduğu için günümüzde renk eşleştirme için en sık kullanılan yöntemdir (Wee ve ark., 2002; Joiner, 2004).

Görsel renk eşleştirmeyi başarısız kılan faktörler hazırlanmış renk skalalarına, ölçüm yapan gözlemciye, ortama ya da doğal diş rengine bağlı olarak ortaya çıkabilir.

- Renk Skalalarına Bağlı Faktörler: Rengi gösteren örnekleri oluşturan renk katmanlarının, doğal yapılar olan dişleri tamamen taklit edebilmesi mümkün değildir. Kullanılan skalalar belli sayıda örnekle hazırlanır. Sonsuz sayıda renge sahip olabilecek dişin rengini vermede yeteri kadar seçeneğe sahip değildir. Belirlenen renkler üreticiden üreticiye farklılık gösterebildiği gibi aynı üreticinin hazırladığı renk skalaları arasında bile küçük de olsa farklılıklar bulunabilir (Sproull, 2001; Wee ve ark., 2002; Chu ve ark., 2011).
- Gözlemciye Bağlı Faktörler: Gözlemcinin yaşı, psikolojik durumu, beslenmesi, yorgunluk hali, sahip olduğu bazı rahatsızlıklar ya da kullandığı ilaçların etkisi diş renginin farklı algılanmasına sebebiyet verebilir (Chu ve ark., 2011; Paravina ve Powers, 2004).
- Ortama Bağlı Faktörler: Ölçüm yapılan ortamın aydınlatması, ışık kaynağının şiddeti ve aydınlatmanın türü de renk seçimini etkiler. Farklı aydınlatma koşulları altında objenin renginin farklı algılanması fenomenine metamerizm denir (Paravina ve Powers, 2004).
- Diş Rengine Bağlı Faktörler: Dişlerin rengi homojen değildir. Belli düzeylerde floresans, opalesans ve translusens özelliklere sahiptir. Bunların yanında yüzeyleri de düzensiz girinti ve çıkıntılara sahiptir ki bu ışığın farklı seviyelerde kırılıp dişin sahip olduğu doğal rengin ortaya çıkmasında çok önemli bir faktördür (Chu ve ark., 2011).

Tüm bunlara rağmen renk seçiminin yapılabilmesi için en pratik yöntem görsel analizdir ve uygun koşullarda yapılması durumunda doğruya gayet yakın sonuçlar elde edilebilir. Renk seçme esnasında gözlemcinin gözleri mümkün olduğunca hastanın ağız seviyesinde olmalıdır. Ölçüm yapılacak diş yüzeyi mümkün olduğunca dışsal lekelerden arındırılmalı ve ölçüm esnasında kuru olmalıdır. Çevre rengi mümkün olduğunca göz yormayan hatta mümkünse dinlendiren bir tonda olmalıdır ki nötral gri bu durum için uygun bir seçim olacaktır. Reflektör ışığı kapatılmalı, hastanın ağız bölgesinde makyajı varsa temizlenmelidir. Renk örneği ölçüm yapılırken dışın yanına değil kesici kenarı hizasına yerleştirilmelidir. Renk seçimi CIE sınıflaması D kategorisinde bir ışık kaynağı (mümkünse D50) altında yapılmalıdır ve protezi üretecek teknisyenin de aynı ışık kaynağını kullanması sağlanmalıdır. Renk ölçümü 5 sn içinde yapılmazsa gözün algısı değişebilir, genelde ilk seçilen renk en doğrusudur (Keyf ve ark., 2009).

2.3.2.2. Cihazlar Yardımı ile Renk Eşleştirme

Renk biliminin subjektif olması; görsel renk analizinin tekrarlanabilirlik, hassasiyet, doğruluk ve güvenilirlik gibi konularda meydana getirdiği endişeler ve özellikle analiz için algılanan rengin numerik değerlere dönüştürülememesi sonucunda renk ölçen enstrümanlar geliştirilmiş ve renk analizinde bir standart oluşturulabilmesi sağlanmıştır. Günümüzde renk ölçümünde kolorimetreler, spektrometreler, spektrofotometreler ve dijital kameralar kullanılmaktadır (Turgut ve Bagis, 2012).

CIE bu cihazlarla yapılacak renk ölçümlerinin standardizasyonunun sağlanabilmesi için bazı aydınlatma/görüş teorilerinin uygulanmasını önermiştir. Aydınlatma açısı/gözlem açısı olarak düşünülerek; 45/0, 0/45, d/0 ve 0/d olarak formüle edilebilir. Seghi bu teoriler ile yaptığı çalışma sonrasında aydınlatma açısının 45°, gözlem açısının 0° olduğu (45/0) durumda yüzey özelliklerinin renge etkisinin minimum olduğunu bildirmiştir. Renk ölçmede kullanılan cihazlar bu duruma uygun olarak hazırlanmaktadır (Seghi, 1990).

Renk ölçüm cihazları pek çok avantajıyla birlikte diş hekimliği alanında aktif olarak kullanılmaya çok yeni başlamıştır. Bu durumun muhtemel sebepleri arasında ekonomik olarak pahalı aletler olmaları, kalibre edilmemesi durumunda yanlış

sonuçlar verebileceği için görsel analize her durumda başvurma gerekliliği, yapısında farklı renkler içeren materyallerin ölümünde ölçen uçlarının yeterince kk olmaması sonucu mükemmel sonuç vermemeleri ve kenar kaybı (edge loss) fenomeninin engellenememesi var olabilir. Kenar kaybı basitçe translucent yapıya sahip objelere gelen ışığın absorbe edilmeden kenarlardan salınması sonucu renk ölümünün etkilenmesi olarak tanımlanabilir (Paravina ve Powers, 2004).

Cihazın türüne ve ölüm yapılacak objelerin yapısal özelliklerine göre enstrümanın optik elemanları değişse de renk lme cihazları; bir dedektör, bir sinyal regülatörü ve alınan sinyalleri numerik veriler haline getiren bir yazılımdan oluşmaktadır (Brewer ve ark., 2004).

2.3.2.2.1. Kolorimetre

Yapısında bir ışık kaynağı, filtre şeklinde bir monokromatör ve insan gözündeki renk algılayıcı unsurlara benzer üç adet farklı sensör içeren dedektör bulundurur (Paravina ve Powers, 2004).

Renk lm yapılacak objeye uygun aı ile ışık gönderilerek aydınlatılması ve yansıyan ışınların kırmızı, mavi ve yeşil miktarının özümlenmesi esasına göre çalışır. Yansıyan ışıktaki kırmızı, yeşil ve mavi ışığın göreceli miktarı matematiksel olarak analiz edilip bazı numerik değerlere dönüştürülür ve bu objenin rengini tanımlar (Randall, 1998).

Kolorimetreler ile belirlenen tristimulus değerleri, standart CIE gözlemci değerlerine ya da spektrofotometre verilerine uyum göstermez. Dahası yapısındaki dedektör içerisinde bulunan kırmızı, mavi ve yeşil filtrelerin yaşlanması sonucu eskimesi lmlerin tekrarlanabilirliği ve hassasiyeti konusundaki endişeleri de beraberinde getirir. Düz olmayan yüzeylerde yapılan lmler uyumsuz sonuçlar verir ve kenar kaybı fenomeninden fazlaca etkilenir. Ayrıca bu cihazlarla metamerizmin tespit edilmesi de mümkün değildir (Paravina ve Powers, 2004).

Kullanımlara nispeten kolay, fiyatları spektrofotometrelere göre daha uygundur. Renk değişiminin tespit edilmesinde başarılı sonuçlar verir.

Diş hekimliği alanında renk ölçümü için kullanılmakla birlikte en çok kullanıldığı alan renk farklılıklarını değerlendirmektir (Paravina ve Powers, 2004).

2.3.2.2.2. Spektrometre

Renk üretimi alanında daha sık kullanılan spektrometreler; elektromanyetik bölgelerdeki cisimlerin renk, doku, görünüş ve parlaklık bakımından kendilerine has yansıma ve ışınım gibi radyometrik veri değerlerinin kaydedilmesi esasına göre çalışır. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumu üzerinde; 5 nm, 10 nm ve 20 nm aralıklarda ölçülür (Turgut ve Bagis, 2012).

En önemli avantajı görsel analizle benzer koşullarda renk ölçümü yapılabilmesidir. Işık kaynağı ve obje arasında ölçüm esnasında herhangi bir açıklık bulunmamaktadır ki bu kenar kaybı fenomeninin ortadan kaldırılmasını sağlar. En önemlisi ölçüm yapmanın zorluğudur çünkü ölçüm esnasında cihaz hareket etmemelidir (Keyf ve ark., 2009).

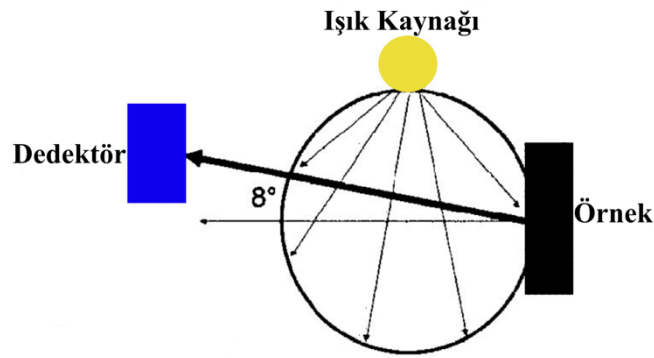
Diş hekimliği alanında diş rengi ölçümü ve seramik tozlarının translusensi seviyesinin tespitinde kullanılmaktadır (Brewer ve ark., 2004).

2.3.2.2.3. Spektrofotometre

Yapısında; görünür ışık aralığının (360 - 780 nm) tamamındaki dalga boylarında (150 - 700 nm) atım yapabilen ksenon ışık kaynağı; bu ışın kaynağından gelen farklı dalga boylarına (polikromatik) sahip ışını, bir dalga boyuna (monokromatik) sahip ışına dönüştürecek prizma şeklinde bir monokromatör ve maddenin ışığı absorbe etme derecesini tespit edebilmek için ışığın şiddetinin ölçülmesini sağlayan bir silisyum fotodiyot detektör bulundurur. Çoklu sensör prensibiyle çalışan spektrofotometreler; spektral yansıtma fonksiyonları ile objeden yansıyan ışığın, beyaz zeminden yansıyan ışığa oranının hesaplanması esasına göre çalışır (Chu ve ark., 2011; Brewer ve ark., 2004).

İlk yansıtma spektrofotometreleri ışık spektrumunu dağıtmak için difraksiyon ızgarası kullanmış ve kimya alanında kullanılan UV/VIS absorpsiyon spektrofotometrelerine benzer bir tasarım ile üretilerek 1 nm veya daha düşük dalga boylarından veri toplanmasını sağlamıştır. Bu sistem çok doğru sonuçlar verse de çok

yavaş, mekanik ve pahalıydı. Daha sonra daha pürüzsüz yansıtma eğrilerinin üretilmesi ile birlikte daha büyük dalga boylarından veri toplanması da mümkün olmuş ve yeni üretilen cihazlarda 5-20 nm band genişliğinde ölçüm yaparak veri toplayabilen dedektörler, prizma şeklinde monokromatörler ve 8/d yansıtma geometrisi ile çalışan ışık kaynakları ile ölçüm yapılmaktadır (Randall, 1998). CIE'nin belirlemiş olduğu standart bir gözlemci ve aydınlatıcı tarafından türetilen spektral yansıtma verileri cihaz üzerindeki yazılım sayesinde numerik renk komponenti kodlarına dönüştürülerek veri tabanındaki en uygun ve en yakın renk olarak sunulur (Freedman, 2012).



Şekil 2.12 - 8/d (diffuse/8) ölçüm geometrisi

Yüksek maliyetleri ve in vivo kullanımının zorluğu klinik kullanımını zorlaştırırsa da yüzey renk ölçümlerinde, akademik çalışmalarda, kalite kontrolde ve rengin tanımlanmasında sıklıkla kullanılmaktadır. Ölçümleri standart koşullarda tutarlı, objektif ve hatasızdır. Ayrıca Paul yaptığı çalışmada spektrofotometrelerin hata payını 0.48 bulmuş ve tekrarlanabilirlik özelliğini kusursuz olarak nitelemiştir (Paul ve ark., 2002).

Diş hekimliğinde dental materyallerin renk ölçümünde ve renk değişikliklerinin tespit edilmesinde kullanılmaktadır (Okubo ve ark., 1998).

Son yıllarda taşınabilir versiyonları üreilmeye başlanmış ve klinik kullanıma uygun hale getirilmiştir. Diş renginin ölçülebilmesini sağlayan bu cihazlar rengin komponentlerini numerik değerlerle ifade eder ve bunu uygun skaladaki karşılığına çevirerek hekime bildirir (Brewer ve ark., 2004; Paravina ve Powers, 2004).

2.3.2.2.4. Dijital Kameralar

Klinik kullanımda en uyumlu sonucu veren sistemdir. Dişlerin yüzeyi polikromatik bir alandır ve diğer cihazlar ile her bir rengin ölçülüp laboratuvara iletilebilmesi neredeyse mümkün değildir. Rengin yanında morfoloji gibi ek bilgilerinde laboratuvar teknisyenine iletilebilmesini sağlar (Paravina ve Powers, 2004). Dijital kameralar kendi başlarına bir renk ölçüm cihazı değildir. Elde edilen görüntünün bir bilgisayar programı ile analizinin yapılp ihtiyaç duyulan datalara çevirmesiyle sonuç elde edilir (Brewer ve ark., 2004).

Kolorimetrik sistemde kamera yazılımının RGB değerleri CIE'nin belirlemiş olduğu standart XYZ değerlerine dönüştürülerek kalibrasyonu yapılır ve bu işe kamera karakterizasyonu denir. Elde edilen görüntü CCD denen algılayıcılar ile yakalanır, içerisindeki fotositler ile her bir renk tanımlanır ve sensörler bu renkleri algılar. Algılanan her bir renk bir bilgisayar programı yardımıyla çözümlenir ve CIE Lab cinsinden ifade edilir (Paravina ve Powers, 2004).







En önemli avantajı klinik ve laboratuvar arasında iletilen rengin standardizasyonun tamamen sağlanmış olmasıdır ancak sistemin başarısı kameranın görüntü kalitesi ile direkt ilgilidir. Kameranın tipi ve ayarları ortam aydınlatması, dişlerin morfolojisi ve konumu görüntü kalitesini etkileyebilir ve bu sistem sadece ideal koşullarda başarılı sonuçlar verir (Turgut ve Bagis, 2012).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada; tekrarlanan fırınlamanın, restorasyonların renk değişimine etkisinin incelenmesi için 30 adet konvansiyonel kayıp mum tekniği (KKM), 30 adet seçici lazer ergitme yöntemi (SLM) kullanarak olmak üzere toplam 60 altyapı örneği hazırlanmıştır. Elde edilen altyapılar dışın farklı bölgelerini temsil etmesi için üç gruba ayrılmıştır. Her bir grupta 10 adet örnek bulunmakta olup dışın servikal üçlüsünü temsil eden altyapı örneği üzerine 0.7 mm kalınlığında, orta üçlüsünü temsil eden altyapı örneği üzerine 1,2 mm kalınlığında ve okluzal üçlüsünü temsil eden altyapı örneği üzerine 1.7 mm kalınlığında porselen yüklenmiştir (Tablo 3.1).

Her bir örnek; oksitleme için bir defa, opak porseleni tatbiki için iki defa, dentin porseleni tatbiki için iki defa, glaze işlemi için bir defa, porselende eksik olan kısımların iadesi için üç defa ve son glaze işlemi için bir defa olmak üzere toplamda 10 kez fırınlamaya tabi tutulmuş ve tespit edilen basamaklarda renk ölçümü yapılmıştır.

Tablo 3.1 - Çalışmada kullanılan örnekler

Altyapı Materyali	n	Örneklerin Şekli ve Kalınlıkları
SLM	10	
	10	
	10	
KKM	10	
	10	
	10	

n: Örneklerin sayısı; SLM: Seçici lazer sinterleme; KKM: Konvansiyonel kayıp mum tekniği; Sarı diskler porselen üstyapıları, gri diskler metal altyapıyı simüle etmektedir.

3.1. Altyapı Üretimi

Örneklerin standardizasyonun sağlanabilmesi için her bir altyapı örneği 13 mm çapa ve 1 mm kalınlığa sahip diskler şeklinde üretilmiştir. Altyapı materyallerinin fiziksel özellikleri Tablo 3.2’de, içerikleri Tablo 3.3’de gösterilmiştir.

Tablo 3.2 - Kullanılan metal alaşımların fiziksel özellikleri

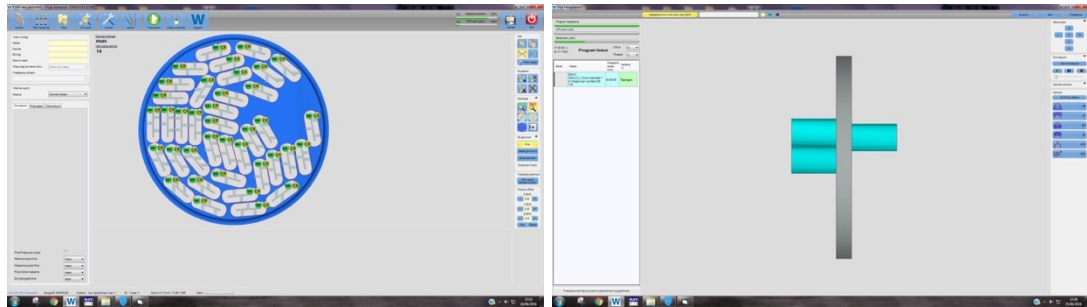
	Bego Wirobond® C	Remanium® Star CL
Yield Direnci ($R_{p0.2}$)	440 MPa	635 MPa
Gerilme Direnci (R_m)	780 MPa	1030 MPa
Elastisite Modülü (E)	180 GPa	230 GPa
Ergime Derecesi	1360 -1420 °C	1320 - 1420 °C
Yoğunluk	8,5 g/cm ³	8,6 g/cm ³
Isısal Genleşme Katsayısı	14,3 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹	14,1 x 10 ⁻⁶ K ⁻¹
Alaşım Tipi	4	5
Kopma Uzaması	%16	%10

Tablo 3.3 - Kullanılan metal alaşımların kimyasal kompozisyonlarının % karşılığı

	Bego Wirobond® C	Remanium® Star CL
Kobalt (Co)	61	60,5
Krom (Cr)	26	28
Tungsten (W)	5	9
Silisyum (Si)	< %1	1,5
Molibden (Mo)	6	0
Berilyum (Be)	0	0
Nikel (Ni)	0	0
% 1'den az içerdiği	Si, Fe, Ce	Fe, Mn, N, Nb

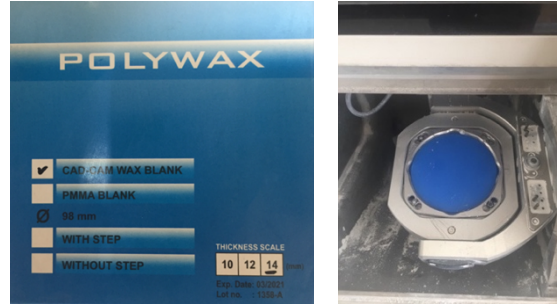
3.1.1. Döküm Altyapılarının Üretimi

Örneklerin standart şekilde üretilebilmesi için bir CAD dosyası oluşturulmuş ve 13 mm çap, 1 mm kalınlığa sahip 30 örnek, 3 adet destek ile tutulacak şekilde tasarlanmıştır (Dental System®, 3Shape, Copenhagen, Denmark).



Şekil 3.1 - CAD ünitesinde oluşturulan tasarım

Tasarımı yapılan data CAM ünitesine aktarılmış ve 14 mm kalınlık, 98 mm çapa sahip bir mum bloktan kesilmek üzere hazırlanmıştır (CAD/CAM Wax Blank, Polywax, Bilkim Co. Ltd., Bilkimya, İstanbul, Türkiye).



Şekil 3.2 - Örneklerin üretildiği mum blok

Dört aksda kesim yapabilen CNC makinesiyle (Zenotec Select, Wieland Dental + Technik GMBH Co. KG, Ivoclar Vivadent Group, Pforzheim, Germany) kesimi yapılan mum örnekler dikkatli bir şekilde desteklerinden ayrılarak dökümü yapılacak diskler elde edilmiştir.



Şekil 3.3 - Örneklerin elde edilme süreci

Elde edilen disk şeklindeki mum örnekler mümkün olduğunca merkez noktasından tij yardımıyla bağlandı ve ardından yaklaşık 30° açıyla döküm hunisine sabitlendi. Döküm hunisi manşete tatbik edildi ve mum örneklerin çevre bölgelerden en az 0.5 mm uzak olduğundan emin olundu. Yüzey gerilimini azaltmak için mum örneklerin yüzeyine gerilim düşürücü (Aurofilm, Bego Dental, Bremen, Germany) uygulandı. Fosfat bağlı revetman (Bellavest® SH, Bego Dental, Bremen, Germany) likitle (BegoSol® HE, Bego Dental, Bremen, Germany) uygun oranda (% 80 toz) vakumlu karıştırıcı (Motova 100, Bego Dental, Bremen, Germany) ile bir dakika karıştırılarak henüz akıcı kıvamdayken bir vibrasyon makinesi üzerindeki mum elemanlara temas etmeyecek şekilde manşete doldurulmaya başlandı ve basınç uygulamadan revetmanın akması sağlandı. Oda sıcaklığında 30 dk beklendikten sonra revetman manşet ve döküm hunisinden ayrılarak, döküm kanalları zemine dönük

şekilde ön ısıtma fırınına (MFX-1025, Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) alındı. 900 °C'ye ısıtılmış ön ısıtma fırınında 90 dk. beklenecek mum atımı işlemi gerçekleştirildi (shock heat). Döküm için kullanılacak %100 saflıkta alaşım çekirdekleri (Wirobond® C, Bego Dental, Bremen, Germany) seramik potaya atıldı. Mum atımı yapılmış revetman bir maşa yardımıyla, santrifüjli indüksiyon fırınına aktarıldı (Fornax T, Bego Dental, Bremen, Germany). 1400 °C ısıda alaşım çekirdeklerinin tamamen erimesinden sonra yaklaşık 10 sn daha ısıtmanın devam etmesini takiben santrifüjle 20 sn de oluşturulan merkezkaç kuvvetinin etkisiyle döküm işlemi gerçekleştirildi, kalıp fırından çıkarıldı ve oda ısısında soğumaya bırakıldı.



Şekil 3.4 - Ön ısıtma fırını ve Santrifüjli indüksiyon fırını

Revetmanın soğumasının ardından metal parça revetmandan ayrıldı ve bir karbon separe (Econo Cutters, Keystone Industries, Gibbstown, NJ, USA) yardımıyla destek parçaları dikkatlice kesildi. Elde edilen disklerin üzerinde oluşmuş çapaklar tungsten karbid frezle (MX Tungsten Carbide Cutters, Meisinger, Neuss, Dusseldorf, Germany) uzaklaştırıldı ve kumlama cihazında (Sand S24R, Zhermack, Badia Polesine, Italy) 50 µm'lik Al₂O₃ partikülleriyle düşük basınç altında kumlanarak revetman tozlarından arındırıldı. Bütün aşamalar firma verilerine uygun şekilde tatbik edildi.

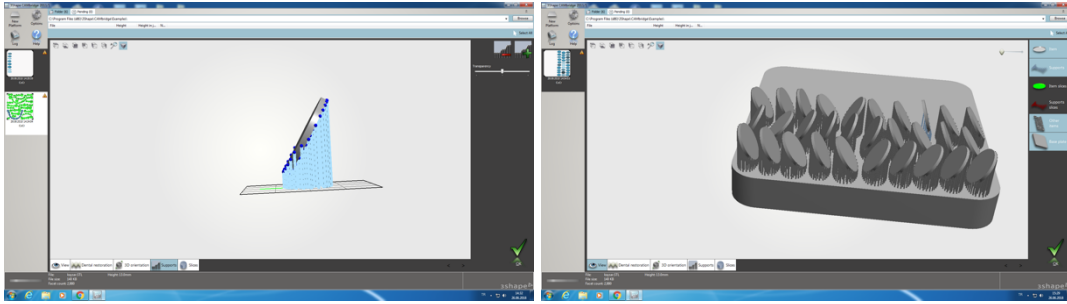


Şekil 3.5 - Döküm sonrası elde edilen diskler ve desteklerinden ayrılması

İlk etapta 32 adet disk hazırlandı ve bu disklerin 31 tanesi çalışma için uygun özellikler sergiledi. Çalışmada kullanılacak 31 diskin arasından rastgele 30 tanesi çalışma için seçildi.

3.1.2. CAD/CAM Altyapılarının Üretimi

Bütün CAD/CAM altyapılar eklemeli üretim tekniklerinden seçici lazer ergitme yöntemi ile elde edilmiştir. Örneklerin standart şekilde üretilmesi için bir CAD dosyası oluşturulmuş ve 13 mm çap, 1 mm kalınlığa sahip 30 örnek, yeterli sayıda destek ile bağlanarak tasarlanmıştır. (CAMbridge®, 3Shape, Copenhagen, Denmark).



Şekil 3.6 - CAD ünitesinde oluşturulan tasarım

Tasarımı yapılan ISO 22674:2016 standardına uygun STL formatına çevrilmiş dosya CAM ünitesine (Mlab cusing R, Concept Laser GmbH, Lichtenfels, Germany) aktarılmıştır.

Tablo 3.4 - Üretimde kullanılan SLM cihazının teknik özellikleri

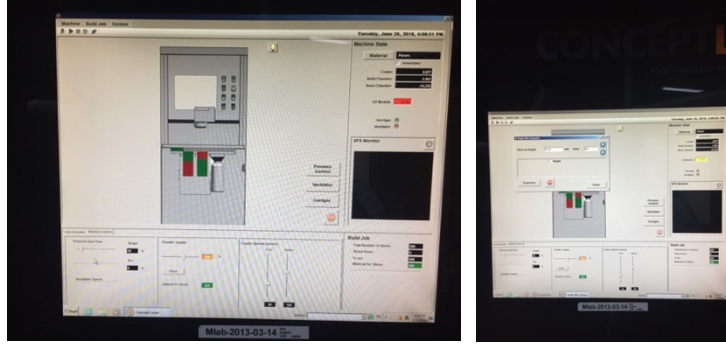
Lazer Sistemi	100W / NdYAG Fiber Lazer
Tarama Hızı	Max. 700mm/sn
Lazer Işınının Çapı	40 µm
Dalga Boyu, Tipi	1064 nm, devamlı
Tarama Mesafesi	Yaklaşık 50 µm
Katman Kalınlığı	15-30 µm
Kullanılan İnert Gaz	Azot ya da Argon
Gaz Tüketimi	0.6 - 0.8 l/dk
Yapı Alanı Ebadı	x,y: 50,50 - 70,70 - 90,90 mm ² ; z: 80mm

Cihazın toz haznesine uygun metal tozu (Remanium Star® CL, Dentaurum GmbH & Co., KG, Ispringen, Germany) istenen miktarda dökülmüş ve fazlası bir fırça yardımıyla ortamdaki uzaklaştırılmıştır.



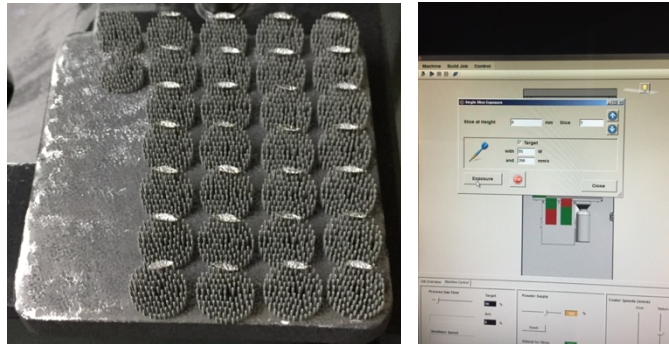
Şekil 3.7 - Cihazın toz haznesi

Üretimde cihazın; lazer gücü 90 W, tarama hızı 200 mm/sn, tarama mesafesi 50 μm , katman kalınlığı 25 μm olacak şekilde parametre düzenlemeleri yapılmış ve cihazın çalışmaya başlaması için komut verilmiştir.



Şekil 3.8 - Üretim parametrelerinin işlenmesi

İlk üretilen materyallerde istenen sonuç alınamamış bunun ardından lazer gücü 95 W'a, tarama mesafesi 56 μm 'ye çıkarılıp, katman kalınlığı 25 μm 'de tutularak tekrar çalıştırma komutu verilmiştir.



Şekil 3.9 - Üretimi başarısız olan örnekler ve yeni üretim parametreleri işlenmesi

Disklerin üretiminin başarılı bir şekilde tamamlanmasını takiben 1150 °C de 210 dk inert azot gazı altında ısıl işleme tabi tutularak materyalin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi sağlandı. Daha sonra yapı, platformundan separe (Econo Cutters, Keystone Industries, Gibbstown, NJ, USA) yardımıyla kesilerek ayrılan disklerin final tesviyesi tungsten karbit frezlerle (MX Tungsten Carbide Cutters, Meisinger, Neuss, Dusseldorf, Germany) gerçekleştirildi. Son olarak elde edilen diskler kumlama cihazında (Sand S24R, Zhermack, Badia Polesine, Italy) 50 µm'lik Al₂O₃ partikülleriyle düşük basınç altında kumlanarak yüzeyinde kalan artık maddelerden arındırıldı. Bütün aşamalar firma verilerine uygun olarak gerçekleştirildi.

3.2. Üstyapı Üretimi

Elde edilen metal disklerin karışmasını engellemek için altyapılar materyal tipine göre 2 gruba ayrıldı. Hem selektif lazer ergitme yöntemi ile hem de konvansiyonel kayıp mum tekniği ile elde edilen diskler benzer kullanım talimatlarına sebep olmaları sebebiyle aynı aşamalara tabi tutuldu. Öncelikle akan su altında bir dk yıkandı ve kurumaya bırakıldı. Kurumasını takiben yüzey düzenlemesi kumlama cihazında (Sand S24R, Zhermack, Badia Polesine, Italy) 2 bar basınç altında orta büyüklükte grenlere sahip (125 µm) Al₂O₃ partikülleriyle yapıldı. Kumlama esnasında toz partiküllerinin disklere yaklaşık 45° açıyla, 10 cm uzaklıktan ve aynı bölgeye uzun süre kumlamadan kaçınılarak uygulanmasına dikkat edildi. Kuru buhar ile yüzey tekrar temizlendi ve beş dk. 920 °C ısıda okside edildi. Oksidasyon işleminin ardından kuru buhar cihazıyla tekrar temizlenen altyapılar temiz bir kaba alındı ve kirli yüzeylerle temasından imtina edildi.

Opak porselen uygulaması iki aşamada gerçekleştirildi. İlk aşamada opak tozu (Powder Opaquer, IPS Classic, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) likitiyle (Powder Opaquer Liquid, IPS Classic, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) karıştırıldı ve tek bir fırça darbesiyle çok ince bir tabaka halinde disk yüzeyine uygulandı. Tabakanın homojen ve ince olduğuna emin olunduktan sonra disklerin üzerine konduğu tabla 403 °C'de ki fırına (Programat® P310, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) yerleştirildi ve dakikada 100 °C artacak şekilde 960 °C'ye çıkarıldı. 2 dakika bu ısıda beklendikten sonra fırının ısısı 400 °C'ye düştüğünde tabla fırından çıkarıldı. Vakum 450 °C ile 959 °C arasında sağlandı. Oda ısısına soğuması

beklenen diskler kuru havayla yıkandı. Temizlenmiş yüzeylere bu kez tüm yüzeyleri kapatacak şekilde yine mümkün olduğunca homojen ve daha kalın bir tabaka halinde toz - likit karışımı opak uygulandı ve tekrar aynı şekilde fırınlama işlemi gerçekleştirildi. İpeksi mat bir yüzey alan opak yüzeylerin kirli yüzeylerle temas etmesinden kaçınılarak sonraki aşamaya geçildi.



Şekil 3.10 - İlk opak uygulaması

Daha önceden iki gruba ayrılmış diskler kendi içlerinde her bir grupta 10 adet disk olacak şekilde rastgele üçer alt gruba ayrıldı. Her bir gruba çalışmanın uygulaması için daha önceden belirlenen ebatta porselen yığıldı. Dentin porseleni tozu (Dentin Body A3.5, IPS Classic, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), likidiyle (Build-Up Liquid, IPS Classic, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) karıştırılarak istenen kıvam elde edildi.



Şekil 3.11 - Kullanılan opak ve dentin materyalleri

Bir cetvel yardımıyla kalınlığı kontrol edilerek disklerin üzerine yığıldı. Tablaya dikkatlice yerleştirilen diskler daha önceden 403 °C'ye ısıtılmış fırına (Programat® P310, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) koyuldu. Dakikada 60 °C artacak şekilde 920 °C'ye aşamalı olarak ısıtıldı, bu ısıda 1 dakika beklendi ve

ısının 400 °C'ye ulaşması ile tabla fırından uzaklaştırıldı. Vakum 580 °C ile 919 °C arasında sağlandı. Elde edilen porselen yığılmış disklerin kalınlık kontrolü yapıldı eksik çıkan bölgelere tekrar dentin porseleni önceki aşamadaki gibi uygulandı. Fırınlama aşaması önceki aşmaya benzer olmakla birlikte sıcaklık 910 °C'ye yükseltildi ve vakum son olarak 909 °C'de sağlandı.

Bir dijital kumpas (Digimatic, Showa, Tokyo, Japan) ile materyal kalınlığı ölçüldü ve kalın olan kısımlar bir elmas separe (NTI Flex ®, Diamond Disc, Kerr Dental, Orange CA, USA) yardımıyla uygun kalınlığa indirildi.



Şekil 3.12 - Kalınlık ölçümünde kullanılan dijital kumpas

Tablo 3.5 - Örneklerin gruplama detayları

	SLM1.7	SLM2,2	SLM2.7	KKM1.7	KKM2,2	KKM2.7
Alaşım kalınlığı	1 mm					
Porselen kalınlığı	0.7 mm	1,2 mm	1.7 mm	0.7 mm	1,2 mm	1.7 mm
Kullanılan alaşım	Remanium Star ® CL			Wirobond ® C		
Kullanılan porselen	IPS Classic ®, Dentin Body, A3.5					

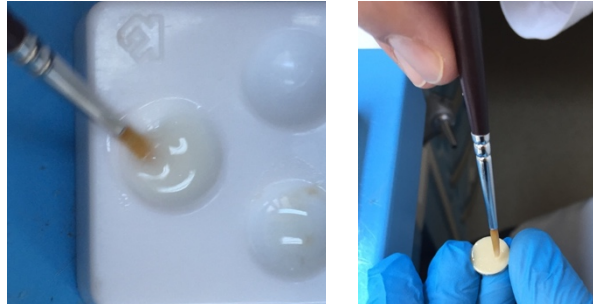
SLM1.7: Seçici lazer ergitme yöntemiyle üretilmiş 1 mm metal altyapı, 0.7 mm porselen üstyapı kalınlığına sahip grup; SLM2,2: Seçici lazer ergitme yöntemiyle üretilmiş 1 mm metal altyapı, 1,2 mm porselen üstyapı kalınlığına sahip grup; SLM2.7: Seçici lazer ergitme yöntemiyle üretilmiş 1 mm metal altyapı, 1.7 mm porselen üstyapı kalınlığına sahip grup; KKM1.7: Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm metal altyapı, 0.7 mm porselen üstyapı kalınlığına sahip grup; KKM2,2: Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm metal altyapı, 1,2 mm porselen üstyapı kalınlığına sahip grup; KKM2.7: Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm metal altyapı, 1.7 mm porselen üstyapı kalınlığına sahip grup



Şekil 3.13 - Örneklerin kalınlık kontrolü

3.3. Tekrarlanan Fırınlama Süreci

Örnekler kuru hava ile olabilecek artık maddelerden arındırıldı. Glaze materyali (Glazing Paste, IPS Classic, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) az miktarda likitle (Glazing/Staining Liquid, IPS Classic, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) seyreltildi ve bir fırça yardımıyla herhangi bir tabakalanma oluşturulmadan porselen yüzeyine uygulandı. Bu aşamada porselen yüzeyinde artık oluşmasını engellemek için disklerin sadece vinil eldiven (Lena Grup, Ankara, Türkiye) ile temas etmesine özen gösterildi. Örneklerin sırasının karıştırılmasını engellemek için fırınlama tablasına ince bir metal tel yerleştirildi ve her seferinde örnekler telin sağından başlanarak aynı sıra ile fırınladı. Fırınlaması bitirilmiş grup her seferinde aynı sıra ile aynı küvete geri koyuldu.



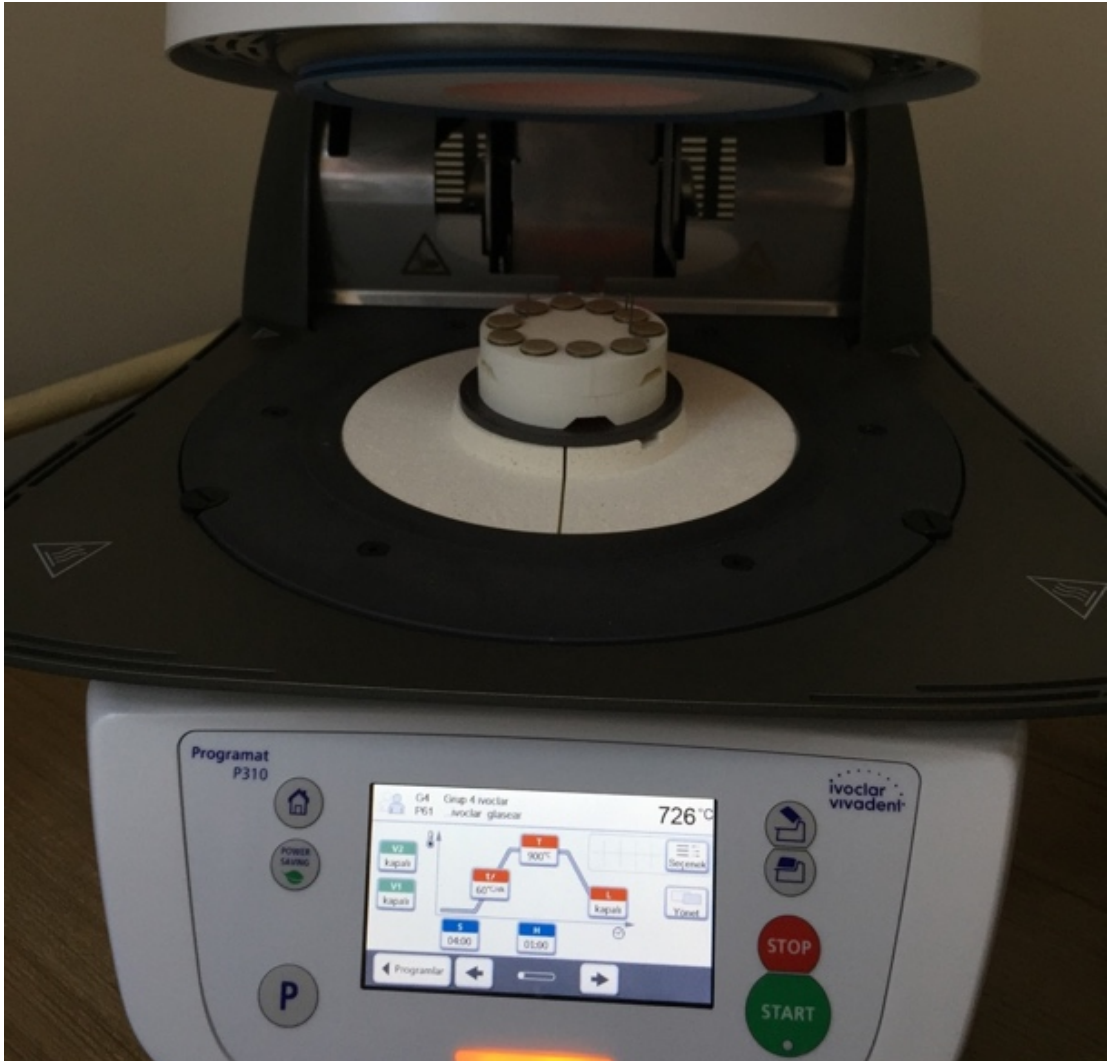
Şekil 3.14 - Glaze uygulaması

İlk fırınlama işlemi glaze aşamasını simüle etmek için uygulandı. Glaze uygulaması için daha önceden 403 °C'ye ısıtılmış fırın (Programat® P310, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), ısısı dakikada 60 °C artacak şekilde 900 °C'ye ısıtılmak ve bu esnada vakum kullanmamak üzere programlanmış ve glaze fırınlaması bu programda tatbik edilmiştir. Bu aşamada her seferinde bir grupta bulunan tüm örnekler fırınlanacak şekilde işlem yapılmış ve her bir tekrarlama da altı fırınlama işlemi yapılmıştır.

İkinci, üçüncü ve dördüncü fırınlama işlemlerinde diskler yüzeylerine uygulama yapılmadan tekrarlanan fırınlama işlemine tabi tutulmuştur. Bu aşamalarda disk yüzeyinde kontaminasyon oluşturmamaya özen gösterilmiş ve her aşama firmanın önerileri doğrultusunda tatbik edilmiştir.

Beşinci ve son fırınlama işleminde örneklerin yüzeylerine tekrar ince ve homojen bir tabaka halinde glaze materyali uygulanmış ve yine uygun programda fırınlama işlemi yapılmıştır.

Bütün tekrarlanan fırınlama sikluslarında standardizasyonu sağlayabilmek için aynı porselen fırını aynı glaze materyali ve aynı ısıtma tablaları kullanılmış bütün işlemler aynı deneyimli personel tarafından gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.15 - Bütün fırınlama işlemlerinde kullanılan porselen fırını

Tablo 3.6 - Fırınlama da kullanılan programların parametreleri

Fırınlama Sebebi	B °C	T °C	V ₁ °C	V ₂ °C	T ↑ °C/min	S min	H min
OF1	403	960	550	979	80	4	2
OF2	403	960	550	979	80	4	2
DF1	403	920	580	919	60	4	1
DF2	403	910	580	909	60	4	1
TkF1 (GF1)	403	900	0	0	60	4	1
TkF 2,3,4 (İF 1, 2, 3)	403	910	580	909	60	4	1
TkF5 (GF2)	403	900	0	0	60	4	1

OF1: 1. Opak fırınlaması, OF2: 2. Opak fırınlaması, DF1: 1. Dentin Fırınlaması, DF2: 2. Dentin fırınlaması, TkF1-2-3-4-5: Tekrarlanan fırınlama sayıları, GF: Glaze Fırınlaması, İF: İlave Fırınlaması; B: programın başlangıç ısı, T: Programın son ısı, V₁: Vakumun başlangıç ısı, V₂: Vakumun son ısı, T↑: Dakikadaki ısı artışı, S: Programın son ısıda kaldığı süre, H: Programın bitişinden fırının açılışına kadar devam eden süre, min: dakika

3.4. Renk Ölçümü

Çalışmanın amacı doğrultusunda örneklerin sırasının karışmaması çok önemlidir ve olası bir yanlışlığı engellemek için 6 ayrı küvet hazırlanmış ve her bir küvete aynı gruptaki örnekler sırayla dizilmiştir. Her seferinde sadece bir grupta işlem yapılmıştır ve işlem yapılan grubun ölçümleri bitirilmeden diğer gruba geçilmemiştir. Renk ölçme işlemi tamamlandıktan sonra tüm örnekler küvetlere aynı sırayla dizilmiştir.

Renk ölçümü için spektrofotometre cihazı kullanılmıştır (Spektrofotometre PCE - CSM 7, PCE Teknik Cihazlar Paz. Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye). Renk ölçümü; cihaz hep aynı düz ve sabit konum üzerindeyken, her seferinde aynı deneyimli klinisyen tarafından uygulanmıştır.

Renk ölçümleri için gerekli ayarlamalar yapılmış; ışık kaynağı olarak D65 ışık kaynağı, speküler bileşen olarak SCI parametresi ve ölçüm geometrisi olarak küresel aydınlatma sağlayan difüz/8 (8/d) ölçüm geometrisi kullanılmıştır. Cihaz sabit bir sert konum üzerine alınmış ve tüm ölçümler cihaz aynı konumdayken gerçekleştirilmiştir. Her ölçümden önce cihazın beyaz zemin kalibrasyonu yapılmıştır.

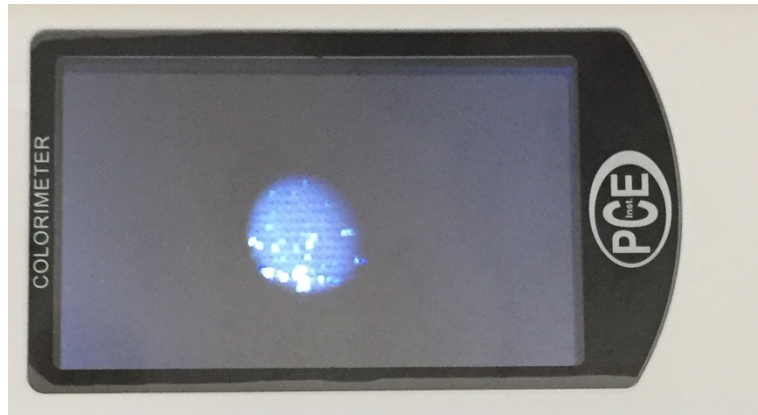


Şekil 3.16 - Renk ölçme cihazının kalibrasyonu

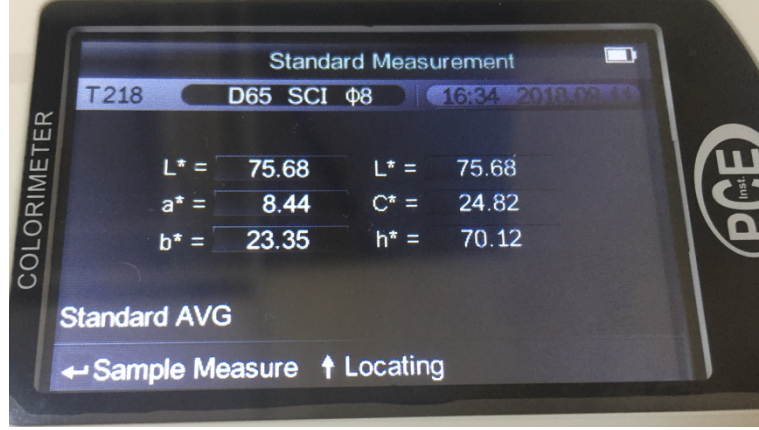
Ölçümü yapılacak disk beyaz zeminde mümkün olduğunca orta bölgeye yerleştirilmiştir. Örneğin hareket etmesini engellemek için spektrofotometrenin ölçüm parçası ile zemin parçası birleştirilirken dikkatli bir şekilde örneğin yeri kontrol edilerek yerleştirilmiş ve ölçüm yapılmadan önce cihazın kamerasıyla lokalizasyonu teyit edilmiştir. Ölçümlerin doğruluğunu artırmak için üç ölçümün ortalaması alınmış ve ortalama değerler kaydedilmiştir.



Şekil 3.17 - Örneklerin lokalizasyonu ve parçaların dikkatlice birleştirilmesi



Şekil 3.18 - Örneklerin lokalizasyonunun cihazın dahili kamerası ile teyiti



Şekil 3.19 - Üç ölçümün ortalaması alınarak elde edilen ortalama ölçüm değeri

İlk renk ölçme işlemi örnekler üzerinde hiçbir işlem yapılmadan önce, ikinci renk ölçme işlemi glaze uygulamasından sonra, üçüncü, dördüncü ve beşinci işlemler tekrar bir yüzey işlemi yapılmadan uygulanan fırınlamaların ardından ve altıncı renk ölçümü de tekrar uygulanan glaze işlemini takiben yapılmıştır. Toplam altı siklus halinde; her bir siklusta 30 ölçüm olmak üzere toplam 180 ölçüm gerçekleştirilmiş ve her birinde L*, a* ve b* değerleri kaydedilmiştir. Bütün ölçümler üretici firma verilerine uygun olarak gerçekleştirilmiştir.

3.5. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmadaki sonuçlar IBM SPSS V21.0 (IBM Statistics, IBM, New York, US) programı kullanılarak elde edilmiştir. Çalışmada tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma değerleri ile açıklanmıştır. Kategorik değişkenler arasındaki ilişkinin incelenmesi amacıyla Ki-Kare testi uygulanmıştır.

Uygulanacak olan testin parametrik olup olmadığını saptayabilmek amacıyla (verilerin normal dağılıma uygunluğunun incelenmesi) Kolmogrov - Smirnov normallik testi, varyansların homojenliğinin incelenmesi amacıyla Levene testi uygulanmıştır. Bu iki varsayımı da sağlayan değişkenler için parametrik test, herhangi birini sağlamayanlar için ise parametrik olmayan test kullanıldı. İki grup arasındaki farklılık incelenirken bağımsız iki örneklem t-testi kullanılmıştır. İki'den fazla grup arasındaki farklılık incelenirken tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılmıştır. Fark bulunan grupların kıyaslanması amacıyla Post-hoc testlerinde Tukey testi uygulanmıştır. Anlamlılık seviyesi için $p=0,05$ olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

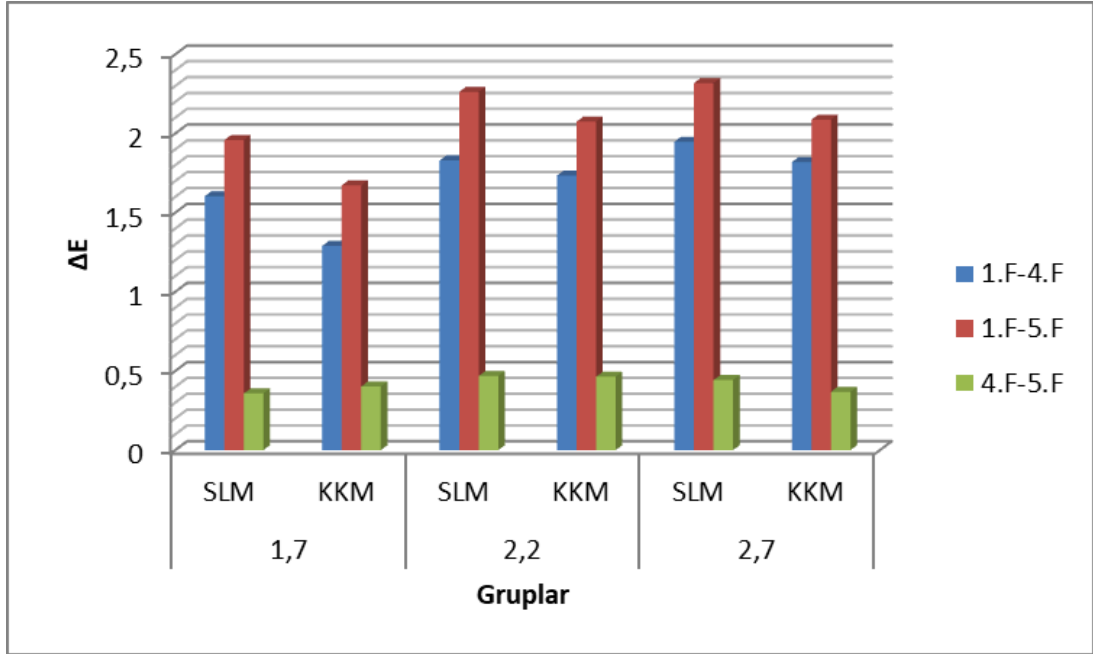
4.1. ΔE değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

Tablo 4.1 - ΔE değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

	n	Min.	Mak.	Ort.	SP
SLM 1,7 mm					
1.F-4.F	10	1,365	1,847	1,603	0,137
1.F-5.F	10	1,592	2,196	1,958	0,210
4.F-5.F	10	0,232	0,445	0,358	0,077
SLM 2,2 mm					
1.F-4.F	10	1,591	2,103	1,829	1,865
1.F-5.F	10	1,985	2,611	2,262	0,206
4.F-5.F	10	0,133	0,880	0,468	0,244
SLM 2,7 mm					
1.F-4.F	10	1,754	2,454	1,947	0,201
1.F-5.F	10	2,025	2,887	2,318	0,227
4.F-5.F	10	0,249	0,787	0,442	0,151
KKM 1,7 mm					
1.F-4.F	10	1,156	1,556	1,289	0,118
1.F-5.F	10	1,290	2,069	1,672	0,208
4.F-5.F	10	0,140	0,527	0,402	0,131
KKM 2,2 mm					
1.F-4.F	10	1,213	2,060	1,734	0,227
1.F-5.F	10	1,915	2,266	2,074	0,103
4.F-5.F	10	0,164	1,716	0,463	0,451
KKM 2,7 mm					
1.F-4.F	10	1,312	2,166	1,819	0,281
1.F-5.F	10	1,472	3,034	2,087	0,433
4.F-5.F	10	0,127	1,130	0,368	0,286

n : Örneklerin Sayısı; Min : Ölçülmüş en küçük değer; Mak: Ölçülmüş en büyük değer; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; SLM 1,7 mm : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş 1 mm altyapı, 0,7 mm porselen kalınlığına sahip grup; SLM 2,2 mm : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş 1 mm altyapı, 1,2 mm porselen kalınlığına sahip grup; SLM 2,7 mm : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş 1 mm altyapı, 1,7 mm porselen kalınlığına sahip grup; KKM 1,7 mm : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm altyapı, 0,7 mm porselen kalınlığına sahip grup; KKM 2,2 mm : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm altyapı, 1,2 mm porselen kalınlığına sahip grup; KKM 2,7 mm : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm altyapı, 1,7 mm porselen kalınlığına sahip grup; 1.F-4.F: 1. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri ile 4. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri arasındaki fark; 1.F-5.F: 1. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri ile 5. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri arasındaki fark; 4.F-5.F: 4. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri ile 5. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri arasındaki fark

Her bir kalınlık ve materyal için ΔE değerlerine ilişkin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1’de verilmiştir. Hem SLM materyali hem de KKM materyali dikkate alındığında tüm kalınlık değerleri için 4.F-5.F en küçük ΔE değerine sahip grup olarak tespit edilmiştir. İkinci sırayı 1.F-4.F alırken en yüksek renk değişimine sahip grup 1.F-5.F olarak tespit edilmiştir.



Şekil 4.1 - Her bir kalınlık ve materyal için ortalama ΔE değeri

Tablo 4.2 - Renk değişim değerlerinin sınıflandırılma frekansları (O'Brien, 2008)

Renk Farkı (ΔE)	Klinik Uyumu
0 – 0.5	Kusursuz
0.5 – 1	Mükemmel
-1 – 2	İyi
2 – 3.5	Kabul edilebilir
> 3.5	Uyumsuz

Hesaplanan renk değişimi değerleri Tablo 4.2’de verilen yöntem baz alınarak sınıflandırılmış olup bunlara ilişkin frekans değerleri Tablo 4.3’te verilmiştir.

4.1.1. ΔE değerlerine ilişkin frekanslar

Tablo 4.3 - ΔE değerlerine ilişkin frekanslar

	Kusursuz	Mükemmel	İyi	Kabul Edilebilir	Uyumsuz
SLM 1,7 mm					
1.F-4.F	0(%0)	0(%0)	10(%100)	0(%0)	0(%0)
1.F-5.F	0(%0)	0(%0)	5(%50)	5(%50)	0(%0)
4.F-5.F	10(%100)	0(%0)	0(%0)	0(%0)	0(%0)
SLM 2,2 mm					
1.F-4.F	0(%0)	0(%0)	8(%80)	2(%20)	0(%0)
1.F-5.F	0(%0)	0(%0)	1(%10)	9(%90)	0(%0)
4.F-5.F	6(%60)	4(%40)	0(%0)	0(%0)	0(%0)
SLM 2,7 mm					
1.F-4.F	0(%0)	0(%0)	9(%90)	1(%10)	0(%0)
1.F-5.F	0(%0)	0(%0)	0(%0)	10(%100)	0(%0)
4.F-5.F	8(%80)	2(%20)	0(%0)	0(%0)	0(%0)
KKM 1,7 mm					
1.F-4.F	0(%0)	0(%0)	10(%100)	0(%0)	0(%0)
1.F-5.F	0(%0)	0(%0)	9(%90)	1(%10)	0(%0)
4.F-5.F	8(%80)	2(%20)	0(%0)	0(%0)	0(%0)
KKM 2,2 mm					
1.F-4.F	0(%0)	0(%0)	9(%90)	1(%10)	0(%0)
1.F-5.F	0(%0)	0(%0)	3(%30)	7(%70)	0(%0)
4.F-5.F	9(%90)	0(%0)	1(%10)	0(%0)	0(%0)
KKM 2,7 mm					
1.F-4.F	0(%0)	0(%0)	8(%80)	2(%20)	0(%0)
1.F-5.F	0(%0)	0(%0)	4(%40)	6(%60)	0(%0)
4.F-5.F	9(%90)	0(%0)	1(%10)	0(%0)	0(%0)

SLM 1,7 mm : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş 1 mm altyapı, 0,7 mm porselen kalınlığına sahip grup;
 SLM 2,2 mm : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş 1 mm altyapı, 1,2 mm porselen kalınlığına sahip grup;
 SLM 2,7 mm : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş 1 mm altyapı, 1,7 mm porselen kalınlığına sahip grup;
 KKM 1,7 mm : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm altyapı, 0,7 mm porselen kalınlığına sahip grup;
 KKM 2,2 mm : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm altyapı, 1,2 mm porselen kalınlığına sahip grup;
 KKM 2,7 mm : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş 1 mm altyapı, 1,7 mm porselen kalınlığına sahip grup;
 1.F-4.F: 1. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri ile 4. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri arasındaki fark;
 1.F-5.F: 1. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri ile 5. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri arasındaki fark;
 4.F-5.F: 4. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri ile 5. Fırınlama sonucu elde edilmiş renk değerleri arasındaki fark

Her bir kalınlık ve materyal için ΔE değerlerine ilişkin sınıflandırma Tablo 4.3'te gösterildiği şekilde elde edilmiştir.

Tablo 4.4 - Materyal ile $\Delta E(1-4)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E1-4$		İyi	Kabul edilebilir
Materyal	SLM	n	27
		%	90,0%
	KKM	n	27
		%	90,0%

SLM : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş grup; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş grup; $\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

1.F-4.F grubu için klinik uyumu ile kullanılan materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir (Ki-kare=0,000, $p>0,05$). Her iki materyal grubu içinde iyi skoru, kabul edilebilir skorundan daha fazladır.

Tablo 4.5 - Materyal ile $\Delta E(1-5)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E1-5$		İyi	Kabul edilebilir
Materyal	SLM	n	6
		%	20,0%
	KKM	n	16
		%	53,3%

SLM : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş grup; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş grup; $\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

1.F-5.F grubu için klinik uyumu ile kullanılan materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Ki-kare=7,177, $p<0,05$). Her iki materyal grubu içinde kabul edilebilir skoru, iyi skorundan daha fazladır.

Tablo 4.6 - Materyal ile $\Delta E(4-5)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E4-5$		Kusursuz	Mükemmel	İyi
Materyal	SLM	n	24	6
		%	80,0%	20,0%
	KKM	n	26	2
		%	86,7%	6,7%

SLM : Seçici lazer ergitme ile üretilmiş grup; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş grup; $\Delta E(4-5)$: 4. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

4.F-5.F grubu için klinik uyumu ile kullanılan materyal arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir (Ki-kare=4,080, $p>0,05$). Her iki materyal grubu içinde kusursuz skoru, mükemmel ve iyi skorundan daha fazladır.

Tablo 4.7 - SLM materyali için kalınlık ile $\Delta E(1-4)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E1-4$			İyi	Kabul edilebilir
Kalınlık	1,7 mm	n	10	0
		%	100,0%	0,0%
	2,2 mm	n	8	2
		%	80,0%	20,0%
	2,7 mm	n	9	1
		%	90,0%	10,0%

$\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

SLM için 1.F-4.F grubun klinik uyumu ile kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir (Ki-kare=2,222, $p>0,05$). Her bir kalınlık için iyi skoru, kabul edilebilir skorundan daha fazladır.

Tablo 4.8 - SLM materyali için kalınlık ile $\Delta E(1-5)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E1-5$			İyi	Kabul edilebilir
Kalınlık	1,7 mm	n	5	5
		%	50,0%	50,0%
	2,2 mm	n	1	9
		%	10,0%	90,0%
	2,7 mm	n	0	10
		%	0,0%	100,0%

$\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

SLM için 1.F-5.F grubun klinik uyumu ile kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Ki-kare=8,750, $p<0,05$). 1,7 mm kalınlık haricindeki diğer kalınlıklarda kabul edilebilir skoru, iyi skorundan daha fazladır.

Tablo 4.9 - SLM materyali için kalınlık ile $\Delta E(4-5)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E4-5$			Kusursuz	Mükemmel
Kalınlık	1,7 mm	n	10	0
		%	100,0%	0,0%
	2,2 mm	n	6	4
		%	60,0%	40,0%
	2,7 mm	n	8	2
		%	80,0%	20,0%

$\Delta E(4-5)$: 4. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

SLM için 4.F-5.F grubun klinik uyumu ile kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir (Ki-kare=5,000 $p>0,05$). Her bir kalınlık grubu için kusursuz skoru, mükemmel skorundan daha fazladır.

Tablo 4.10 - KKM materyali için kalınlık ile $\Delta E(1-4)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E1-4$		İyi	Kabul edilebilir
Kalınlık	1,7 mm	n	10
		%	100,0%
	2,2 mm	n	9
		%	90,0%
	2,7 mm	n	8
		%	80,0%
			2
			20,0%

$\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

KKM için 1.F-4.F grubunun klinik uyumu ile kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir (Ki-kare=2,222, $p>0,05$). Her bir kalınlık için iyi skoru, kabul edilebilir skorundan daha fazladır.

Tablo 4.11 - KKM materyali için kalınlık ile $\Delta E(1-5)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E1-5$		İyi	Kabul edilebilir
Kalınlık	1,7 mm	n	9
		%	90,0%
	2,2 mm	n	3
		%	30,0%
	2,7 mm	n	4
		%	40,0%
			1
			10,0%

$\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

KKM için 1.F-5.F grubun klinik uyumu ile kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Ki-kare=8,304, $p<0,05$). 1,7 mm kalınlık haricindeki diğer kalınlıklarda kabul edilebilir skoru, iyi skorundan daha fazladır.

Tablo 4.12 - KKM materyali için kalınlık ile $\Delta E(4-5)$ grubunun ilişkisi

$\Delta E4-5$		Kusursuz	Mükemmel	İyi
Kalınlık	1,7 mm	n	8	2
		%	80,0%	20,0%
	2,2 mm	n	9	0
		%	90,0%	0,0%
	2,7 mm	n	9	0
		%	90,0%	0,0%
				1
				10,0%

$\Delta E(4-5)$: 4. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; n : örneklerin sayısı

KKM için 4.F-5.F grubun klinik uyumu ile kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki tespit edilememiştir (Ki-kare=5,077 $p>0,05$). Her bir kalınlık grubu için kusursuz skoru, mükemmel ve iyi skorundan daha fazladır.

4.1.2. ΔE değerlerinin kalınlıklara göre kıyaslanması

Tablo 4.13 - SLM için kalınlıklara göre ΔE değerleri ortalamalarının kıyaslanması

		n	Ort.	SP	p
$\Delta E(1-4)$	1,7 mm	10	1,630	0,137	0,002*
	2,2 mm	10	1,829	0,185	
	2,7 mm	10	1,947	0,201	
$\Delta E(1-5)$	1,7 mm	10	1,958	0,210	0,002*
	2,2 mm	10	2,262	0,206	
	2,7 mm	10	2,318	0,227	
$\Delta E(4-5)$	1,7 mm	10	0,358	0,077	0,344
	2,2 mm	10	0,468	0,244	
	2,7 mm	10	0,442	0,151	

$p = 0,05$; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; $\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(4-5)$: 4. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi

Tablo 4.14 - SLM materyali için Tukey testi sonuçları

Değişken	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark (I-J)	p
$\Delta E(1-4)$	1,7 mm	2,2 mm	-0,199	0,046*
		2,7 mm	-0,317	0,001*
	2,2 mm	1,7 mm	0,199	0,046*
		2,7 mm	-0,117	0,314
	2,7 mm	1,7 mm	0,317	0,001*
		2,2 mm	0,117	0,314
$\Delta E(1-5)$	1,7 mm	2,2 mm	-0,303	0,011*
		2,7 mm	-0,360	0,002*
	2,2 mm	1,7 mm	0,303	0,011*
		2,7 mm	-0,056	0,830
	2,7 mm	1,7 mm	0,360	0,002*
		2,2 mm	0,056	0,830

$p = 0,05$; * : anlamlı sonuç; $\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi

SLM materyali için kalınlıklara göre ΔE değişimini tespit etmek amacıyla tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmış ve $\Delta E(1-4)$ ile $\Delta E(1-5)$ için kalınlıklara göre değişim değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak fark olduğu ($p < 0,05$), $\Delta E(4-5)$ için fark olmadığı tespit edilmiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.13).

Farklılıkların hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Tukey testi uygulanmış olup $\Delta E(1-4)$ ve $\Delta E(1-5)$ için sadece 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır (Tablo 4.14).

Tablo 4.15 - KKM için kalınlıklara göre ΔE değerleri ortalamalarının kıyaslanması

		n	Ort.	SP	p
$\Delta E(1-4)$	1,7 mm	10	1,289	0,118	0,000*
	2,2 mm	10	1,734	0,227	
	2,7 mm	10	1,819	0,281	
$\Delta E(1-5)$	1,7 mm	10	1,672	0,208	0,004*
	2,2 mm	10	2,074	0,103	
	2,7 mm	10	2,087	0,433	
$\Delta E(4-5)$	1,7 mm	10	0,402	0,131	0,799
	2,2 mm	10	0,463	0,451	
	2,7 mm	10	0,368	0,286	

$p = 0,05$; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; $\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(4-5)$: 4. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi

Tablo 4.16 - KKM materyali için Tukey testi sonuçları

Değişken	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark (I-J)	p
$\Delta E(1-4)$	1,7 mm	2,2 mm	-0,444	0,000*
		2,7 mm	-0,529	0,000*
	2,2 mm	1,7 mm	0,444	0,000*
		2,7 mm	-0,085	0,666
	2,7 mm	1,7 mm	0,529	0,000*
		2,2 mm	0,085	0,666
$\Delta E(1-5)$	1,7 mm	2,2 mm	-0,402	0,010*
		2,7 mm	-0,415	0,008*
	2,2 mm	1,7 mm	0,402	0,010*
		2,7 mm	-0,012	0,995
	2,7 mm	1,7 mm	0,415	0,008*
		2,2 mm	0,012	0,995

$p = 0,05$; * : anlamlı sonuç; $\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi

SLM materyali için kalınlıklara göre ΔE değişimini tespit etmek amacıyla tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmış ve $\Delta E(1-4)$ ile $\Delta E(1-5)$ için kalınlıklara göre değişim değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak fark olduğu ($p < 0,05$), $\Delta E(4-5)$ için fark olmadığı tespit edilmiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.15).

Farklılıkların hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Tukey testi uygulanmış olup $\Delta E(1-4)$ ve $\Delta E(1-5)$ için sadece 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır (Tablo 4.16).

Tablo 4.17 - 1,7 mm kalınlık için materyallere göre ΔE ortalamalarının kıyaslanması

	Materyal	n	Ort.	SP	p
$\Delta E(1-4)$	SLM	10	1,630	0,137	0,000*
	KKM	10	1,289	0,118	
$\Delta E(1-5)$	SLM	10	1,958	0,210	0,007*
	KKM	10	1,672	0,208	
$\Delta E(4-5)$	SLM	10	0,358	0,077	0,377
	KKM	10	0,402	0,131	

$p = 0,05$; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; $\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(4-5)$: 4. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal

Tablo 4.18 - 2,2 mm kalınlık için materyallere göre ΔE ortalamalarının kıyaslanması

	Materyal	n	Ort.	SP	p
$\Delta E(1-4)$	SLM	10	1,829	0,185	0,318
	KKM	10	1,734	0,227	
$\Delta E(1-5)$	SLM	10	2,262	0,206	0,023*
	KKM	10	2,074	0,103	
$\Delta E(4-5)$	SLM	10	0,468	0,244	0,974
	KKM	10	0,463	0,451	

$p = 0,05$; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; $\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(4-5)$: 4. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal

Tablo 4.19 - 2,7 mm kalınlık için materyallere göre ΔE ortalamalarının kıyaslanması

	Materyal	n	Ort.	SP	p
$\Delta E(1-4)$	SLM	10	1,947	0,201	0,258
	KKM	10	1,819	0,281	
$\Delta E(1-5)$	SLM	10	2,318	0,227	0,152
	KKM	10	2,087	0,433	
$\Delta E(4-5)$	SLM	10	0,442	0,151	0,485
	KKM	10	0,368	0,286	

$p = 0,05$; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; $\Delta E(1-4)$: 1. ve 4. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(1-5)$: 1. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; $\Delta E(4-5)$: 4. ve 5. Fırınlama sonrasında ölçülmüş renk değerlerinin değişimi; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal

Kalınlıklara göre $\Delta E(1-4)$, $\Delta E(1-5)$ ve $\Delta E(4-5)$ değişim değerinin materyallere göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla bağımsız iki örneklem t testi uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda;

1,7 mm kalınlığı için $\Delta E(1-4)$ ve $\Delta E(1-5)$ değişim değerlerinin materyale göre değiştii ($p < 0,05$) ve SLM için değişim değerinin daha yüksek olduğu, $\Delta E(4-5)$ değişim değerinin materyale göre değişmediği ($p > 0,05$) tespit edilmiştir (Tablo 4.17).

2,2 mm kalınlığı için $\Delta E(1-5)$ değişim değerlerinin materyale göre değiştii ($p < 0,05$) ve SLM için değişim değerinin daha yüksek olduğu, $\Delta E(1-4)$ ve $\Delta E(4-5)$ değişim değerinin materyale göre değişmediği ($p > 0,05$) tespit edilmiştir (Tablo 4.18).

2,7 mm kalınlığı için $\Delta E(1-4)$, $\Delta E(1-5)$ ve $\Delta E(4-5)$ değişim değerinin materyale göre değişmediği ($p > 0,05$) tespit edilmiştir (Tablo 4.19).

4.2. L, a ve b değerlerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler

4.2.1. L, a ve b değerlerine ilişkin istatistikler

Tablo 4.20 - SLM materyali için kalınlıklara göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması

		n	Ort.	SP	p
L ¹	1,7 mm	10	73,475	0,589	0,026*
	2,2 mm	10	74,700	0,686	
	2,7 mm	10	73,870	1,405	
a ¹	1,7 mm	10	8,266	0,360	0,064
	2,2 mm	10	8,182	0,258	
	2,7 mm	10	8,693	0,737	
b ¹	1,7 mm	10	22,239	1,032	0,002*
	2,2 mm	10	22,470	0,458	
	2,7 mm	10	23,932	1,336	
L ⁴	1,7 mm	10	75,056	0,655	0,014*
	2,2 mm	10	76,499	0,779	
	2,7 mm	10	75,795	1,435	
a ⁴	1,7 mm	10	8,098	0,479	0,093
	2,2 mm	10	8,019	0,192	
	2,7 mm	10	8,574	0,880	
b ⁴	1,7 mm	10	22,504	1,085	0,005*
	2,2 mm	10	22,666	0,401	
	2,7 mm	10	23,963	1,278	
L ⁵	1,7 mm	10	75,385	0,640	0,007*
	2,2 mm	10	76,942	0,700	
	2,7 mm	10	76,173	1,447	
a ⁵	1,7 mm	10	8,073	0,465	0,064
	2,2 mm	10	7,972	0,183	
	2,7 mm	10	8,524	0,775	
b ⁵	1,7 mm	10	22,522	1,064	0,006*
	2,2 mm	10	22,586	0,375	
	2,7 mm	10	23,938	1,338	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; L¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki b değeri; L⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki b değeri; L⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki b değeri

Tablo 4.21 - SLM materyali L¹ ve b¹ değişkenleri için Tukey testi sonuçları

	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark(I-J)	p
L ¹	1,7 mm	2,2 mm	-1,225	0,022*
		2,7 mm	-0,395	0,636
	2,2 mm	1,7 mm	1,225	0,022*
		2,7 mm	0,830	0,152
	2,7 mm	1,7 mm	0,395	0,636
		2,2 mm	-0,830	0,152
b ¹	1,7 mm	2,2 mm	-0,231	0,866
		2,7 mm	-1,693	0,002*
	2,2 mm	1,7 mm	0,231	0,866
		2,7 mm	-1,462	0,009*
	2,7 mm	1,7 mm	1,693	0,002*
		2,2 mm	1,462	0,009*

p = 0,05; * : anlamlı sonuç; L¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki L değeri; b¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki b değeri

Tablo 4.22 - SLM materyali L⁴ ve b⁴ değişkenleri için Tukey testi sonuçları

	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark(I-J)	p
L ⁴	1,7 mm	2,2 mm	-1,443	0,010*
		2,7 mm	-0,739	0,252
	2,2 mm	1,7 mm	1,443	0,010*
		2,7 mm	0,704	0,285
	2,7 mm	1,7 mm	0,739	0,252
		2,2 mm	-0,704	0,285
b ⁴	1,7 mm	2,2 mm	-0,162	0,930
		2,7 mm	-1,459	0,008*
	2,2 mm	1,7 mm	0,162	0,930
		2,7 mm	-1,297	0,019*
	2,7 mm	1,7 mm	1,459	0,008*
		2,2 mm	1,297	0,019*

p = 0,05; * : anlamlı sonuç; L⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki L değeri; b⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki b değeri

Tablo 4.23 - SLM materyali L^5 ve b^5 değişkenleri için Tukey testi sonuçları

	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark(I-J)	p
L^5	1,7 mm	2,2 mm	-1,557	0,005*
		2,7 mm	-0,788	0,201
	2,2 mm	1,7 mm	1,557	0,005*
		2,7 mm	0,769	0,216
	2,7 mm	1,7 mm	0,788	0,201
		2,2 mm	-0,769	0,216
b^5	1,7 mm	2,2 mm	-0,064	0,989
		2,7 mm	-1,416	0,011*
	2,2 mm	1,7 mm	0,064	0,989
		2,7 mm	-1,352	0,016*
	2,7 mm	1,7 mm	1,416	0,011*
		2,2 mm	1,352	0,016*

$p = 0,05$; * : anlamlı sonuç; L^5 : 5. Fırınlama sonrasındaki L değeri; b^5 : 5. Fırınlama sonrasındaki b değeri

SLM materyali için L^1 , a^1 , b^1 , L^4 , a^4 , b^4 , L^5 , a^5 ve b^5 değerinin kalınlıklara göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır.

Yapılan test sonucunda L^1 , b^1 , L^4 , b^4 , L^5 ve b^5 değerlerinin kalınlıklara göre değiştiiği tespit edilmiş ($p < 0,05$) (Tablo 4.20) ve bu farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Tukey testi uygulanmış olup sonuçta L^1 , L^4 ve L^5 için 1,7 mm ve 2,2 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamış (Tablo 4.21, 4.22, 4.23), b^1 , b^4 ve b^5 için 1,7 mm ve 2,2 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (Tablo 4.21, 4.22, 4.23).

Yapılan test sonucunda a^1 , a^4 ve a^5 değerinin kalınlıklara göre değişmediği tespit edilmiştir ($p > 0,05$) (Tablo 4.20).

Tablo 4.24 - KKM materyali için kalınlıklara göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması

		n	Ort.	SP	p
L ¹	1,7 mm	10	74,663	0,587	0,030*
	2,2 mm	10	75,024	0,133	
	2,7 mm	10	75,302	0,634	
a ¹	1,7 mm	10	8,243	0,416	0,031*
	2,2 mm	10	7,989	0,147	
	2,7 mm	10	8,414	0,390	
b ¹	1,7 mm	10	22,379	0,975	0,000*
	2,2 mm	10	22,219	0,481	
	2,7 mm	10	23,671	0,710	
L ⁴	1,7 mm	10	75,928	0,559	0,001*
	2,2 mm	10	76,653	0,398	
	2,7 mm	10	77,091	0,745	
a ⁴	1,7 mm	10	8,080	0,423	0,023*
	2,2 mm	10	7,859	0,139	
	2,7 mm	10	8,265	0,289	
b ⁴	1,7 mm	10	22,531	0,997	0,001*
	2,2 mm	10	22,595	0,364	
	2,7 mm	10	23,812	0,714	
L ⁵	1,7 mm	10	76,314	0,544	0,001*
	2,2 mm	10	77,075	0,181	
	2,7 mm	10	77,368	0,777	
a ⁵	1,7 mm	10	8,053	0,387	0,027*
	2,2 mm	10	7,835	0,147	
	2,7 mm	10	8,218	0,310	
b ⁵	1,7 mm	10	22,456	0,976	0,001*
	2,2 mm	10	22,468	0,466	
	2,7 mm	10	23,742	0,769	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; L¹ : 1. Fırlama sonrasındaki L değeri; a¹ : 1. Fırlama sonrasındaki a değeri; b¹ : 1. Fırlama sonrasındaki b değeri; L⁴ : 4. Fırlama sonrasındaki L değeri; a⁴ : 4. Fırlama sonrasındaki a değeri; b⁴ : 4. Fırlama sonrasındaki b değeri; L⁵ : 5. Fırlama sonrasındaki L değeri; a⁵ : 5. Fırlama sonrasındaki a değeri; b⁵ : 5. Fırlama sonrasındaki b değeri

Tablo 4.25 - KKM materyali L¹, a¹ ve b¹ değişkenleri için Tukey testi sonuçları

	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark(I-J)	p
L ¹	1,7 mm	2,2 mm	-0,361	0,264
		2,7 mm	-0,639	0,023*
	2,2 mm	1,7 mm	0,361	0,264
		2,7 mm	-0,278	0,446
	2,7 mm	1,7 mm	0,639	0,023*
		2,2 mm	0,278	0,446
a ¹	1,7 mm	2,2 mm	0,254	0,236
		2,7 mm	-0,171	0,509
	2,2 mm	1,7 mm	-0,254	0,236
		2,7 mm	-0,425	0,025*
	2,7 mm	1,7 mm	0,171	0,509
		2,2 mm	0,425	0,025*
b ¹	1,7 mm	2,2 mm	0,160	0,883
		2,7 mm	-1,292	0,002*
	2,2 mm	1,7 mm	-0,160	0,883
		2,7 mm	-1,452	0,001*
	2,7 mm	1,7 mm	1,292	0,002*
		2,2 mm	1,452	0,001*

p = 0,05; * : anlamlı sonuç; L¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki b değeri.

KKM materyali için L¹, a¹, b¹, L⁴, a⁴, b⁴, L⁵, a⁵ ve b⁵ değerinin kalınlıklara göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır.

Yapılan test sonucunda bütün değerlerinin kalınlıklara göre değiştiği tespit edilmiş (p<0,05) (Tablo 4.24) ve bu farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Tukey testi uygulanmış olup sonuçta L¹ için 1,7 mm ve 2,7 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamış (Tablo 4.25), a¹ için 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamış (Tablo 4.25), b¹ için 1,7 mm ve 2,2 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (Tablo 4.25).

Tablo 4.26 - KKM materyali L⁴, a⁴ ve b⁴ değişkenleri için Tukey testi sonuçları

	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark(I-J)	p
L ⁴	1,7 mm	2,2 mm	-0,725	0,026*
		2,7 mm	-1,163	0,000*
	2,2 mm	1,7 mm	0,725	0,026*
		2,7 mm	-0,438	0,234
	2,7 mm	1,7 mm	1,163	0,000*
		2,2 mm	0,438	0,234
a ⁴	1,7 mm	2,2 mm	0,221	0,259
		2,7 mm	-0,185	0,382
	2,2 mm	1,7 mm	-0,221	0,259
		2,7 mm	-0,406	0,017*
	2,7 mm	1,7 mm	0,185	0,382
		2,2 mm	0,406	0,017*
b ⁴	1,7 mm	2,2 mm	-0,064	0,980
		2,7 mm	-1,281	0,002*
	2,2 mm	1,7 mm	0,064	0,980
		2,7 mm	-1,217	0,003*
	2,7 mm	1,7 mm	1,281	0,002*
		2,2 mm	1,217	0,003*

p = 0,05; * : anlamlı sonuç; L⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki b değeri.

L⁴ için 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuş (Tablo 4.26), a⁴ için 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamış (Tablo 4.26), b⁴ için 1,7 mm ve 2,2 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (Tablo 4.26).

Tablo 4.27 - KKM materyali L⁵, a⁵ ve b⁵ değişkenleri için Tukey testi sonuçları

	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark(I-J)	p
L ⁵	1,7 mm	2,2 mm	-0,761	0,014*
		2,7 mm	-1,054	0,001*
	2,2 mm	1,7 mm	0,761	0,014*
		2,7 mm	-0,293	0,478
	2,7 mm	1,7 mm	1,054	0,001*
		2,2 mm	0,293	0,478
a ⁵	1,7 mm	2,2 mm	0,218	0,251
		2,7 mm	-0,165	0,444
	2,2 mm	1,7 mm	-0,218	0,251
		2,7 mm	-0,383	0,021*
	2,7 mm	1,7 mm	0,165	0,444
		2,2 mm	0,383	0,021*
b ⁵	1,7 mm	2,2 mm	-0,012	0,999
		2,7 mm	-1,286	0,002*
	2,2 mm	1,7 mm	0,012	0,999
		2,7 mm	-1,274	0,003*
	2,7 mm	1,7 mm	1,286	0,002*
		2,2 mm	1,274	0,003*

p = 0,05; *: anlamlı sonuç; L⁵: 5. Fırlama sonrasındaki L değeri; a⁵: 5. Fırlama sonrasındaki a değeri; b⁵: 5. Fırlama sonrasındaki b değeri.

L⁵ için 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuş (Tablo 4.27), a⁵ için 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamış (Tablo 4.27), b⁵ için 1,7 mm ve 2,2 mm kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamışken diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (Tablo 4.27).

Tablo 4.28 - 1,7 mm kalınlığı için materyallere göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması

	Materyal	n	Ort.	SP	p
L ¹	SLM	10	73,475	0,589	0,000*
	KKM	10	74,663	0,587	
a ¹	SLM	10	8,266	0,360	0,896
	KKM	10	8,243	0,416	
b ¹	SLM	10	22,239	1,032	0,759
	KKM	10	22,379	0,975	
L ⁴	SLM	10	75,056	0,655	0,005*
	KKM	10	75,928	0,559	
a ⁴	SLM	10	8,098	0,479	0,930
	KKM	10	8,080	0,423	
b ⁴	SLM	10	22,504	1,085	0,954
	KKM	10	22,531	0,997	
L ⁵	SLM	10	75,385	0,640	0,003*
	KKM	10	76,314	0,544	
a ⁵	SLM	10	8,073	0,465	0,918
	KKM	10	8,053	0,387	
b ⁵	SLM	10	22,522	1,064	0,887
	KKM	10	22,456	0,976	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; L¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki b değeri; L⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki b değeri; L⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki b değeri; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal

1,7 mm kalınlığı için L¹, a¹, b¹, L⁴, a⁴, b⁴, L⁵, a⁵ ve b⁵ değerinin materyallere göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla bağımsız iki örneklem t testi uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda;

L¹, L⁴ ve L⁵ değerlerinin materyale göre değiştiği tespit edilmiş (p<0,05) ve değişim değeri KKM için daha yüksek bulunmuştur.

a¹, b¹, a⁴, b⁴, a⁵ ve b⁵ değerlerinin materyale göre değişmediği tespit edilmiştir (p>0,05).

Tablo 4.29 - 2,2 mm kalınlığı için materyallere göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması

	Materyal	n	Ort.	SP	p
L ¹	SLM	10	74,700	0,686	0,174
	KKM	10	75,024	0,133	
a ¹	SLM	10	8,182	0,258	0,055
	KKM	10	7,989	0,147	
b ¹	SLM	10	22,470	0,458	0,248
	KKM	10	22,219	0,481	
L ⁴	SLM	10	76,499	0,779	0,585
	KKM	10	76,653	0,398	
a ⁴	SLM	10	8,019	0,192	0,048*
	KKM	10	7,859	0,139	
b ⁴	SLM	10	22,666	0,401	0,684
	KKM	10	22,595	0,364	
L ⁵	SLM	10	76,942	0,700	0,574
	KKM	10	77,075	0,181	
a ⁵	SLM	10	7,972	0,183	0,082
	KKM	10	7,835	0,147	
b ⁵	SLM	10	22,586	0,375	0,541
	KKM	10	22,468	0,466	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; L¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki b değeri; L⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki b değeri; L⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki b değeri; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal

2,2 mm kalınlığı için L¹, a¹, b¹, L⁴, a⁴, b⁴, L⁵, a⁵ ve b⁵ değerinin materyallere göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla bağımsız iki örneklem t testi uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda;

a⁴ değerinin materyale göre değiştiği tespit edilmiş (p<0,05) ve değişim değeri KKM için daha yüksek bulunmuştur.

L¹, a¹, b¹, L⁴, b⁴, L⁵, a⁵ ve b⁵ değerlerinin materyale göre değişmediği tespit edilmiştir (p>0,05).

Tablo 4.30 - 2,7 mm kalınlığı için materyallere göre L, a ve b değerleri ortalamalarının kıyaslanması

	Materyal	n	Ort.	SP	p
L ¹	SLM	10	73,870	1,405	0,012*
	KKM	10	75,302	0,634	
a ¹	SLM	10	8,693	0,737	0,309
	KKM	10	8,414	0,390	
b ¹	SLM	10	23,932	1,336	0,594
	KKM	10	23,671	0,710	
L ⁴	SLM	10	75,795	1,435	0,024*
	KKM	10	77,091	0,745	
a ⁴	SLM	10	8,574	0,880	0,314
	KKM	10	8,265	0,289	
b ⁴	SLM	10	23,963	1,278	0,749
	KKM	10	23,812	0,714	
L ⁵	SLM	10	76,173	1,447	0,038*
	KKM	10	77,368	0,777	
a ⁵	SLM	10	8,524	0,775	0,269
	KKM	10	8,218	0,310	
b ⁵	SLM	10	23,938	1,338	0,694
	KKM	10	23,742	0,769	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; L¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b¹ : 1. Fırınlama sonrasındaki b değeri; L⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁴ : 4. Fırınlama sonrasındaki b değeri; L⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki L değeri; a⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki a değeri; b⁵ : 5. Fırınlama sonrasındaki b değeri; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal

2,7 mm kalınlığı için L¹, a¹, b¹, L⁴, a⁴, b⁴, L⁵, a⁵ ve b⁵ değerinin materyallere göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla bağımsız iki örneklem t testi uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda;

L¹, L⁴ ve L⁵ değerlerinin materyale göre değiştiği tespit edilmiş (p<0,05) ve değişim değeri KKM için daha yüksek bulunmuştur.

a¹, b¹, a⁴, b⁴, a⁵ ve b⁵ değerlerinin materyale göre değişmediği tespit edilmiştir (p>0,05).

4.2.2. L, a ve b değişim değerlerine ilişkin istatistikler

Tablo 4.31 - SLM örneklerin kalınlıklara göre L, a ve b değerlerinin değişimi

		n	Ort.	SP	p
ΔL^{4-1}	1,7 mm	10	1,581	0,179	0,002*
	2,2 mm	10	1,799	0,202	
	2,7 mm	10	1,925	0,205	
ΔL^{5-4}	1,7 mm	10	0,329	0,124	0,335
	2,2 mm	10	0,443	0,238	
	2,7 mm	10	0,378	0,117	
ΔL^{5-1}	1,7 mm	10	1,910	0,254	0,001*
	2,2 mm	10	2,242	0,209	
	2,7 mm	10	2,303	0,226	
Δa^{4-1}	1,7 mm	10	-0,168	0,132	0,761
	2,2 mm	10	-0,163	0,099	
	2,7 mm	10	-0,119	0,227	
Δa^{5-4}	1,7 mm	10	-0,025	0,038	0,874
	2,2 mm	10	-0,047	0,061	
	2,7 mm	10	-0,050	0,190	
Δa^{5-1}	1,7 mm	10	-0,193	0,124	0,798
	2,2 mm	10	-0,210	0,101	
	2,7 mm	10	-0,169	0,173	
Δb^{4-1}	1,7 mm	10	0,265	0,186	0,022*
	2,2 mm	10	0,196	0,190	
	2,7 mm	10	0,031	0,165	
Δb^{5-4}	1,7 mm	10	0,018	0,104	0,282
	2,2 mm	10	-0,080	0,126	
	2,7 mm	10	-0,025	0,166	
Δb^{5-1}	1,7 mm	10	0,283	0,208	0,006*
	2,2 mm	10	0,116	0,167	
	2,7 mm	10	0,006	0,143	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; ΔL^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; Δa^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δb^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi.

SLM materyali için değişim değerinin kalınlıklara göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda ΔL^{4-1} , ΔL^{5-1} , Δb^{4-1} ve Δb^{5-1} değişim değerinin kalınlıklara göre değiştiği tespit edilmiştir (p<0,05) (Tablo 4.31).

Tablo 4.32 - SLM örneklerin ΔL^{4-1} , ΔL^{5-1} , Δb^{4-1} ve Δb^{5-1} değerleri için Tukey testi sonuçları

	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark (I-J)	p
ΔL^{4-1}	1,7 mm	2,2 mm	-0,218	0,049*
		2,7 mm	-0,344	0,002*
	2,2 mm	1,7 mm	0,218	0,049*
		2,7 mm	-0,126	0,337
	2,7 mm	1,7 mm	0,344	0,002*
		2,2 mm	0,126	0,337
ΔL^{5-1}	1,7 mm	2,2 mm	-0,332	0,009*
		2,7 mm	-0,393	0,002*
	2,2 mm	1,7 mm	0,332	0,009*
		2,7 mm	-0,061	0,826
	2,7 mm	1,7 mm	0,393	0,002*
		2,2 mm	0,061	0,826
Δb^{4-1}	1,7 mm	2,2 mm	0,069	0,675
		2,7 mm	0,234	0,020*
	2,2 mm	1,7 mm	-0,069	0,675
		2,7 mm	0,165	0,123
	2,7 mm	1,7 mm	-0,234	0,020*
		2,2 mm	-0,165	0,123
Δb^{5-1}	1,7 mm	2,2 mm	0,167	0,102
		2,7 mm	0,277	0,004*
	2,2 mm	1,7 mm	-0,167	0,102
		2,7 mm	0,110	0,353
	2,7 mm	1,7 mm	-0,277	0,004*
		2,2 mm	-0,110	0,353

p = 0,05; * : anlamlı sonuç; ΔL^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; Δb^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi.

Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Tukey testi uygulanmış olup sonucunda; ΔL^{4-1} ve ΔL^{5-1} için, 2,2 mm ile 2,7 mm ($p < 0,05$) kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamışken diğer kalınlık grupları arasında anlamlı farklılık bulunmuş, Δb^{4-1} ve Δb^{5-1} için, 1,7 mm ile 2,7 mm ($p < 0,05$) kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmışken diğer kalınlık grupları arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır (Tablo 4.32).

ΔL^{5-4} , Δa^{4-1} , Δa^{5-4} , Δa^{5-1} ve Δb^{5-4} için hiçbir kalınlık grubu arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır (Tablo 4.32).

Tablo 4.33 - KKM örneklerin kalınlıklara göre L, a ve b değerlerinin değişimi

		n	Ort.	SP	p
ΔL^{4-1}	1,7 mm	10	1,265	0,126	0,003*
	2,2 mm	10	1,629	0,421	
	2,7 mm	10	1,789	0,310	
ΔL^{5-4}	1,7 mm	10	0,386	0,130	0,559
	2,2 mm	10	0,422	0,383	
	2,7 mm	10	0,277	0,352	
ΔL^{5-1}	1,7 mm	10	1,651	0,217	0,005*
	2,2 mm	10	2,051	0,110	
	2,7 mm	10	2,066	0,441	
Δa^{4-1}	1,7 mm	10	-0,163	0,024	0,658
	2,2 mm	10	-0,130	0,058	
	2,7 mm	10	-0,149	0,123	
Δa^{5-4}	1,7 mm	10	-0,027	0,044	0,352
	2,2 mm	10	-0,024	0,026	
	2,7 mm	10	-0,047	0,040	
Δa^{5-1}	1,7 mm	10	-0,190	0,051	0,397
	2,2 mm	10	-0,154	0,047	
	2,7 mm	10	-0,196	0,106	
Δb^{4-1}	1,7 mm	10	0,152	0,114	0,040*
	2,2 mm	10	0,376	0,298	
	2,7 mm	10	0,141	0,208	
Δb^{5-4}	1,7 mm	10	-0,075	0,079	0,743
	2,2 mm	10	-0,127	0,280	
	2,7 mm	10	-0,070	0,120	
Δb^{5-1}	1,7 mm	10	0,077	0,158	0,018*
	2,2 mm	10	0,249	0,096	
	2,7 mm	10	0,071	0,175	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; ΔL^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; Δa^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δb^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi.

KKM materyali için değişim değerinin kalınlıklara göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda ΔL^{4-1} , ΔL^{5-1} , Δb^{4-1} ve Δb^{5-1} değişim değerinin kalınlıklara göre değiştiği tespit edilmiştir (p<0,05) (Tablo 4.33).

Tablo 4.34 - KKM örneklerin ΔL^{4-1} , ΔL^{5-1} , Δb^{4-1} ve Δb^{5-1} değerleri için Tukey testi sonuçları

	(I) Kalınlık	(J) Kalınlık	Ortalama Fark (I-J)	p
ΔL^{4-1}	1,7 mm	2,2 mm	-0,364	0,037*
		2,7 mm	-0,524	0,002*
	2,2 mm	1,7 mm	0,364	0,037*
		2,7 mm	-0,160	0,493
	2,7 mm	1,7 mm	0,524	0,002*
		2,2 mm	0,160	0,493
ΔL^{5-1}	1,7 mm	2,2 mm	-0,400	0,013*
		2,7 mm	-0,415	0,010*
	2,2 mm	1,7 mm	0,400	0,013*
		2,7 mm	-0,015	0,993
	2,7 mm	1,7 mm	0,415	0,010*
		2,2 mm	0,015	0,993
Δb^{4-1}	1,7 mm	2,2 mm	-0,224	0,077
		2,7 mm	0,011	0,042*
	2,2 mm	1,7 mm	0,224	0,077
		2,7 mm	0,235	0,061
	2,7 mm	1,7 mm	-0,011	0,042*
		2,2 mm	-0,235	0,061
Δb^{5-1}	1,7 mm	2,2 mm	-0,172	0,038*
		2,7 mm	0,006	0,995
	2,2 mm	1,7 mm	0,172	0,038*
		2,7 mm	0,178	0,031*
	2,7 mm	1,7 mm	-0,006	0,995
		2,2 mm	-0,178	0,031*

p = 0,05; * : anlamlı sonuç; ΔL^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; Δb^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi.

Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek amacıyla Tukey testi uygulanmış olup sonucunda; ΔL^{4-1} ve ΔL^{5-1} için, 2,2 mm ile 2,7 mm ($p < 0,05$) kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamışken diğer kalınlık grupları arasında anlamlı farklılık bulunmuş, Δb^{4-1} ve Δb^{5-1} için, 1,7 mm ile 2,7 mm ($p < 0,05$) kalınlıkları arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmışken diğer kalınlık grupları arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır (Tablo 4.34).

ΔL^{5-4} , Δa^{4-1} , Δa^{5-4} , Δa^{5-1} ve Δb^{5-4} için hiçbir kalınlık grubu arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır (Tablo 4.34).

Tablo 4.35 - 1,7 mm kalınlık için materyallere göre L, a ve b değerlerinin değişimi

	Materyal	n	Ort.	SP	p
ΔL^{4-1}	SLM	10	1,581	0,179	0,000*
	KKM	10	1,265	0,126	
ΔL^{5-4}	SLM	10	0,329	0,124	0,330
	KKM	10	0,386	0,130	
ΔL^{5-1}	SLM	10	1,910	0,254	0,025*
	KKM	10	1,651	0,217	
Δa^{4-1}	SLM	10	-0,168	0,132	0,908
	KKM	10	-0,163	0,024	
Δa^{5-4}	SLM	10	-0,025	0,038	0,915
	KKM	10	-0,027	0,044	
Δa^{5-1}	SLM	10	-0,193	0,124	0,945
	KKM	10	-0,190	0,051	
Δb^{4-1}	SLM	10	0,265	0,186	0,120
	KKM	10	0,152	0,114	
Δb^{5-4}	SLM	10	0,018	0,104	0,037*
	KKM	10	-0,075	0,079	
Δb^{5-1}	SLM	10	0,283	0,208	0,023*
	KKM	10	0,077	0,158	

p = 0,05; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; ΔL^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; Δa^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δb^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal.

1,7 mm kalınlığı için değişim değerinin materyallere göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla bağımsız iki örneklem t testi uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda; ΔL^{4-1} , ΔL^{5-1} , Δb^{5-4} , Δb^{5-1} değişim değerlerinin materyale göre değiştiği tespit edilmiştir (p<0,05).

Tablo 4.36 - 2,2 mm kalınlık için materyallere göre L, a ve b değerlerinin değişimi

	Materyal	n	Ort.	SP	p
ΔL^{4-1}	SLM	10	1,799	0,202	0,266
	KKM	10	1,629	0,421	
ΔL^{5-4}	SLM	10	0,443	0,238	0,885
	KKM	10	0,422	0,383	
ΔL^{5-1}	SLM	10	2,242	0,209	0,020*
	KKM	10	2,051	0,110	
Δa^{4-1}	SLM	10	-0,163	0,099	0,378
	KKM	10	-0,130	0,058	
Δa^{5-4}	SLM	10	-0,047	0,061	0,291
	KKM	10	-0,024	0,026	
Δa^{5-1}	SLM	10	-0,210	0,101	0,132
	KKM	10	-0,154	0,047	
Δb^{4-1}	SLM	10	0,196	0,190	0,125
	KKM	10	0,376	0,298	
Δb^{5-4}	SLM	10	-0,080	0,126	0,635
	KKM	10	-0,127	0,280	
Δb^{5-1}	SLM	10	0,116	0,167	0,043*
	KKM	10	0,249	0,096	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; ΔL^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; Δa^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δb^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal.

2,2 mm kalınlığı için değişim değerinin materyallere göre değişim değişmediğini tespit etmek amacıyla bağımsız iki örneklem t testi uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda; ΔL^{5-1} ve Δb^{5-1} değişim değerlerinin materyale göre değiştiği tespit edilmiştir (p<0,05).

Tablo 4.37 - 2,7 mm kalınlık için materyallere göre L, a ve b değerlerinin değişimi

	Materyal	n	Ort.	SP	p
ΔL^{4-1}	SLM	10	1,925	0,205	0,264
	KKM	10	1,789	0,310	
ΔL^{5-4}	SLM	10	0,378	0,117	0,401
	KKM	10	0,277	0,352	
ΔL^{5-1}	SLM	10	2,303	0,226	0,148
	KKM	10	2,066	0,441	
Δa^{4-1}	SLM	10	-0,119	0,227	0,718
	KKM	10	-0,149	0,123	
Δa^{5-4}	SLM	10	-0,050	0,190	0,962
	KKM	10	-0,047	0,040	
Δa^{5-1}	SLM	10	-0,169	0,173	0,680
	KKM	10	-0,196	0,106	
Δb^{4-1}	SLM	10	0,031	0,165	0,209
	KKM	10	0,141	0,208	
Δb^{5-4}	SLM	10	-0,025	0,166	0,498
	KKM	10	-0,070	0,120	
Δb^{5-1}	SLM	10	0,006	0,143	0,376
	KKM	10	0,071	0,175	

p = 0,05; n : örneklerin sayısı; Ort : Ortalama değer; SP : Standart Sapma; * : anlamlı sonuç; ΔL^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; ΔL^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki L değerinin değişimi; Δa^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δa^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki a değerinin değişimi; Δb^{4-1} : 1. Fırınlama ile 4. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-4} : 4. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; Δb^{5-1} : 1. Fırınlama ile 5. Fırınlama arasındaki b değerinin değişimi; SLM : Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş materyal; KKM : Konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş materyal.

2,7 mm kalınlığı için değişim değerinin materyallere göre değişip değişmediğini tespit etmek amacıyla bağımsız iki örneklem t testi uygulanmıştır. Yapılan test sonucunda; hiçbir değişim değerlerinin materyale göre değişmediği tespit edilmiştir (p>0,05).

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde seramik restorasyonlar fonksiyon, fonasyon ve estetik eksikliklerin iadesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Diş arkının bütünlüğü okluzal ilişkilerin, periodontal sağlığın ya da uygun estetiğin idamesi açısından bir zorunluluk meydana getirmektedir (Zaimoğlu ve Can, 2004). Bu nedenle yeterli fiziksel, mekanik, estetik ve biyouyumlu özelliklere sahip restorasyonlar elde etmek protetik diş tedavisinin asıl amacıdır.

Günümüzde klinik olarak uygulanan restorasyonların çoğunluğunu metal destekli seramik restorasyonlar oluşturmaktadır (Lüthy ve ark., 2005). Metal destekli seramik restorasyonların uygun şekilde hazırlanması sonucunda restorasyon; metal altyapı sayesinde seramik materyalin gerilme ve makaslama kuvvetlerine karşı zayıf olan direncini artırarak yeterli mekanik özellikler, seramik üstyapı sayesinde metal kullanımı sebebiyle azalan estetik görünümünün iadesiyle yeterli estetik özellikler kazanır (Ozcan ve Niedermeier, 2002). Porselenin metal altyapı üzerine uygulanması ve fırınlanması sonucunda elde edilen metal destekli seramik restorasyonlar yüksek mekanik özellikler ve klinik başarı oranı sunmaktadır (Shillingburg ve ark., 2010).

Tam seramik restorasyonlar yüksek maliyetleri ile birlikte çok üyeli diş eksikliklerinde ya da okluzal kuvvetlerin yoğunlaştığı posterior diş eksiklerinde gereken dayanımı gösterememektedir. Tam seramik restorasyonların uygulanacağı durumlarda endikasyon koyarken; interokluzal mesafe, destek dişlerin periodontal durumları ve dişsiz alanın genişliği hassasiyetle incelenmelidir. Tam seramik restorasyonların kullanımı; interokluzal mesafenin kısıtlı olduğu ya da klinik kron boyunun kısa olduğu durumlarda yeterli konnektör kalınlığı sağlanamayacaksa, sınıf 2 divizyon 2 vakalarında, periodontal problemlili destek dişlerin varlığında, kantilever uzatılması gereken durumlarda ve aşırı parafonksiyona sahip brüksizm hastalarında kontrendikedir (Raigrodski ve ark., 2006). Tam seramik restorasyonların bu kısıtlamaları sebebiyle seramiklerin metal bir altyapı ile desteklenmesi bir gereklilik olmaya devam etmektedir (Oyafuso ve ark., 2008).

Konvansiyonel kayıp mum tekniği uzun yıllardır dental restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır. Düşük maliyeti ve dental teknisyenlerin çok uzun süredir uyguladığı ve laboratuvar tecrübelerinin fazla olduğu bir sistem olması sebebiyle hala

sıklıkla metal altyapı üretiminde kullanılmaktadır (O'Brien, 2008). Ancak üretimin yüksek teknik hassasiyet gerektirmesi ve son ürünün eldesini etkileyen pek çok aşama içermesi restorasyonun uzun dönem başarısını engelleyen bir dizi probleme sebep olabilir (Naylor ve Goodacre, 2009).

Konvansiyonel kayıp mum tekniğinin standardizasyonunun zor olması ve başarısının dental teknisyenin yeteneğine fazlaca bağımlı olması yeni sistemlerin arayışına sebep olmuştur. Gelişen bilgisayar teknolojileri diş hekimliği alanına da uyarlanmış ve hem dizayn hem de üretim bilgisayar desteğiyle oluşturulmaya başlanmıştır (van Noort, 2012). CAD/CAM sistemler olarak adlandırılan bu sistemler ile birlikte konvansiyonel döküm yöntemlerinde ortaya çıkan problemlerin büyük bir kısmı ortadan kalkmakta ve yüksek kalitede ürünler kolayca standardize edilerek daha kısa sürede elde edilebilmektedir (Giordano, 2006).

CAD/CAM sistemler eksiltmeli ve eklemeli üretime olanak tanımaktadır. Eksiltmeli üretim için genelde kopya freze sistemi kullanılmakta olup son ürünün eldesinin bir bloktan, cihazın ucuna bağlı frezler yardımıyla aşındırılması esasına göre çalışır. Her ne kadar hızlı üretim sağlayabilse de frezlerin sahip olduğu hacmin çok ince ayrıntıları işlemeye olanak tanımaması ve kesici kenarlarının sürekli aşınması, aşındırılan bloğun kullanılmayan kısımları sebebiyle gereksiz malzeme sarfiyatına sebep olması ile maliyeti artırması ve aşındırılan bloğun üretimi esnasında meydana gelmiş olabilecek hataların son ürünün kalitesini etkilemesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (Sun ve Zhang, 2012; Tinschert ve ark., 2004).

Eklemeli üretim için seçici lazer sinterleme ya da seçici lazer ergitme yöntemleri günümüzde diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmış ve pek çok avantajı beraberinde getiren sistemlerdir. Uygun bir atmosfer içerisinde, uygun bir metal tozunun lazer ışını yardımıyla kısmi ya da tamamen ergitilmesi ile katmanlar halinde birleştirilmesi esasına göre çalışır (Chua ve ark., 2010). Bu sayede çok karmaşık şekillerin dahi yüksek doğruluk ve verimle üretimi sağlanır. Toz partiküllerinin ergitilmesi sonucu elde edildiği için gereksiz malzeme sarfiyatı olmaz ayrıca son ürünün mekanik ve fiziksel özellikleri son derece kuvvetlidir (Murr ve ark., 2012). Döküm esnasında oluşabilecek büzülme bu sistemlerde tamamen ortadan kaldırılmıştır ve bu sayede restorasyonun ebatı önemli olmaksızın her durumda dişlere

pasif uyumu sağlanabilir. Tam çene sabit protezlerinde tek parça olarak hazırlanabildiği bu sistemlerde tek seferde 90 üye olmak üzere günde yaklaşık 450 üye restorasyon üretilebilir (Abduo ve ark., 2014).

Seçici lazer sinterleme ile kısmi olarak ergitilen toz partikülleri birbirlerine sadece kenarlarından tutunur bu sebeple elde edilen son ürünün yoğunluğu kullanılan programa bağlı olarak %45-85 arasında değişir. Seçici lazer ergitme ile toz partikülleri tamamen ergitilerek bir eriyik havuzu oluşturulur ve toz partiküllerin pörözite oluşturmayacak şekilde birleşmesi sağlanarak %99,5 yoğunluğunda son ürünler elde edilir ki elde edilen son ürün çok daha iyi mekanik özellikler sergiler (Wu ve ark., 2014). Bu sebeple çalışmamızda konvansiyonel kayıp mum tekniği ile elde edilmiş altyapılarla karşılaştırılacak altyapıların üretimi için seçici lazer ergitme sistemi kullanılmıştır.

Günümüzde hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla birlikte sabit protetik restorasyonlara üstün mekanik özellikler kazandırmak kadar üstün estetik sağlamak da prostodontistler için bir amaç haline gelmiştir.

Protetik restorasyonlarda estetik; boyut, şekil, yüzey yapısı, renk ve translüsensi gibi kavramlardan etkilenmektedir. Her ne kadar metal destekli restorasyonlarda translüsensi sağlanamadığı için materyalin estetik sonuçları hakkında endişeler olsa da boyut, şekil, yüzey yapısı ve rengi uygun şekilde hazırlanmış restorasyonların da tatmin edici sonuçlar vermesi beklenmektedir. Protezin renginin porselenin kalınlığından ve kristalin yapısından, fırınlama sayısından ve türünden, alt yapının kalınlığından ve renginden etkilendiği önceki çalışmalarda gösterilmiştir (Pires de Souza ve ark., 2009; R D Douglas ve Przybylska, 1999; Shokry ve ark., 2006; Uludag ve ark., 2007). Bu sebepler yüzünden uygun rengi bulmak ve metal altyapının rengini mümkün olduğunca maskeleyebilmek prosthodontist için büyük önem arz etmektedir.

Metal bir altyapı tarafından desteklenen porselen çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli mukavemeti gösterebilir. Metal restorasyon uygulanması için uygun preparasyon miktarı aksiyal yüzler için 1-1,5 mm, okluzal ve insizal yüzler için 1,5-2 mm olarak belirtilmiş ve metal altyapının kalınlığının 0,3 mm olması önerilmiştir (Zaimoğlu ve Can, 2004). Buradan yola çıkarak metal altyapının desteklediği porselen

kalınlığının estetik gereksinimler sebebiyle 0,7 mm'den az, mekanik gereksinimler nedeniyle 1,7 mm'den fazla olmaması gerektiği çıkarılabilir. Ancak nerilen optimum porselen kalınlığı 1,2 - 1,3 mm'dir (Shillingburg ve ark., 2010). Daha önce yapılan çalışmalarda porselen kalınlıkları 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm olarak (Bayindir ve Ozbayram, 2018; Hassija ve ark., 2014) ya da 1 mm, 1,3 mm, 1,6 mm, 2 mm olarak (Corciolani ve ark., 2010) seçilmiş ancak seçilen kalınlıkların nedeninden bahsedilmemiştir. Biz alışmamızda altyapı örneklerin kalınlıklarının standardizasyonunun sağlanması amacıyla metal kalınlığını her örnek için 1 mm. hazırlarken farklı porselen kalınlıkları için bir grupta en dūřuk değer olan 0,7 mm'yi, bir grupta optimum değer olan 1,2 mm'yi ve diğer grupta da en yüksek değer olan 1,7 mm'yi kullandık. Materyalin kristalin yapısının farklılık göstermemesi içinse tüm örnekleri aynı firmanın ürettiği aynı renkte lsit kristali içeren porselen tozu ile kapladık. Ayrıca bu kalınlıklardan 0,7 mm. servikal ldeki, 1,2 mm. orta ldeki ve 1,7 mm. insizal ya da okluzal ldeki porselen kalınlığını simüle edebilir.

Porselenlerin estetik görünümüne etkisi olan bir diğer faktör tekrarlanan fırınlama işlemleridir. Fırınlama esnasında yüksek akıcılığa sahip matriks porselen yüzeyine hareket ederek doğal bir glaze yüzeyi oluşumuna katkıda bulunur. Fırınlama sayısının artması ile birlikte matriksin akışkan yapısı azalır ve doğal yüzeylerin eldesi güçleşir. Bununla birlikte fırınlama sayısı arttıkça porselen yapısındaki gözenekler daralır ve materyal camsı bir yapı kazanır. Ayrıca tekrarlanan fırınlama işlemi materyal içerisinde bulunan renk pigmentlerinin yapısının bozulmasına, devitrifikasyona ve porselen kenarlarının yuvarlanmasına sebep olarak da estetik görünümü bozar (Fairhurst ve ark., 1992). Daha önce yapılan pek çok çalışmada fırınlama sayısının ve türünün porselenin renk stabilitesine etkisi araştırılmıştır (Barghi, 1982; G. Celik ve ark., 2008; Hassija ve ark., 2014). Bizim alışmamızda porselen fırınlamalarına firma verilerine uygun olarak 1. opak fırınlaması, 2. opak fırınlaması, 1. dentin fırınlaması ve 2. dentin fırınlaması uygulanarak başlanmıştır. Bu dört fırınlama işlemini takiben glaze materyali uygulanarak 5. fırınlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada, restorasyonun hekime ilk olarak glaze işlemi uygulanarak iletildiği varsayılmış ve ilk renk ölümü bu aşamada tatbik edilmiştir. Ardından materyal arka arkaya üç kere fırınlanarak 6., 7. ve 8. fırınlama işlemleri uygulanmış, bu fırınlama işlemlerinin de restorasyonun klinik uyumlaması esnasında

gerekebilecek ilave fırınlamalarını simüle etmesi istenmiş ve bu aşamada tekrar renk ölçümü tatbik edilmiştir. 9. fırınlama işlemi materyale tekrar glaze uygulanarak yapılmış, bu aşamanın da restorasyonun son yüzey glazürünü simüle etmesi istenmiş ve son renk ölçme işlemi uygulanmıştır.

Renk ölçme işlemi görsel yöntemlerle ya da bazı cihazların yardımıyla tatbik edilebilir. Görsel renk ölçümü yöntemleri ile; renk skalalarına, ölçüm yapan gözlemciye, ortama ya da doğal diş rengine bağlı olarak net ve standardize sonuçlar elde etmek güçtür. Cihazlar yardımıyla yapılan renk ölçümlerinin görsel yöntemle yapılan renk ölçümlerine üstünlüğü pek çok çalışma da gösterilmiştir (Brewer ve ark., 2004; Okubo ve ark., 1998; Wee ve ark., 2002). Cihazlar yardımıyla yapılan renk ölçümlerinde genelde kolorimetreler ve spektrofotometreler kullanılmaktadır. Spektrofotometreler; üç renk filtresi ve dikey ölçüm geometrisi kullanarak renk değerlerini ölçen kolorimetrelerin aksine çoklu sensörlerinin yardımıyla küresel ölçüm geometrisi kullanarak renk ölçümü yapar ve daha net sonuçlar elde edilmesine olanak tanır. Yapılan çalışmalarda spektrofotometrelerin hem görsel renk ölçümü yöntemlerinden (Browning ve ark., 2009; Fani ve ark., 2007; Da Silva ve ark., 2008) hem de kolorimetrelerden (Dozić ve ark., 2007; Gehrke ve ark., 2009) daha güvenilir sonuçlar verdiği ortaya konmuştur. Bu sebeple çalışmamızda renk ölçümleri spektrofotometre kullanılarak yapılmıştır.

Renk değişiminin (ΔE) klinik olarak fark edilebilme dereceleri farklı yazarlar tarafından araştırılmıştır. Johnston ve Kao ΔE değerinin 3,7'den sonra fark edilebileceğini (Johnston ve Kao, 1989), Douglas eşik değerinin 2,6 olması gerektiğini (R Duane Douglas ve ark., 2007), Seghi ΔE değerinin 2'yi geçmesi halinde renk değişiminin gözlemciler tarafından ayırt edilebileceğini (Seghi ve ark., 1989), Yap ise insan gözünün 3'ün üzerindeki ΔE değerlerini algılayabileceğini savunmuştur (Yap ve ark., 1999). Bu çalışmada O'Brien'in genel kabul görmüş sınıflaması (O'Brien, 2008) kullanılmıştır (Tablo 2.4).

Daha önce katmanlı üretim teknikleri ile elde edilmiş metal altyapılar diğer üretim yöntemleri ile marjinal ve internal uyum (Huang ve ark., 2015; Kaleli ve Saraç, 2017; Kocaağaoğlu ve ark., 2017; Önöral ve ark., 2018; Tamac ve ark., 2014; Kul ve ark., 2015; Wang ve ark., 2016; Xiang ve ark., 2012) ve mekanik özellikler (Ekren ve

ark., 2018; Kul ve ark., 2015; Wang ve ark., 2016; Xiang ve ark., 2012; Uçar ve ark., 2018; Zeng ve ark., 2014) açısından çeşitli çalışmalarda incelenmiş olsa da renk değişimi açısından incelenen bir çalışma mevcut değildir.

Daha önce tekrarlanan fırınlama işlemlerinin tam seramik restorasyonların renk değişimine (Bayindir ve Ozbayram, 2018; G. Celik ve ark., 2008; Ghanbarzadeh ve ark., 2008; Gonuldas ve ark., 2014; Gozneli ve ark., 2014; Al Hamad ve ark., 2016; Ozturk ve ark., 2008; Sahin ve ark., 2010; Uludag ve ark., 2007), tam seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumuna (Cho ve ark., 2012; Vichi ve ark., 2015), metal seramik restorasyonların renk değişimine (Verma ve ark., 2013; Yilmaz ve ark., 2009), metal seramik restorasyonların marjinal ve internal uyumuna (Kaleli ve Saraç, 2017; Kocaağaoğlu ve ark., 2017; Önöral ve ark., 2018; Zeng ve ark., 2015) etkisi ile ilgili çalışmalar da yapılmıştır.

Daha önce porselen kalınlığının tam seramik restorasyonların rengine (Bayindir ve Ozbayram, 2018; Chaiyabutr ve ark., 2011; Igiel ve ark., 2018; Ozturk ve ark., 2008; Tabatabaian ve ark., 2018; Uludag ve ark., 2007; Pires ve ark., 2017), tam seramik restorasyonların mekanik özelliklerine (Chen ve ark., 2014; Kuo ve ark., 2011; Li ve ark., 2018; Lima ve ark., 2013; Monteiro ve ark., 2018), metal seramik restorasyonların rengine (Al Hamad ve ark., 2016), metal seramik restorasyonların mekanik özelliklerine (Ekren ve ark., 2018) etkileri incelenmiştir.

Bu çalışmada seçici lazer ergitme ve konvansiyonel kayıp mum yöntemiyle 30'ar adet altyapı materyali üreterek her bir gruptan 10'ar örneğe 0,7 mm, 10'ar örneğe 1,2 mm, 10'ar örneğe de 1,7 mm porselen uygulandı. Her bir örneği standart fırınlama işlemleri haricinde 5'er kez fırınlamanın renk değişimlerine ve renk tristimulus değerlerine etkileri incelendi. Bu çalışmanın amacı farklı porselen kalınlıklarının ve altyapı üretim tekniklerinin tekrarlanan fırınlamalara maruz bırakılması sonucunda meydana gelen renk değişiminin incelenmesidir.

Renk değişimini incelemek için renk ölçümleri; standart fırınlama işlemleri ve ilk glaze fırınlaması işleminin ardından (1.F), ilave işlemlerini simüle etmesi için arka arkaya 3 kez yapılan fırınlamaların ardından (4.F) ve son olarak tekrar yapılan glaze işlemini simüle eden fırınlamanın ardından (5.F) yapılmış ve L, a ve b değerleri kaydedilmiştir.

Bu çalışma sonucunda hem SLM grup hem de KKM grup için en düşük ΔE değerleri 4.F-5.F ($\Delta E(4-5)$) arasında ortaya çıkmışken, ikinci sırayı 1.F ve 4.F arasındaki ΔE değeri ($\Delta E(1-4)$) almış, en yüksek ΔE değerleri ise 1.F ve 5.F ($\Delta E(1-5)$) arasında ortaya çıkmıştır (Tablo 4.1). Bu sonuçları takiben ΔE değerlerine ilişkin frekansların incelenebilmesi için O'Brien'in sınıflaması kullanılmış ve ΔE değerlerinin hiçbiri uyumsuz olarak nitelendirilmemiştir (Tablo 4.3). Ancak materyal grupları ile fırınlama sayıları arasında yapılan çapraz istatistikler sonucunda SLM grup ve KKM grup için; $\Delta E(1-4)$ ile $\Delta E(4-5)$ arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmasa da KKM grubunda $\Delta E(1-5)$ için iyi skoruna kabul edilebilir skorundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla rastlanmıştır (Tablo 4.4, 4.5, 4.6). Buradan yola çıkarak 1.F ve 5.F arasında KKM grubun SLM gruptan daha az renk değişimine uğradığı sonucu çıkarılabilir.

Grupların kendi içerisinde porselen kalınlıklarının tekrarlanan fırınlamalardan etkilenme frekanslarının incelenmesi için yürütülen istatistik sonucunda SLM grupta $\Delta E(1-4)$ için iyi ve kabul edilebilir skorları arasında ve $\Delta E(4-5)$ grubunda kusursuz ve mükemmel skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık ortaya çıkmamıştır ancak $\Delta E(1-5)$ için iyi ve kabul edilebilir sonuçları arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur (Tablo 4.7, 4.8, 4.9). KKM grupta $\Delta E(1-4)$ için iyi ve kabul edilebilir skorları arasında ve $\Delta E(4-5)$ için kusursuz, mükemmel ve iyi skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık ortaya çıkmamıştır ancak $\Delta E(1-5)$ için iyi ve kabul edilebilir sonuçları arasında anlamlı bir farklılık ortaya çıkmıştır. Buradan yola çıkarak materyal kalınlığı arttıkça renk değişiminin de arttığı sonucu çıkarılabilir (Tablo 4.10, 4.11, 4.12).

Materyal gruplarının kendi içerisinde kalınlıklarına göre ΔE değerlerinin ortalamalarını kıyaslanması sonucunda hem SLM grup hem de KKM grup için $\Delta E(1-4)$ ve $\Delta E(1-5)$ arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar ortaya çıkmıştır (Tablo 4.13, 4.15). Detaylı istatistik incelemesi sonucunda bu farklılıkların hem $\Delta E(1-4)$ hem de $\Delta E(1-5)$ için 1,7 mm kalınlığa sahip SLM ve KKM grup (SLM1,7 ve KKM 1,7) ile 2,2 mm kalınlığa sahip SLM ve KKM grup (SLM2,2 ve KKM 2,2) hem de SLM1,7 ve KKM 1,7 ile 2,7 mm kalınlığa sahip SLM ve KKM grup (SLM2,7 ve KKM 2,7) arasında ortaya çıktığı saptanmıştır. Ayrıca bu gruplar için kalınlık arttıkça renk

değişimi de artmıştır (Tablo 4.14, 4.16). Buradan yola çıkarak 1.F ile hem 4.F hem de 5.F arasında SLM1,7 ve KKM1,7'nin kendi içlerinde diğer iki gruptan daha az renk değişimine uğradığı sonucu çıkarılabilir.

Her bir kalınlık grubu için materyallere göre renk değişiminin kıyaslanması sonucunda 1,7 mm kalınlığı için SLM ve KKM gruplarında $\Delta E(1-4)$ ile $\Delta E(1-5)$ arasında; 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlıkları için SLM ve KKM gruplarında $\Delta E(1-5)$ arasında istatistik olarak anlamlı farklılıklar ortaya çıkmıştır (Tablo 4.17, 4.18, 4.19). Buradan yola çıkarak SLM grupta renk değişiminin KKM gruptan daha fazla olacağı sonucu çıkarılabilir.

Bu çalışmada renk değişiminin yanı sıra renk stabilizasyonu inceleyebilmek için renk tristimulus değerlerinin tekrarlanan fırınlamadan nasıl etkilendiği incelenmiştir.

SLM için kalınlıklara göre L, a ve b değerleri kıyaslanmış ve L^1 , b^1 , L^4 , b^4 , L^5 ve b^5 değerlerinin değişiminin tekrarlanan fırınlama işlemlerinden anlamlı şekilde etkilendiği saptanmıştır (Tablo 4.20). Bu farklılığın nereden kaynaklandığının tespit edilebilmesi için yürütülen detaylı analiz sonuçları L^1 , L^4 ve L^5 değerleri için 1,7 mm ve 2,2 mm kalınlığa sahip gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiş, diğer kalınlıklar arasındaki farklılık anlamlı bulunmamıştır. b^1 , b^4 ve b^5 arasındaki farklılığın ise 2,7 mm kalınlığa sahip grup ve diğer gruplar arasında olup 1,7 mm ve 2,2 mm grupları arasındaki farklılığın anlamlı olmadığı saptanmıştır (Tablo 4.21, 4.22, 4.23). Ayrıca materyallerin 3 ya da daha fazla sayıda fırınlama işlemine maruz kalması L ve b değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede değişmesine sebep olmuştur. Fırınlama sayısı arttıkça L değeri artmış, b değeri azalmıştır (Tablo 4.31). Bu fark ΔL değeri için 1,7 mm ile diğer iki kalınlık grubu arasında, Δb değeri için 1,7 mm ile 2,2 mm arasında ortaya çıkmıştır (Tablo 4.32).

KKM için kalınlıklara göre L, a ve b değerleri kıyaslanmış ve L^1 , a^1 , b^1 , L^4 , a^4 , b^4 , L^5 , a^5 ve b^5 değerlerinin değişiminin tekrarlanan fırınlama işlemlerinden anlamlı şekilde etkilendiği saptanmıştır (Tablo 4.24). Bu farklılığın nereden kaynaklandığının tespit edilebilmesi için yürütülen detaylı analiz sonuçları L^1 değerleri için 1,7 mm ve 2,7 mm kalınlığa sahip gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiş, diğer

kalınlıklar arasındaki farklılık anlamlı bulunmamıştır; L^4 ve L^5 değerleri için 1,7 mm kalınlığa sahip grupla diğer gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiş olup 2,2 mm ve 2,7 mm grupları arasındaki farklılığın anlamlı bulunmamıştır. a^1 , a^4 , a^5 , b^1 , b^4 ve b^5 arasındaki farklılığın ise 2,7 mm kalınlığa sahip grupla diğer gruplar arasında olup 1,7 mm ve 2,2 mm grupları arasındaki farklılığın anlamlı olmadığı saptanmıştır. (Tablo 4.25, 4.26, 4.27). Ayrıca materyallerin 3 ya da daha fazla sayıda fırınlama işlemine maruz kalması L, 4 kez fırınlama işlemine maruz kalması b değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı derecede değişmesine sebep olmuştur. Fırınlama sayısı arttıka L değeri artmış, b değeri azalmıştır (Tablo 4.33). Bu fark ΔL değeri için 1,7 mm ile diğer iki kalınlık grubu arasında, Δb değeri için 2,2 mm ile diğer iki kalınlık grubu arasında ortaya çıkmıştır (Tablo 4.34).

Bu çalışmadan çıkarılabilecek bir başka sonuç; her iki üretim tekniği için de fırınlama sayıları arttıka L değerleri artmış, a değerleri azalmıştır. Buradan yola çıkarak fırınlama sayısı arttıka metal altyapı ile üretilmiş restorasyonların rengi daha parlak ve yeşilimsi olur gibi bir sonuç çıkarılabilir.

Bunun yanında her bir kalınlık değeri için farklı grupların renk tristumulus değerleri de karşılaştırılmıştır. 1,7 mm ve 2,7 mm kalınlığa sahip gruplarda L^1 , L^4 ve L^5 değerleri, 2,2 mm kalınlığa sahip gruplarda a^4 değeri SLM ve KKM grup için anlamlı derecede farklı bulunmuştur (Tablo 4.28, 4.29, 4.30).

Bu çalışmadan çıkarılabilecek bir başka sonuç; 1,7 mm kalınlığa sahip grupların b değerleri hariç tüm kalınlık gruplarında, bütün fırınlama işlemlerini takiben KKM grupta SLM gruba göre L değeri daha yüksek, a ve b değerleri daha düşük olarak bulunmuştur. Buradan yola çıkarak konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş altyapılara sahip restorasyonların seçici lazer ergitme ile üretilmiş altyapılara kıyasla daha açık, daha az kırmızı ve daha az sarı görüneceği sonucu çıkarılabilir.

Tüm bu bilgilerin ışığında hem seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilmiş hem de konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş altyapılarla desteklenmiş restorasyonların renklerinin tekrarlanan fırınlama işleminde etkileneceği söylenebilir. Ayrıca porselen kalınlığı da renk değişimini etkilemektedir. Bu çalışma seçici lazer ergitme yöntemiyle hazırlanmış restorasyonların konvansiyonel kayıp

mum tekniği ile hazırlanmış restorasyonlardan daha fazla renklendiğini göstermiştir. Ayrıca restorasyonun kalınlığının artması da renklenmeyi artıran bir başka faktördür.

Bu alışma her iki materyal grubunun da ilave ya da glaze işlemleri için 3 ve daha fazla kez fırınlanmasının restorasyonun rengini anlamlı ölçüde değiştireceğini ortaya koymuştur. Bu değişim 0,7 mm porselen kalınlığına sahip grupta hem 1,2 mm porselen kalınlığına hem de 1,7 mm porselen kalınlığına sahip gruptan azken 1,2 mm ve 1,7 mm porselen kalınlığına sahip gruplar arasında bir fark ortaya çıkmamıştır.

Materyaller arasındaki renk değişim farklılığı ise 0,7 mm kalınlığı için 3. fırınlama sonrasında da ortaya çıkmışken, 1,2 mm ve 1.7 mm porselen kalınlığına sahip gruplarda ancak 4. fırınlama sonrasında ortaya çıkmıştır.

Tüm bu sonuçların ışığında başlangıç hipotezi olan ‘‘Altyapı retim tekniklerinin de porselen kalınlıklarının da renk değişimi için farklı fırınlama sayılarından benzer şekilde etkilenmesi’’ reddedilmiştir.

Uludağ ve ark. farklı tam seramik kor materyallerinden ürettikleri 0,6 mm kalınlığında altyapı üzerine 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm kalınlığında porselen yüklemişler ve renk ölçümünü 3., 5., ve 7. fırınlamadan sonra yapmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda her iki grupta da hem fırınlama sayısının hem de kalınlığın artmasıyla birlikte restorasyonun renk değişiminin de arttığını ancak bu değişimlerinin hepsinin istatistiksel olarak anlamlı olsa da klinik olarak fark edilemeyecek düzeyde olduğunu raporlamışlardır. Ayrıca fırınlama sayısı arttıa L değeri yükselirken; a ve b değerleri düşmüş ve L ile b değerlerindeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Uludag ve ark., 2007).

Öztürk ve ark. benzer bir çalışma da yine 3 farklı kor materyallerinden ürettikleri 1 mm kalınlığındaki altyapıların üzerine 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm kalınlığında porselen yüklemişler, 3.fırınlamayı başlangıç fırınlaması olarak kabul edip renk ölçümünü 3., 5., 7. ve 9. fırınlamalardan sonra yapmışlardır. Her iki grup içinde hem kalınlığın hem de fırınlama sayılarının artmasının sonucunda renk değişimi ve L değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede artmış, a ve b değerleri için kesin bir sonuç belirlenememiştir. DC Zirkon grubundaki artış klinik olarak fark edilemeyecek

seviyelerdeyken IPS emax Press grubundaki artış klinik olarak fark edilebilecek seviyelerdedir (Ozturk ve ark., 2008).

Bayındır ve Özbayram farklı kor materyallerinden ürettikleri 0,8 mm kalınlığındaki altyapı materyali üzerine 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm kalınlığında farklı porselenler uygulamışlar ve standart fırınlama işlemlerinden sonraki 1., 3. ve 5. fırınlama işlemlerinden sonra renk ölçümünü gerçekleştirmişlerdir. Bütün materyaller arasındaki renk değişiminin 1. fırınlama ile hem 3. fırınlama hem de 5. fırınlama için anlamlı olarak farklı olduğunu, bununla birlikte IPS Empress örneklerin tüm kalınlık gruplarında, IPS emax Press ve TurkomCera örneklerin en büyük kalınlık grubunda fırınlama sayıları arttıkça renk değişiminin de arttığını bildirmişlerdir. Bunun yanında genel olarak kalınlık değeri arttıkça L değeri azalırken a ve b değerleri artmış, fırınlama sayısı arttıkça L değeri de artarken a ve b değerleri de azalmıştır. IPS emax Press örnekler için 1.F ile hem 3.F hem de 5.F arasındaki renk değişiminin klinik olarak uyumsuz olduğunu ancak diğer ölçümlerin klinik olarak fark edilemeyecek düzeyde olduğu da çıkardıkları bir başka sonuçtur (Bayındır ve Özbayram, 2018).

Bachhav ve ark. standart olarak 1 mm kalınlığında zirkonyum oksit materyalden ürettikleri altyapıların üzerine 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm kalınlığında porselen yükleyerek 3., 5., 7. ve 9. fırınlamaların ardından renk ölçümlerini gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda porselen kalınlığının artması ile birlikte renk değişimi ve L değerinin arttığını, a ve b değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir. Renk tristimulus değerlerinin değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ancak bunu yanında meydana gelen renk değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını ve bu değişimin klinik olarak fark edilemeyeceği de bu çalışmadan çıkarılan bir başka sonuçtur (Bachhav ve Aras, 2011).

Hasssija ve ark. standart kalınlıkta metal altyapılar üzerine farklı kalınlıkta porselen yüklemişler ve ilk 4 fırınlama işlemini standart kabul ederek bundan sonraki 2., 4. ve 6. fırınlama işlemlerinden sonra renk ölçümü tatbik ederek renk değişimini incelemişlerdir. Bunun sonucunda seramik kalınlığı ile renk değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulmamışlardır. Bunun yanında kalınlık arttıkça L değerinin arttığını, a ve b değerlerinin azaldığını ve bu değişimin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu ayrıca fırınlama sayısının artması sonucunda L değerinin artışının

istatistiksel olarak anlamlıyken a ve b değerlerinin değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir (Hasssija ve ark., 2014).

Yılmaz ve ark. eşit kalınlıkta hazırlanmış IPS Classic metal destekli seramik, IPS Empress Esthetic ve IPS Empress 2 materyallerine tekrarlanan fırınlama işlemi uygulamışlar ve standart fırınlama işlemleri sonrasında ki 1., 3., 5. ve 7. fırınlama işlemlerinden sonra renk ölçümünü gerçekleştirmişlerdir. Yaptıkları çalışma sonucunda bütün örneklerin renk değişiminin klinik olarak fark edilebilir seviye de olduğunu ve tam seramik sistemlerin metal destekli seramik sistemden neredeyse iki kat daha fazla renk değişimine uğradığını tespit etmişlerdir (K. Yılmaz ve ark., 2014).

Gönüldaş ve ark. konvansiyonel döküm yöntemiyle standart olarak 0,5 mm kalınlığında ürettikleri metal altyapılara sırasıyla 0,9 mm, 1,2 mm ve 1,5 mm kalınlığında porselen yüklemişler ve standart fırınlama işlemleri haricinde tekrarlanan fırınlama işlemlerine tabi tutarak 1., 3., 5. ve 7. fırınlama işlemlerinden sonra renk ölçümünü gerçekleştirmişlerdir. Bütün kalınlık gruplarında fırınlama sayısı arttıkça renk değişimi de artmıştır. Bu çalışma da kalınlık grupları arasındaki renk değişiminin karşılaştırılması ile ilgili bir sonuç verilmemiş ancak grupların renk değişimi birbirleri ile karşılaştırıldığında klinik olarak fark edilebilir seviyede bulunmuştur (Gonuldas ve ark., 2014).

Verma ve ark. konvansiyonel döküm yöntemiyle standart olarak 0,5 mm kalınlığında ürettikleri metal altyapıların üzerine yine standart olarak 1 mm kalınlığında porselen yüklemişlerdir. 3 farklı markanın aynı renkteki porselen tozundan ürettikleri üstyapıların renk değişimini kendi aralarında standart fırınlama işlemi sonrasında renk ölçerek, bu markaların birinden ürettikleri üstyapıların renk değişimini de standart, 5., 7. ve 9. fırınlama işlemlerinden sonra renk ölçerek karşılaştırmışlardır. Farklı markaların renkleri arasındaki renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı olmakla birlikte klinik olarak fark edilemeyecek seviyede bulunmuştur. Aynı marka porselenin tekrarlanan fırınlamaları sonucunda L değeri artmış ancak renk değişimi için istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç ortaya çıkmamıştır (Verma ve ark., 2013).

Ghanbarzadeh ve ark. konvansiyonel döküm yöntemiyle standart olarak 0,3 mm kalınlığında ürettikleri altyapılara yine standart olarak 1,2 mm kalınlığında 2 ayrı

markanın aynı renk porselen tozundan uygulamışlar ve bütün örnekleri 6 kez tekrarlanan fırınlama işlemine tabi tutarak standart, 3. ve 6. fırınlamalar sonrası renklerini ölçmüşlerdir. Çalışmaları sonucunda fırınlama sayısı arttıkça renk değişiminin de arttığını ve bu renk değişiminin standart fırınlama ile 6. fırınlama arasında istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bulmuşlardır. Her iki grup içinde standart ve 6. fırınlama arasında L değerleri artmış, a ve b değerleri azalmış ve bu farklılıklar IPS Classic örneklerin a ve b değerleri haricinde anlamlı bulunmuştur. Ayrıca Vita VMK95 örneklerin rengi IPS Classic örneklerden daha fazla değişmekle birlikte sadece IPS Classic örneklerin renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermiştir. Bununla birlikte bu renk değişimlerinin klinik olarak fark edilemeyecek düzeyde olduğu raporlanmıştır (Ghanbarzadeh ve ark., 2008).

Tuncel ve ark. 2 mm kalınlığında metal altyapıları konvansiyonel döküm metoduyla üretmişler ve üzerlerine 2 ayrı markanın porselen tozunu 1 mm ve 1,5 mm kalınlığa sahip olacak şekilde yükleyerek standart fırınlama dışında 9 kere fırınlama işlemine tabi tutarak 3., 5., 7. ve 9. fırınlama işlemlerinden sonra renk ölçümünü gerçekleştirmişlerdir. Vita örneklerin renk değişimi klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğunu ancak GC örneklerin renk değişiminin klinik olarak fark edileceğini bildirmişlerdir. Bunun yanında hem fırınlama sayısının hem de materyalin kalınlığının artması sonucunda renk değişiminin ve L değerinin arttığı, a ve b değerlerinin azaldığı da bu çalışmanın sonuçları arasındadır (Tuncel ve ark., 2017).

Yılmaz ve ark. Co-Cr, Ni-Cr, Ni-Cr-Be içerikli üç farklı baz metal alaşım, Pd-Ag ve Pd-Ga içerikli altın içermeyen iki farklı soy metal alaşım, Au-Pd içerikli düşük altın içeren soy metal alaşım ve Au-Pt içerikli yüksek altın içeren soy metal alaşım kullanarak 1mm kalınlığında altyapılar elde etmişler ve bunların üzerine 0,1 mm kalınlığında opak porseleni uygulamışlar herhangi bir dentin porseleni uygulaması yapmamışlardır. Örneklerin hepsini 5 kere tekrarlanan fırınlama işlemine tabi tutmuşlar ve her birinde renk ölçümünü tatbik ederek örneklerin renk değişimini incelemişlerdir. Au-Pd ve Ni-Cr içeren metala alaşımlardan üretilen altyapıların standart fırınlama ile 3. fırınlamaları arasındaki hariç tutulursa tüm materyaller için tüm fırınlama işlemlerinden sonra oluşan renk değişimini istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlar ancak Douglas'ın önerdiği klinik olarak fark edilebilir renk değeri olan 2,6 birimi baz alsalar da hiçbir renk değişiminin klinik olarak fark edilemeyecek düzeyde

olduğunu bildirmişlerdir. Bunun yanında renk değişim değerlerini karşılaştırırken opak fırınlanması sonundaki rengi her seferinde sonraki fırınlama sistemleri ile karşılaştırdıkları için fırınlama sayısının materyal rengini nasıl etkilediğine yönelik bir sonuç elde etmemişlerdir (Yılmaz ve ark., 2009).

Al Hamad ve ark. dört farklı Ni-Cr içerikli dört farklı Co-Cr içerikli baz metal alaşımlar ve kontrol grubu için bir Au-Pd içerikli yüksek altın içeren soy metal alaşım kullanarak 0,5 mm kalınlığında altyapılar elde etmişler ve bunların üzerine 1,3 mm kalınlığında (0,3mm: opak, 0,7mm: dentin, 0,3mm: mine) porselen uygulamışlardır. 1. opak porseleni, 2. opak porseleni, dentin porseleni, mine porseleni, glaze ve üç kere ilave fırınlanması aşamalarının ardından renk ölçümlerini gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda tekrarlanan fırınlama işlemine tabi tutulmuş baz metal alaşımlardan üretilmiş altyapıların genelinin renk değişiminin soy metal alaşımlardan istatistiksel olarak farklı olmadığı ve mevcut farkın da tüm örnekler için klinik olarak kabul edilebilir seviyenin altında olduğu bulunmuştur (Al Hamad ve ark., 2016).

Tekrarlanan fırınlama işlemlerinin renk değişimine etkisi hakkında daha önce yapılan çalışmalarda yazarlar, fırınlama sayısının renk değişimini artırdığını savunmuşlardır ki bu durum bizim bulgularımızı desteklemektedir. Tekrarlanan fırınlamanın renk değişimini artırmasının sebepleri şunlar olabilir; porselen materyali içerisindeki porların varlığı sebebiyle porselenin sertliğini artırır ve materyal daha az esnek hale gelir. Bunun yanında porselen fırınlama işlemine maruz kaldıkça içeriğinde bulundurduğu renk pigmentleri yanarak bozulabilir ki bu da renk değişimine sebep olabilir. Ayrıca porselenin tekrarlanan fırınlamaya maruz kalması sonucunda yüzeyi daha pürüzlü hale gelir ve glaze işlemi ile bu bozulmuş yüzey onarılamayabilir ki bu durumda materyalin daha kolay renklenmesine yol açar (Gonuldas ve ark., 2014). Mackert ve Williams yaptıkları çalışma da tekrarlanan fırınlamaya maruz kalan porselende mikroçatlakların oluşma sıklığının arttığını belirtmişlerdir ki bu durum sonucunda bütünlüğü zayıflayan materyal renklenmeye daha kolay uğrayabilir (Mackert ve Williams, 1996). Bu konudaki bir başka görüş de metal oksitlerinin renk stabilizasyonun fırınlama esnasında bozulmasıdır. Kütle transferi olarak da adlandırılan bu durum metallerin veya oksitlerinin fırınlanma esnasında açığa çıkan iyonları, metal-porselen ara yüzünden porselen içerisindeki boşluklara doğru hareket ederek renk stabilizasyonunu etkiler (Crispin ve ark., 1991). Bununla birlikte açığa

çıkan buharın porselen ara yüzünde birikmesi de renk değişiminin sebeplerinden biri olabilir (Yılmaz ve ark., 2009).

Porselen kalınlığının renk değişimine etkisini inceleyen yazarlar bu konuda bir konsensüse varamamışlardır. Bu duruma pek çok etken sebep olabilir. Kullanılan materyallerin, üstyapı üretim tekniklerinin, kondanse edilmiş porselenin kalınlığının, ortam şartlarının ya da herhangi bir başka faktörün farklı olması bile bu konuda ki standardizasyonu güçleştirmektedir. Kaldı ki uygulanan üst yapı standart bir kişi ve ortamda uygulanamamakta olup bu gibi durumların etkisiyle porselen kalınlığının renk değişimine etkileri hakkında ortak bir görüş birliğine varılamamış olabilir. Ancak yine de yazarların çoğu porselen kalınlığının artmasının renk değişimini de arttırdığını bildirmişlerdir (Bayındır ve Ozbayram, 2018; Bachhav ve Aras, 2011; Ozturk ve ark., 2008; Uludag ve ark., 2007; Tuncel ve ark., 2017). Hasssija ve ark. porselen kalınlığı ile renk değişimini ilişkilendirememişler ve bu durum için bir açıklama yapmamışlardır (Hasssija ve ark., 2014). Ancak bu durum yukarıda belirtilen sebeplerden kaynaklanıyor olabilir. Porselen kalınlığının renk değişimini etkilemesinin sebebi Lambert-Beer yasasıyla açıklanabilir. Aslında sıvı ve gaz maddelerin geçen ışığı absorbe etme miktarını açıklayan bu yasa katılara da uygulanmıştır. Katılar için Lambert-Beer yasası, bir malzemedan geçen paralel monokromatik ışınım ışını için ışıma yoğunluğunun kaybının (ΔI), ışının malzeme boyunca geçtiği yol (Δx) ve başlangıçtaki parlaklık yoğunluğuyla (I) orantılı olduğunu belirtir (Socrates Minerva Programme, 2018). Yani aynı materyalin ve aynı ışık kaynağının kullanıldığı düşünülürse daha uzun bir yolda seyreden ışığın materyal tarafından daha çoğunun absorbe edilip daha azının yansıtılacağını düşünmek yerinde olur.

Farklı metal altyapıların renk değişimini inceleyen yazarlar genelde farklı materyaller kullanarak tekrarlanan fırınlama işlemi sonucundaki renk değişimini incelemişler ve materyaller arasında klinik olarak kabul edilemeyecek bir farklılık olmadığı konusunda fikir birliğine varmışlardır (Yılmaz ve ark., 2009; Al Hamad ve ark., 2016). Ancak bu çalışmaların hiçbirinde tekrarlanan fırınlama işlemi olsun ya da olmasın farklı metal altyapı üretim tekniklerinin restorasyonun final rengine etkisi incelenmemiş ya da karşılaştırılmamıştır.

Seçici lazer ergitme yöntemiyle üretilmiş altyapılara sahip grubun konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş altyapılara sahip gruptan daha fazla renk değişimine uğramasının farklı sebepleri olabilir. Aynı kalınlıkta porselen üstyapılara sahip grupların renk ölçümünü aynı spektrofotometre ile ölçüldüğü ve iki farklı teknik ile üretilmiş altyapı materyallerin içeriğinin birbirlerine çok yakın olduğu düşünülürse mevcut olan tek farklılık altyapıların farklı yoğunluğa sahip olmasıdır. Bilindiği gibi seçici lazer ergitme ile üretilmiş ürünler konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş ürünlerden çok daha yoğun bir içeriğe sahiptir. Her ne kadar metaller zaten ışığın çok büyük bir kısmını absorbe eden çok opak yapıda materyaller olsalar da daha yoğun içeriğe sahip olan SLM altyapıların daha çok ışığı absorbe edeceği ve böylece daha çok renk değişimine maruz kalacağı düşünülebilir. Her ne kadar metal altyapıların içerikleri birbirine çok yakın olsa da içeriklerindeki küçük farklılıklar da renk değişiminin farklı oranlarda etkilenmesine sebep olmuş olabilir.

Wu ve ark. seçici lazer ergitme yöntemiyle üretilmiş örneklerin metal-porselen bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada SLM altyapılar ile porselen ara yüzeyinde elementsel penetrasyon oluşan bir alan tanımlamışlar ve bu ara yüzeyin metal porselen bağlantısını artırdığını bildirmişlerdir (Wu ve ark., 2014). Öbür yandan elementsel penetrasyon esnasında porselen içerisindeki mikropöröz boşluklara diffüze olan metal iyonları tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında porselen üst yapının renginin değişimine sebep olmuş olabilirler. Bunun yanında üretim süreci esnasında katmanlar arasında oluşabilecek boşluklara fırınlama esnasında, porselen penetre olarak metalle daha iyi bir kaynaşma gösterir. Ancak bu boşluklara hareket eden porselen renk değişiminin daha fazla olmasını da sağlayabilir. Bu durum Han ve ark. tarafından gösterilmiştir (Han ve ark., 2018).

Bu çalışmanın sahip olduğu sınırlamalar; karşılaştırma daha fazla sayıda örnekle yapılabilirdi. Ayrıca ölçümler tek bir ölçüm cihazıyla yapılmıştır ki farklı cihazlarla ölçüm yapıp bu ölçümlerin karşılaştırılması daha doğru sonuçların alınmasını sağlayabilirdi.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma; restorasyonun tekrarlanan fırınlamaya tabi tutulması sonucunda, renginin; üstyapı kalınlığından ve altyapı materyalinin üretim tekniğinden etkilenme derecesini incelemek için yapılmış ve çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

Restorasyonun altyapı üretim tekniği ve üstyapı kalınlığı fark etmeksizin tüm örnekler için fırınlama sayısı arttıkça renk değişimi de artmıştır. Fırınlama sayısı arttıkça parlaklık (L) ve kırmızılık (a) değerleri hem SLM hem de KKM örnekler için artmış ancak sarılık (b) değeri sadece SLM örnekler için azalmıştır. Metal destekli seramik restorasyonların tekrarlanan fırınlama işlemine maruz kalması sonucunda renklerinin biraz daha açık olması ve yapısındaki kırmızı oranının artması ayrıca seçici lazer ergitme ile üretilmiş restorasyonların renklerindeki sarı oranının azalması beklenmelidir. Bu yüzden tekrarlanan fırınlama işlemleri metal destekli restorasyonlarının rengini etkileyen önemli bir parametredir ve mümkün olduğunca restorasyonların tekrar tekrar fırınlanmasından kaçınılmalıdır.

Tekrarlanan fırınlama işlemine maruz kalan her iki grup içinde kalınlık arttıkça renk değişimi de artmıştır. Renk değişiminin hem SLM hem de KKM grup için 1.F-4.F ile 1.F-5.F arasında istatistiksel olarak anlamlı olduğu tespit edilmiştir. Tekrarlanan fırınlama sonrasında SLM grup için L^1 , b^1 , L^4 , b^4 , L^5 ve b^5 değerlerinin, KKM grup için L^1 , a^1 , b^1 , L^4 , a^4 , b^4 , L^5 , a^5 ve b^5 değerlerinin kalınlık ile ilişkisi istatistiksel olarak anlamlıdır. KKM grup için L değeri SLM grup için b değeri kalınlık arttıkça artmıştır. Yani metal destekli restorasyonların kalınlığı arttıkça renk değişimi de artmaktadır. Bu sebeple restorasyona özellikle 3 ya da daha fazla sayıda fırınlama işlemi uygulanacaksa kalınlığın artmasının renk değişimini de artıracığı göz önünde bulundurulmalıdır.

Tekrarlanan fırınlama işlemine maruz kalan SLM ve KKM örneklerin renk değişimi 1,7 mm kalınlık için 1.F-4.F ve 1.F-5.F arasında; 2,2 mm ve 2,7 mm kalınlık için 1.F-5.F arasında anlamlı olarak farklı çıkmıştır ve SLM örneklerin renk değişiminin daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Tekrarlanan fırınlama sonrasında tüm kalınlık gruplarında SLM örneklerin L değeri daha düşük, a değeri daha yüksek bulunmuş ve bu farklılık istatistiksel olarak 1,7 mm ve 2,7 mm kalınlık grupları için

L^1 , L^4 , L^5 değerlerinde; 2,2 mm kalınlık grubu için a^4 değerinde bulunmuştur. Metal destekli porselenlerin tekrarlanan fırınlamaya maruz kalması sonucunda seçici lazer ergitme ile üretilmiş restorasyonların renginin konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilmiş restorasyonlardan daha koyu ve daha kırmızı görünmesi beklenmelidir. Buradan yola çıkararak metal destekli restorasyonların tekrarlanan fırınlama işleminde tabi tutulması sonucunda seçici lazer ergitme yöntemiyle üretilen restorasyonların renk değişiminin 3 ya da daha fazla sayıda fırınlama sonrasında konvansiyonel kayıp mum tekniği ile üretilen restorasyonlardan daha fazla olacağı göz önünde bulundurulmalıdır.

Tüm bu sonuçların yanında her iki altyapı materyali ile desteklenen porselenin renk değişimi de klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindeydi. Buradan yola çıkararak seçici lazer ergitme ile üretilen altyapıların estetik olarak klinik kullanımını engelleyen bir durum söz konusu değildir ve güvenle kullanılabilir.

7. KAYNAKLAR

- Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *Int. J. Dent.* 2014;783948-63, Doi:10.1155/2014/783948.
- Akyıl Ş, Duymuş Z. Kıymetsiz Metal Alaşımlarında Metal-Porselen Bağlantısına Artık Metal Kullanımı, Kaplama Uygulaması ve Oksidasyon Isısının Etkisinin İncelenmesi. *Hacettepe Diş Hekim. Fakültesi Derg.* 2009; 33(3): 2-13.
- Al Dosari A. Reliability of tooth shade perception by dental professionals and patients. *Pakistan Oral Dent. J.* 2010; 30(1): 244-49.
- Al Hamad K, Qadan M, Al Wahadni A. Spectrophotometric Analysis of the Influence of Metal Alloy Choice, Opaque Thickness, and Repeated Firing on the Shade of Metal Ceramic Restorations. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2016; 28(1): 56-67., Doi:10.1111/jerd.12132.
- Anusavice KJ. Noble metal alloys for metal-ceramic restorations. *Dent. Clin. North Am.* 1985; 29(4): 789-803.
- Anusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials, Saunders, 11. baskı, 2003, St. Luis, Missouri, ss.: 832.
- Ashby MF, Johnson K. Materials and design: the art and science of material selection in product design, Butterworth-Heinemann, 3. baskı, 2014, Waltham, MA, ss.: 416.
- ASTM Subcomitee. "ASTM F2792 - 12a Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies, (Withdrawn 2015)", 2015, <https://www.astm.org/Standards/F2792.htm>.
- Azeez GM, Nagaş İÇ. Protetik Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Üretim Tekniklerinde Güncel Gelişmeler. *EÜ Dişhek Fak Derg.* 2017; 38(3): 128-39.
- Bachhav VC, Aras MA. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of a zirconium oxide based all ceramic system fabricated using CAD/CAM technology. *J. Adv. Prosthodont.* 2011; 3(2): 57-62., Doi:10.4047/jap.2011.3.2.57.
- Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelains. *Dent. Clin. North Am.* 1985; 29(4): 779-87.
- Barghi N. Color and glaze: Effects of repeated firings. *J. Prosthet. Dent.* 1982; 47(4): 393-95., Doi:10.1016/S0022-3913(82)80088-7.
- Bayindir F, Ozbayram O. Effect of number of firings on the color and translucency of ceramic core materials with veneer ceramic of different thicknesses. *J. Prosthet. Dent.* 2018; 119(1): 152-58., Doi:10.1016/j.prosdent.2017.02.011.
- Berger JC, Driscoll CF. Rehabilitation of a spark erosion prosthesis: a clinical report. *J. Prosthodont.* 2006; 15(2): 113-16., Doi:10.1111/j.1532-849X.2006.00085.x.
- Bezzon OL, Ribeiro RF, Rollo JM, Crosara S. Castability and resistance of ceramometal bonding in Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 85(3): 299-304., Doi:10.1067/mpr.2001.113779.
- Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM. Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up. *J. Prosthet. Dent.* 2009; 102(5): 290-97., Doi:10.1016/S0022-3913(09)60176-1.
- Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dent. Clin. North Am.* 2004; 48(2): 341-58., Doi:10.1016/j.cden.2004.01.004.
- Browning WD, Chan DC, Blalock JS, Brackett MG. A Comparison of Human Raters and an Intra-oral Spectrophotometer. *Oper. Dent.* 2009; 34(3): 337-43., Doi:10.2341/08-106.
- Celik G, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Ozturk O, Goktug G. The effect of repeated firings on the color of an all-ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J. Prosthet. Dent.* 2008; 99(3): 203-8., Doi:10.1016/S0022-3913(08)60044-X.
- Celik I, Karakoc F, Cakir MC, Duysak A. Rapid Prototyping Technologies and Application Areas. *J. Sci. Technol. Dumlupinar Univ.* 2013; 31(8): 53-70.

- Chaiyabutr Y, Kois JC, LeBeau D, Nunokawa G. Effect of abutment tooth color, cement color, and ceramic thickness on the resulting optical color of a CAD/CAM glass-ceramic lithium disilicate-reinforced crown. *J. Prosthet. Dent.* 2011; 105(2): 83-90., Doi:10.1016/S0022-3913(11)60004-8.
- Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent. Mater.* 2014; 30(9): 954-62., Doi:10.1016/J.DENTAL.2014.05.018.
- Chlebus E, Kuźnicka B, Kurzynowski T, Dybała B. Microstructure and mechanical behaviour of Ti—6Al—7Nb alloy produced by selective laser melting. *Mater. Charact.* 2011; 62(5): 488-95., Doi:10.1016/J.MATCHAR.2011.03.006.
- Cho S-H, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J. Prosthet. Dent.* 2012; 107(1): 17-23., Doi:10.1016/S0022-3913(12)60011-0.
- Choi J-H, Park J-M, Ahn S-G, Song K-Y, Lee M-H, Jung J-Y, Wang X. Comparative study of visual and instrumental analyses of shade selection. *J. Wuhan Univ. Technol. Sci. Ed.* 2010; 25(1): 62-67., Doi:10.1007/s11595-010-1062-3.
- Chu SJ. Use of a reflectance spectrophotometer in evaluating shade change resulting from tooth-whitening products. *J Esthet Restor Dent.* 2003; 15(1): 42-48.
- Chu SJ, Devigus A, Paravina RD, Mielezsko AJ. *Fundamentals of color : shade matching and communication in esthetic dentistry*, Quintessence Publishing Co Inc, 2. baskı, 2011, Chicago, ss.: 168.
- Chua CK, Leong KF, Lim CS. *Rapid Prototyping : Principles and Applications*, World Scientific, 3. baskı, 2010, Singapore, ss.: 512.
- Çömlekoğlu ME, Dündar M, Güngör MA, Aladağ A, Artunç C. Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler ve Seramikler. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg.* 2009; 29(2): 81-92.
- Cooney JP, Caputo AA. Type III gold alloy complete crowns cast in a phosphate-bonded investment. *J. Prosthet. Dent.* 1981; 46(4): 414-19.
- Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M. Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dent. Mater.* 2010; 26(8): 737-42., Doi:10.1016/J.DENTAL.2010.03.018.
- Craig RG, Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials*, Elsevier Mosby, 12. baskı, 2006, St. Luis, Missouri, ss.: 632.
- Crispin BJ, Seghi RR, Globe H. Effect of different metal ceramic alloys on the color of opaque and dentin porcelain. *J. Prosthet. Dent.* 1991; 65(3): 351-56.
- Culha O, Zor M, Ali Gungor M, Arman Y, Toparli M. Evaluating the bond strength of opaque material on porcelain fused to metal restorations (PFM) alloys by scratch test method. *Mater. Des.* 2009; 30(8): 3225-28., Doi:10.1016/J.MATDES.2008.12.018.
- Da Silva JD, Park SE, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *J. Prosthet. Dent.* 2008; 99(5): 361-68., Doi:10.1016/S0022-3913(08)60083-9.
- Davis DR, Nguyen JH, Grey BL. Ring volume/ring liner ratio and effective setting expansion. *Int. J. Prosthodont.* 1992; 5(5): 403-8.
- Dent RJ, Preston JD, Moffa JP, Caputo A. Effect of oxidation on ceramometal bond strength. *J. Prosthet. Dent.* 1982; 47(1): 59-62.
- Douglas RD, Przybylska M. Predicting porcelain thickness required for dental shade matches. *J. Prosthet. Dent.* 1999; 82(2): 143-49.
- Douglas RD, Steinhauer TJ, Wee AG. Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *J. Prosthet. Dent.* 2007; 97(4): 200-208., Doi:10.1016/j.prosdent.2007.02.012.
- Dozić A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of Five Commercially

- Available Tooth Color-Measuring Devices. *J. Prosthodont.* 2007; 16(2): 93-100.,
Doi:10.1111/j.1532-849X.2007.00163.x.
- Ekren O, Ozkomur A, Ucar Y. Effect of layered manufacturing techniques, alloy powders, and layer thickness on metal-ceramic bond strength. *J. Prosthet. Dent.* 2018; 119(3): 481-87.,
Doi:10.1016/J.PROSDENT.2017.04.007.
- Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Thompson WO. The effect of glaze on porcelain strength. *Dent. Mater.* 1992; 8(3): 203-7.
- Fani G, Vichi A, Davidson CL. Spectrophotometric and visual shade measurements of human teeth using three shade guides. *Am. J. Dent.* 2007; 20(3): 142-46.
- Fischer J, Fleetwood PW. Improving the processing of high-gold metal-ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dent. Mater.* 2000; 16(2): 109-13.
- Freedman GA. Contemporary esthetic dentistry, Elsevier Mosby, 1. baskı, 2012, St. Luis, Missouri, ss.: 805.
- Gebhardt A. Understanding Additive Manufacturing, Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, 1. baskı, 2012, München, ss.: 168.
- Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int. J. Comput. Dent.* 2009; 12(3): 247-63.
- Ghanbarzadeh J, Sabooni MR, Tehrani NA. The Influence of Repeated Firing on Color Stability of Two Porcelain Types. *J. Med. Sci.* 2008; 8(1): 77-80., Doi:10.3923/jms.2008.77.80.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J. Am. Dent. Assoc.* 2006; 137(1): 14-21.
- Gong H, Gu H, Zeng K, Dilip JJS, Pal D, Stucker B, Christiansen D, Beuth J, Lewandowski JJ. Melt Pool Characterization for Selective Laser Melting of Ti-6Al-4V Pre-alloyed Powder, 2014, International Solid Freeform Fabrication Symposium, ss.: 11.,
<http://sffsymposium.engr.utexas.edu/sites/default/files/2014-022-Gong.pdf>.
- Gonuldas F, Yılmaz K, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change and surface roughness of dental ceramics. *J. Adv. Prosthodont.* 2014; 6(4): 309-16.,
Doi:10.4047/jap.2014.6.4.309.
- Gozalo-Diaz D, Johnston WM, Wee AG. Estimating the color of maxillary central incisors based on age and gender. *J. Prosthet. Dent.* 2008; 100(2): 93-98., Doi:10.1016/S0022-3913(08)60155-9.
- Gozneli R, Kazazoglu E, Ozkan Y. Flexural properties of leucite and lithium disilicate ceramic materials after repeated firings. *J. Dent. Sci.* 2014; 9(2): 144-50., Doi:10.1016/J.JDS.2013.02.019.
- Gu D. Laser additive manufacturing of high-performance materials *Laser Addit. Manuf. High-Performance Mater.*, Springer, 1. baskı, 2015, Berlin, Heidelberg, ss.: 311.
- Gülcan O, Uslan İ, Usta Y, Çoğun C. Elektro Erozyon İle İşlemede Cu-Cr T/M Elektrot Kullanımının İşleme Performansına Etkisi. *Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Derg.* 2015; 30(3): 381-94.
- Han X, Sawada T, Schille C, Schweizer E, Scheideler L, Geis-Gerstorfer J, Rupp F, Spintzyk S. Comparative Analysis of Mechanical Properties and Metal-Ceramic Bond Strength of Co-Cr Dental Alloy Fabricated by Different Manufacturing Processes. *Materials (Basel).* 2018; 11(10): 1801.,
Doi:10.3390/ma11101801.
- Hasssija J, Hegde V, Sridhar N. An In Vitro Study on Effect of Ceramic Thickness and Multiple Firings on Colour of Metal Ceramic Restorations. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 2014; 14(1): 86-92.,
Doi:10.1007/s13191-014-0370-2.
- Hollenback GM. Simple technic for accurate castings; new and original method of vacuum investing. *J. Am. Dent. Assoc.* 1939; 36(4): 391-97.
- Hopkinson N, Hague RJM, Dickens PM. Rapid manufacturing : an industrial revolution for the digital age, John Wiley & Sons, Ltd, 1. baskı, 2005, Chichester, West Sussex, ss.: 285.

- Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J. Prosthet. Dent.* 2015; 113(6): 623-27., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2014.10.012.
- Hunt KH. Bioaesthetics: the study of beauty in life. *Dent. Today.* 1996; 15(1): 50-55.
- Igiel C, Weyhrauch M, Mayer B, Scheller H, Lehmann KM. Effects of ceramic layer thickness, cement color, and abutment tooth color on color reproduction of feldspathic veneers. *Int. J. Esthet. Dent.* 2018; 13(1): 110-19.
- Jarad FD, Russell MD, Moss BW. The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *Br. Dent. J.* 2005; 199(1): 43-49., Doi:10.1038/sj.bdj.4812559.
- Jhabvala J. Study of the consolidation process under macro- and microscopic thermal effects in selective laser sintering and selective laser melting, EPFL.
- Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J. Dent. Res.* 1989; 68(5): 819-22., Doi:10.1177/00220345890680051301.
- Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J. Dent.* 2004; 32(1): 3-12.
- Kaleli N, Saraç D. Influence of porcelain firing and cementation on the marginal adaptation of metal-ceramic restorations prepared by different methods. *J. Prosthet. Dent.* 2017; 117(5): 656-61., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2016.08.016.
- Karaağaç E, Zaimoğlu A. Farklı Dental Alaşımları Üzerine Hazırlanan Düşük Isı Porselenlerinin Bağlantı Karakterizasyonu Ankara Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg. , 2005, , C. 32, ss.: 55-63.
- Kesmezacar BA, Gaucher H. Are the Methods of Fabricating Partial Dentures Changing from Stone Age to the Digital Age? *Türkiye Klin. Prosthodont.* 2015; 1(1): 53-59.
- Keyf F, Uzun G, Altunsoy S. Diş Hekimliğinde Renk Seçimi. *Hacettepe Diş Hekim. Fakültesi Derg.* 2009; 33(4): 52-58.
- Knispel G. Factors affecting the process of color matching restorative materials to natural teeth. *Quintessence Int. (Berl).* 1991; 22(7): 525-31.
- Kocaağaoğlu H, Albayrak H, Kilinc HI, Gümüş HÖ. Effect of repeated ceramic firings on the marginal and internal adaptation of metal-ceramic restorations fabricated with different CAD-CAM technologies. *J. Prosthet. Dent.* 2017; 118(5): 672-77., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2016.11.020.
- Kruth J, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyp. J.* 2005; 11(1): 26-36., Doi:10.1108/13552540510573365.
- Kruth J, Vandenbroucke B, Van Vaerenbergh J, Mercelis P. Benchmarking Of Different SLS/SLM Processes As Rapid Manufacturing Techniques, 2005, Gent, ss.: 7.
- Kul E, Aladag LI, Yesil Duymus Z. Comparison of the metal-ceramic bond after recasting and after laser sintering. *J. Prosthet. Dent.* 2015; 114(1): 109-13., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2015.01.016.
- Kuo W-C, Chang Y-H, Lin C-L, Kuo J-S. Effects of different ceramic and dentin thicknesses on the temperature rise during photocuring. *J. Dent. Sci.* 2011; 6(4): 210-15., Doi:10.1016/J.JDS.2011.09.005.
- Kurzynowski T, Chlebus E, Kuźnicka B, Reiner J, Beyer E, Morris T. Parameters in Selective Laser Melting for processing metallic powders, 2012, Bellingham, WA, ss.: 6., Doi:10.1117/12.907292.
- Levy GN, Schindel R, Kruth JP. Rapid Manufacturing And Rapid Tooling with Layer Manufacturing (LM) Technologies, State Of The Art And Future Perspectives. *CIRP Ann.* 2003; 52(2): 589-609., Doi:10.1016/S0007-8506(07)60206-6.
- Li K, Jiang W, Wang S, Xiao J, Lou L. Effect of specimen thickness on the creep deformation of a silica-based ceramic core material. *J. Alloys Compd.* 2018; 763Eylül 781-90., Doi:10.1016/J.JALLCOM.2018.05.253.
- Lima JMC, Souza ACO, Anami LC, Bottino MA, Melo RM, Souza ROA. Effects of thickness, processing technique, and cooling rate protocol on the flexural strength of a bilayer ceramic system.

- Dent. Mater. 2013; 29(10): 1063-72., Doi:10.1016/J.DENTAL.2013.07.019.
- Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.* 2006; 29(3-4): 317-35., Doi:10.1007/s00170-005-2523-2.
- Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L, Hammerle C. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent. Mater.* 2005; 21(10): 930-37., Doi:10.1016/j.dental.2004.11.012.
- Mackert JR, Williams AL. Microcracks in Dental Porcelain and Their Behavior during Multiple Firing. *J. Dent. Res.* 1996; 75(7): 1484-90., Doi:10.1177/00220345960750070801.
- Mahler DB, Ady AB. An explanation for the hygroscopic setting expansion of dental gypsum products. *J. Dent. Res.* 1960; 39(3): 578-89., Doi:10.1177/00220345600390031901.
- Mayekar SM. Shades of a color. Illusion or reality? *Dent. Clin. North Am.* 2001; 45(1): 155-72.
- McLaren EA. Shade Analysis and Communication *Insid. Dent.* , 2010, Newtown, PA, ss.: 10., <https://www.dental-tribune.com/clinical/shade-analysis-and-communication/>.
- McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. The science and art of dental ceramics, Volume I: The nature of Dental Ceramics and their clinical use, Quintessence Pub. Co, 1. baskı, 1979, Chicago, ss.: 332.
- Messer RL, Lucas LC. Cytotoxicity of nickel-chromium alloys: bulk alloys compared to multiple ion salt solutions. *Dent. Mater.* 2000; 16(3): 207-12.
- Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust. Dent. J.* 2011; 56(1): 97-106., Doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01300.x.
- Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, de Melo RM, Valandro LF. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dent. Mater.* 2018; 34(6): 891-900., Doi:10.1016/J.DENTAL.2018.03.004.
- Murr LE, Gaytan SM, Ramirez DA, Martinez E, Hernandez J, Amato KN, Shindo PW, Medina FR, Wicker RB. Metal Fabrication by Additive Manufacturing Using Laser and Electron Beam Melting Technologies. *J. Mater. Sci. Technol.* 2012; 28(1): 1-14., Doi:10.1016/S1005-0302(12)60016-4.
- Naylor WP, Goodacre CJ. Introduction to metal-ceramic technology, Quintessence Publishing Co Inc, 2. baskı, 2009, Chicago, ss.: 232.
- Nicholas MG. Joining of ceramics, Springer, 1. baskı, 1990, Berlin, Heidelberg, ss.: 216.
- Nitkin DA, Asgar K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. *J. Am. Dent. Assoc.* 1976; 93(3): 622-29.
- O'Brien WJ. Dental materials and their selection, Quintessence Pub. Co, 4. baskı, 2008, Chicago, ss.: 448.
- Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 80(6): 642-48.
- Önoral Ö, Ulusoy M, Seker E, Etikan İ. Influence of repeated firings on marginal, axial, axio-occlusal, and occlusal fit of metal-ceramic restorations fabricated with different techniques. *J. Prosthet. Dent.* 2018; 120(3): 415-20., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2017.11.022.
- Overmeyer L, Neumeister A, Kling R. Direct precision manufacturing of three-dimensional components using organically modified ceramics. *CIRP Ann.* 2011; 60(1): 267-70., Doi:10.1016/J.CIRP.2011.03.067.
- Oyafuso D, Ozcan M, Bottino M, Itinoche M. Influence of thermal and mechanical cycling on the flexural strength of ceramics with titanium or gold alloy frameworks. *Dent. Mater.* 2008; 24(3): 351-56., Doi:10.1016/j.dental.2007.06.008.
- Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int. J. Prosthodont.* 2002; 15(3): 299-302.
- Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J. Prosthet. Dent.* 2008; 100(2): 99-106.,

- Doi:10.1016/S0022-3913(08)60156-0.
- Paravina RD, Powers JM. *Esthetic color training in dentistry*, Elsevier Mosby, 1. baskı, 2004, St. Luis, Missouri, ss.: 272.
- Pask JA, Tomsia AP. Oxidation and ceramic coatings on 80Ni20Cr alloys. *J. Dent. Res.* 1988; 67(9): 1164-71., Doi:10.1177/00220345880670090501.
- Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and Spectrophotometric Shade Analysis of Human Teeth. *J. Dent. Res.* 2002; 81(8): 578-82., Doi:10.1177/154405910208100815.
- Peyton FA, Mahler DB, Asgar K. Controlled water-addition technic for hygroscopic expansion of dental casting investment. *J. Am. Dent. Assoc.* 1956; 52(2): 155-61.
- Pires de Souza F de CP, Casemiro LA, Garcia L da FR, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J. Prosthet. Dent.* 2009; 101(1): 13-18., Doi:10.1016/S0022-3913(08)60282-6.
- Pires LA, Novais PMR, Araújo VD, Pegoraro LF. Effects of the type and thickness of ceramic, substrate, and cement on the optical color of a lithium disilicate ceramic. *J. Prosthet. Dent.* 2017; 117(1): 144-49., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2016.04.003.
- Polivnikova T. Study and Modelling of the Melt Pool Dynamics during Selective Laser Sintering and Melting, EPFL.
- Prashanth K, Scudino S, Babu Surreddi K, Löber L, Prashanth K, Scudino S, Klauss H, Surreddi K, Löber L, Wang Z, Chaubey A, Kühn U, Eckert J. Microstructure and mechanical properties of Al-12Si produced by selective laser melting: Effect of heat treatment. *Mater. Sci. Eng. A.* 2013; 590 153-60., Doi:10.1016/j.msea.2013.10.023.
- Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J. Prosthet. Dent.* 2006; 96(4): 237-44., Doi:10.1016/j.prosdent.2006.08.010.
- Randall D. *Instruments For The Measurement of Color*, 1998, Charlotte, NC, ss.: 10., <https://pdfs.semanticscholar.org/4ee7/5a94f974d2c0dbf142151fb2f888df90d96d.pdf>.
- Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J. Prosthodont.* 2009; 18(2): 188-94., Doi:10.1111/j.1532-849X.2008.00377.x.
- Rosen D. Design for Additive Manufacturing: Past, Present, and Future Directions. *J. Mech. Des.* 2014; 136(9): 090301., Doi:10.1115/1.4028073.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, Mosby Elsevier, 4. baskı, 2006, St. Luis, Missouri, ss.: 1152.
- Rübeling G. New techniques in spark erosion: the solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. *Quintessence Int. (Berl).* 1999; 30(1): 38-48.
- Ryan W, Radford C. *Whitewares production, testing, and quality control : including materials, body formulations, and manufacturing processes*, Pergamon Press, 1. baskı, 1987, Oxford, UK, ss.: 333.
- Sahin V, Uludag B, Usumez A, Ozkir SE. The effect of repeated firings on the color of an alumina ceramic system with two different veneering porcelain shades. *J. Prosthet. Dent.* 2010; 104(6): 372-78., Doi:10.1016/S0022-3913(10)60169-2.
- Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int. J. Mach. Tools Manuf.* 2006; 46(12-13): 1459-68., Doi:10.1016/J.IJMACHTOOLS.2005.09.005.
- Seghi RR. Effects of instrument-measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains. *J. Dent. Res.* 1990; 69(5): 1180-83., Doi:10.1177/00220345900690051101.
- Seghi RR, Hewlett ER, Kim J. Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *J. Dent. Res.* 1989; 68(12): 1760-64., Doi:10.1177/00220345890680120801.
- Shellabear M, Nyrhilä O. *DMLS-Development history and state of the art*, 2004, Erlangen, ss.: 12.

- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Richard J, Brackett SE. Sabit protezin temelleri. ed. MK Ünsal, A Üşümez, Quintessence Yayıncılık, 3. baskı, 2010, İstanbul, ss.: 563.
- 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): 124-29., Doi:10.1016/j.prosdent.2005.12.001.
- Simchi A. Direct laser sintering of metal powders: Mechanism, kinetics and microstructural features. *Mater. Sci. Eng. A.* 2006; 428(1-2): 148-58., Doi:10.1016/j.msea.2006.04.117.
- Socrates Minerva Programme. Absorption of light, ss.: 13., <https://www.lepla.edu.pl/fr/modules/Activities/m17/files/absorpt.pdf>.
- Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 86(5): 453-57.
- Sukumaran VG, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. *Trends Biomater. Artif. Organs.* 2006; 20(1): 7-11.
- Sun J, Zhang F-Q. The Application of Rapid Prototyping in Prosthodontics. *J. Prosthodont.* 2012; 21(8): 641-44., Doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00888.x.
- Tabatabaian F, Motamedi E, Sahabi M, Torabzadeh H, Namdari M. Effect of thickness of monolithic zirconia ceramic on final color. *J. Prosthet. Dent.* 2018; 120(2): 257-62., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2017.10.007.
- Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.* 2014; 112(4): 909-13., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2013.12.020.
- Tangsgoolwatana J, Oda Y, Sumii T. The pattern design for evaluation of castability of nickel-chromium alloys. *Bull. Tokyo Dent. Coll.* 1990; 31(2): 117-23.
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int. J. Comput. Dent.* 2004; 7(1): 25-45.
- Tuncel İ, Turp I, Düç B, Selçuker AH, Aslantaş A, Bekman E. Metal-Seramik Restorasyonlarda Fırınlama Sayısı Ve Seramik Kalınlığının Renk Değişimine Etkisi. *Selcuk Dent. J.* 2017; 4(3): 123-27., Doi:10.17567/ataunidfd.296445.
- Turgut S, Bagis B. Diş Hekimliğinde Renk ve Renk Ölçüm Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg.* 2012; 5 65-75.
- Uçar Y, Aysan Meriç İ, Ekren O. Layered Manufacturing of Dental Ceramics: Fracture Mechanics, Microstructure, and Elemental Composition of Lithography-Sintered Ceramic. *J. Prosthodont.* 2018;, Şubat, Doi:10.1111/jopr.12748.
- Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: An in vitro study. *J. Prosthet. Dent.* 2007; 97(1): 25-31., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2006.11.002.
- Van Elsen M. Complexity of selective laser melting: a new optimisation approach, Katholieke Universiteit Leuven.
- van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent. Mater.* 2012; 28(1): 3-12., Doi:10.1016/j.dental.2011.10.014.
- Van Roekel NB. Electrical discharge machining in dentistry. *Int. J. Prosthodont.* 1992; 5(2): 114-21.
- Verma N, Awinashe V, Palekar U. To evaluate the variation in shade by a spectrophotometer of porcelain fused to metal samples with respect to repeated firing and variation in lot of ceramic – An in-vitro study. *J. Pierre Fauchard Acad. (India Sect.* 2013; 27(2): 53-59., Doi:10.1016/J.JPFA.2013.03.001.
- Vichi A, Sedda M, Bonadeo G, Bosco M, Barbiera A, Tsintsadze N, Carrabba M, Ferrari M. Effect of repeated firings on flexural strength of veneered zirconia. *Dent. Mater.* 2015; 31(8): 151-56., Doi:10.1016/J.DENTAL.2015.04.012.
- Von Fraunhofer JA. *Dental materials at a glance*, Wiley Blackwell, 2. baskı, 2013, West Sussex, ss.:

- Wang H, Feng Q, Li N, Xu S. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabrication techniques. *J. Prosthet. Dent.* 2016; 116(6): 916-23., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2016.06.002.
- Watanabe I, Benson AP, Nguyen K. Effect of heat treatment on joint properties of laser-welded Ag-Au-Cu-Pd and Co-Cr alloys. *J. Prosthodont.* 2005; 14(3): 170-74., Doi:10.1111/j.1532-849X.2005.04040.x.
- 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.
- Willer J, Roszbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 80(3): 346-53.
- Williams DF, Cahn RW, Bever MB. Concise encyclopedia of medical and dental materials, Pergamon Press, 1. baskı, 1990, Oxford,UK, ss.: 432.
- Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J. Prosthet. Dent.* 2014; 111(1): 51-55., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2013.09.011.
- Xiang N, Xin X-Z, Chen J, Wei B. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J. Dent.* 2012; 40(6): 453-57., Doi:10.1016/J.JDENT.2012.02.006.
- Yamamoto M. Metal-ceramics : principle and methods of Makoto Yamamoto, Quintessence Pub. Co, 1. baskı, 1985, Chicago, ss.: 523.
- Yap AU, Sim CP, Loh WL, Teo JH. Human-eye versus computerized color matching. *Oper. Dent.* 1999; 24(6): 358-63.
- Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (Veneer-Kaplama) kronlar, Gazi Yayınevi, 3. baskı, 2013, Ankara, ss.: 590.
- Yılmaz B, Özçelik TB, Wee AG. Effect of repeated firings on the color of opaque porcelain applied on different dental alloys. *J. Prosthet. Dent.* 2009; 101(6): 395-404., Doi:10.1016/S0022-3913(09)60085-8.
- Yılmaz H. Titanyum ve Protetik Diş Tedavisinde Kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Derg. 1998; 8(1): 75-79.
- Yılmaz K, Gonuldas F, Ozturk C. The effect of repeated firings on the color change of dental ceramics using different glazing methods. *J. Adv. Prosthodont.* 2014; 6(6): 427-33., Doi:10.4047/jap.2014.6.6.427.
- Young HM, Coffey JP, Caswell CW. Sprue design and its effect on the castability of ceramometal alloys. *J. Prosthet. Dent.* 1987; 57(2): 160-64.
- Zaimoğlu A, Can G. Sabit Protezler Ankara Üniversitesi Diş Hekim. Fakültesi Yayınları. , Ankara Üniversitesi Basımevi, 1. baskı, 2004, Ankara, ss.: 309.
- Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent. Mater.* 2011; 27(1): 83-96., Doi:10.1016/j.dental.2010.10.024.
- Zeng L, Xiang N, Wei B. A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *J. Prosthet. Dent.* 2014; 112(5): 1217-24., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2014.03.018.
- Zeng L, Zhang Y, Liu Z, Wei B. Effects of repeated firing on the marginal accuracy of Co-Cr copings fabricated by selective laser melting. *J. Prosthet. Dent.* 2015; 113(2): 135-39., Doi:10.1016/J.PROSDENT.2014.09.004.
- Zhu HH, Fuh JYH, Lu L. The influence of powder apparent density on the density in direct laser-sintered metallic parts. *Int. J. Mach. Tools Manuf.* 2007; 47(2): 294-98., Doi:10.1016/J.IJMACHTOOLS.2006.03.019.

<https://gunesisigi.weebly.com/spektrum.html>.2018.

<https://munsell.com/about-munsell-color/how-color-notation-works/munsell-chroma/>.2018.

<https://www.flexoglobal.com/flexomag/08-September/flexomag-ploumidis.htm>.2018.

<https://www.xrite.com/blog/tolerancing-in-flexo-and-offset-printing>.2018.

8. ÖZGEÇMİŞ

T.C.
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü

Adı Soyadı:	Mehmet Gökberkkaan DEMİREL	İmza :
Doğum Yeri:	Muğla / Menteşe	
Doğum Tarihi:	23/8/1989	
Medeni Durumu:	Evli	

Öğrenim Durumu

Derece	Okulun Adı	Program	Yer
İlköğretim	Kocamustafendi	İlköğretim	Muğla/Menteşe
Ortaöğretim	Türdü 100. Yıl	İlköğretim	Muğla/Menteşe
Lise	Muğla 75. Yıl Fen	Lise	Muğla/Menteşe
Lisans	Selçuk Üniversitesi	Diş Hekimliği Fak.	Konya/Selçuklu
Yüksek Lisans	Selçuk Üniversitesi	Diş Hekimliği Fak.	Konya/Selçuklu
Becerileri			
İş Deneyimi	Konya Çumra Özel Dentina Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği Konya Karapınar Devlet Hastanesi Konya Beyhekim Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi Konya Necmettin Erbakan Üniv. Diş Hek. Fak.		
Aldığı Ödüller			
Hakkımda bilgi almak için önerebileceğim şahıslar ve Tel:			
Tel:			
Adres:			
E- mail:	kaandmirel@gmail.com		