

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

FARKLI RENK, KALINLIK VE MATERYALLERLE
ÜRETİLEN LAMİNA VENERLERİN RENK MASKELEME
ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

GÖRKEM SENGEZ

DANIŞMAN
PROF. DR. CAN DÖRTER

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2019

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

FARKLI RENK, KALINLIK VE MATERYALLERLE
ÜRETİLEN LAMİNA VENERLERİN RENK MASKELEME
ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

GÖRKEM SENGEZ

DANIŞMAN
PROF. DR. CAN DÖRTER

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2019

TEZ ONAYI**DOKTORA TEZİ ONAYI**

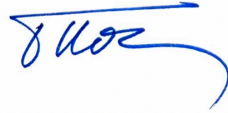
İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Restoratif Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Görkem SENGEZ tarafından Prof.Dr.Can DÖRTER'in danışmanlığında hazırlanan "Farklı Renk Kalınlık ve Materyallerle Üretilen Lamina Venerlerin Renk Maskeleye Özelliklerinin İn Vitro İncelenmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 24 /05/2019 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı/Danışman

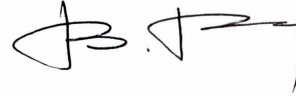
Prof.Dr.Can DÖRTER
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

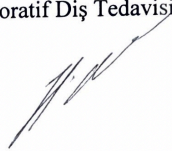
Prof.Dr.Fatma KORAY
İst.Yeni Yüz Üniversitesi Diş Hek. Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

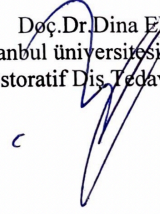
Prof.Dr.Berna TARIM
İstanbul Üniversitesi Diş Hek. Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

Prof.Dr.Haşmet ULUKAPI
İst.Okan Üniversitesi Diş Hek, Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

Doç.Dr.Dina ERDİLEK
İstanbul Üniversitesi Diş Hek.Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Görkem SENGEZ



İTHAF

Sevgili aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca akademik bilgi ve tecrübesiyle bana her daim yol gösteren, ihtiyacım olduğu her anda yanımda olan, bilimsel çalışmaların yanı sıra kültürel birikiminden de çok şey öğrendiğim tez danışmanım, çok değerli hocam **Prof. Dr. Can DÖRTER**'e;

Bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşmayı hiçbir zaman esirgemeyen, bugünlere gelmemde emeği geçen başta Anabilim Dalı Başkanımız **Prof. Dr. Yasemin BENDERLİ GÖKÇE** olmak üzere Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki değerli **Öğretim Üyeleri**'ne,

Tez jüri komitemde bulunan, tüm iyi niyetleriyle beni destekleyen çok değerli hocalarım T.C İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı **Prof. Dr. Fatma KORAY**'a ve İstanbul Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi **Doç. Dr. Dina ERDİLEK**'e,

Tezimin laboratuvar işlemleri sırasında teknik bilgileri ve iyi niyetleri ile bana yardımcı olan Ivoclar Vivadent Türkiye Teknik Eğitmeni **Coşkun KASAPOĞLU**'na, Dentsply Sirona Türkiye Diş Teknisyeni **Can TOLAY**'a ve Creadent Diş Protez Laboratuvarı sahibi ve VITA Zahnfabrik Eğitmeni **Murat ÇAKMAK**'a,

Doktora hayatım boyunca beraber gülüp eğlendiğim, unutulmaz anılar biriktirdiğim ve paylaştığımız dostluğun ömür boyu sürmesini arzu ettiğim **Dr. Günçe SAYGI**, **Dr. Hale KELEŞ**, **Dt. Meriç BERKMAN** ve tüm bölüm arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca attığım her adımda beni destekleyen, emekleri, sevgileri ve fedakarlıklarıyla bugünlerimi borçlu olduğum babam **Muhsin ŞENGÜN**, annem **Aylin ŞENGÜN** ve kardeşim **Zeynep ŞENGÜN**'e,

Tezimin laboratuvar ve yazım süreci boyunca uzun çalışma saatlerimi anlayışla karşılayan, kafama takılan sorulara cevap ararken bana destek olan, mutlu anlarımı birlikte paylaşmaktan zevk aldığım sevgili eşim ve meslektaşım **Dt. Can Bora SENGEZ**'e teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31409

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------|
| TEZ ONAYI..... | İV |
| BEYAN | V |
| İTHAF | VI |
| TEŞEKKÜR | VII |
| İÇİNDEKİLER..... | VIII |
| TABLolar LİSTESİ | XII |
| ŞEKİLLER LİSTESİ..... | XIII |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ | XIV |
| ÖZET | XVI |
| ABSTRACT | XVII |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ | 1 |
| 2. GENEL BİLGİLER..... | 3 |
| 2.1. Estetik Diş Hekimliği | 3 |
| 2.2. Lamina Venerler | 4 |
| 2.2.1. Lamina Vener Restorasyonların Endikasyonları | 5 |
| 2.2.2. Lamina Vener Restorasyonların Kontraendikasyonları | 6 |
| 2.3. Lamina Vener Yapım Şekilleri..... | 7 |
| 2.3.1. Direkt Lamina Vener Restorasyonlar | 7 |
| 2.3.2. İndirekt Lamina Vener Restorasyonlar | 8 |
| 2.3.2.1. İndirekt Kompozit Venerler..... | 8 |
| 2.3.2.2. Porselen Lamina Venerler | 9 |
| 2.4. Tam Porselen Sistemler | 9 |
| 2.5. Tam Porselenlerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması | 12 |
| 2.5.1.1. Platin Folyo Tekniği | 12 |
| 2.5.1.2. Revetman Üzerinde Şekillendirilerek Elde Edilen Porselenler | 12 |
| 2.5.2. Dökülebilir Cam Porselen Sistemler | 13 |
| 2.5.3. Isı Basınç ile Preslenebilen Porselen Sistemler | 14 |
| 2.5.4. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)..... | 14 |
| 2.5.4.1. Veri Toplama (Bilgisayar destekli ölçü alımı) | 16 |
| 2.5.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) | 17 |
| 2.5.4.3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM) | 17 |

| | |
|--|----|
| 2.5.5. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları | 18 |
| 2.5.6. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları | 18 |
| 2.6. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller | 19 |
| 2.6.1. Metal Alaşım Materyaller..... | 19 |
| 2.6.2. Reçine Esaslı Materyaller | 20 |
| 2.6.3. Feldspatik Porselen Bloklar..... | 21 |
| 2.6.4. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Porselenler..... | 22 |
| 2.6.5. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Porselenler | 22 |
| 2.6.6. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Porselenler (ZLS)..... | 24 |
| 2.7. Dişhekimliğinde Renk | 25 |
| 2.7.1. Işık | 25 |
| 2.7.2. Obje | 27 |
| 2.7.3. Gözlemci..... | 27 |
| 2.8. Renk Teorileri..... | 28 |
| 2.8.1. Newton Teorisi | 28 |
| 2.8.2. Young Teorisi | 29 |
| 2.8.3. Helmholtz Teorisi | 29 |
| 2.9. Renk Sistemleri | 30 |
| 2.9.1. Munsell Renk Sistemi..... | 30 |
| 2.9.1.1. Hue..... | 30 |
| 2.9.1.2. Value..... | 31 |
| 2.9.1.3. Chroma | 31 |
| 2.9.2. CIE L*a*b* Renk Sistemi | 31 |
| 2.10. Renk ve Işıkla İlgili Terimler | 33 |
| 2.10.1. Işık Geçirgenliği (Transparanlık, Translulentlik ve Opasite) | 33 |
| 2.10.2. Opalesans..... | 34 |
| 2.10.3. Floresans..... | 34 |
| 2.10.4. Metamerizm..... | 34 |
| 2.11. Renk Ölçüm Yöntemleri..... | 35 |
| 2.11.1. Görsel Renk Seçimi | 35 |
| 2.11.1.1. Renk Skalaları..... | 35 |
| 2.11.1.2. Renk Seçiminde Genel Prensipler | 37 |
| 2.11.2. Aletli Renk Seçimi..... | 38 |

| | |
|---|----|
| 2.11.2.1. Dijital Kameralar | 38 |
| 2.11.2.2. Kolorimetreler..... | 39 |
| 2.11.2.3. Spektrometreler | 40 |
| 2.11.2.4. Spektrofotometreler | 40 |
| 2.12. ADEZYON..... | 42 |
| 2.12.1. Adezyonun Tanımı | 42 |
| 2.12.2. Mine Dokusuna Adezyon | 43 |
| 2.12.3. Dentin Dokusuna Adezyon..... | 44 |
| 2.12.4. Klinik Uygulama Şekillerine Göre Adezif Sistemler | 45 |
| 2.12.5. Adezif Simantasyon İçin Restorasyon Yüzeylerinin Hazırlanması | 45 |
| 2.13. Reçine Simanlar..... | 46 |
| 2.13.1. Reçine Simanların Avantajları..... | 48 |
| 2.13.2. Reçine Simanların Dezavantajları | 48 |
| 2.13.3. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Reçine Simanlar | 48 |
| 2.13.4. Işıkla Polimerize Olan Reçine Simanlar..... | 49 |
| 2.13.5. Hem Kimyasal Hem Işıkla Polimerize Olan (Dual-cure) Reçine Simanlar ... | 49 |
| 2.14. Diş Renkleşmeleri | 50 |
| 2.14.1. Dış Renkleşmeler..... | 51 |
| 2.14.2. İç Renkleşmeler | 52 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 57 |
| 3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller..... | 57 |
| 3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması | 65 |
| 3.3. Dişi Temsil Eden Kompozit Reçine Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması..... | 67 |
| 3.4. Porselen Lamina Örneklerin Hazırlanması | 68 |
| 3.4.1. IPS e.max CAD Örneklerin Hazırlanması..... | 68 |
| 3.4.2. IPS EMP CAD Örneklerin Hazırlanması | 69 |
| 3.4.3. Celtra DUO Örneklerin Hazırlanması | 70 |
| 3.4.4. VITA Suprinity Örneklerin Hazırlanması | 71 |
| 3.4.5. Porselen Lamina Örneklerin Tesviye Edilmesi | 72 |
| 3.4.6. Porselen Lamina Örneklerin Kristalizasyonu | 73 |
| 3.4.7. Porselen Lamina Örneklerinin Glazürlenmesi | 73 |
| 3.5. Örneklerin Adezif Simantasyonu | 75 |
| 3.5.1. Porselen Lamina Örneklerin Yüzey Hazırlığı | 75 |

| | |
|---|-----|
| 3.5.2. Kompozit Reçine Alt Yapı Örneklerinin Yüzey Hazırlığı | 76 |
| 3.5.3. Simantasyon Aşaması..... | 77 |
| 3.6. Dijital Spektrofotometre ile Renk Ölçümü..... | 78 |
| 3.7. İstatistiksel İncelemeler | 79 |
| 4. BULGULAR | 80 |
| 4.1. Substratların Başlangıç Renk ve Kalınlık Bulguları | 80 |
| 4.2. Porselen Lamina Örneklerin Başlangıç Renk ve Kalınlık Bulguları..... | 81 |
| 4.3. Simante Edilmiş Örneklerin Renk Bulguları..... | 84 |
| 4.4. Simante Edilen Örneklerde Kalınlıklara Göre ΔL Bulgularının Değerlendirilmesi | 88 |
| 4.5. Simante Edilen Örneklerde Materyallere Göre ΔL Bulgularının Değerlendirilmesi | 89 |
| 4.6. Simante Edilen Örneklerde Kalınlıklara Göre Δa Bulgularının Değerlendirilmesi | 90 |
| 4.7. Simante Edilen Örneklerde Materyallere Göre Δa Bulgularının Değerlendirilmesi | 92 |
| 4.8. Simante Edilen Örneklerde Kalınlıklara Göre Δb Bulgularının Değerlendirilmesi | 93 |
| 4.9. Simante Edilen Örneklerde Materyallere Göre Δb Bulgularının Değerlendirilmesi | 94 |
| 4.10. Simante Edilen Örneklerde Kalınlıklara Göre ΔE Bulgularının Değerlendirilmesi | 95 |
| 4.11. Simante Edilen Örneklerde Materyallere Göre ΔE Bulgularının Değerlendirilmesi | 99 |
| 4.12. Materyallerin Kalınlığa Göre ΔE Korelasyonu | 103 |
| 5. TARTIŞMA..... | 104 |
| KAYNAKLAR..... | 123 |
| HAM VERİLER..... | 152 |
| FORMLAR..... | 153 |
| ETİK KURUL KARARI..... | 154 |
| PATENT HAKKI İZİNİ..... | 155 |
| İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI | 156 |
| ÖZGEÇMİŞ..... | 157 |

TABLOLAR LİSTESİ

| | |
|--|-----|
| Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları..... | 57 |
| Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar ve detayları..... | 61 |
| Tablo 3-3: Çalışmada kullanılan materyaller ve detayları | 63 |
| Tablo 3-5: Deney gruplarının oluşturulması | 66 |
| Tablo 4-1: Substratların kalınlık değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri..... | 80 |
| Tablo 4-2: PLV örneklerin kalınlık değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri..... | 81 |
| Tablo 4-3: PLV örneklerinin materyallere göre başlangıç değerleri..... | 82 |
| Tablo 4-4: Simante edilen örneklerde materyallere göre L^* , a^* , b^* değerleri..... | 85 |
| Tablo 4-5: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre ΔL değerlerinin değerlendirilmesi | 88 |
| Tablo 4-6: Kalınlıklarda ayrı ayrı materyallere göre ΔL değerlerinin değerlendirilmesi | 89 |
| Tablo 4-7: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre Δa değerlerinin değerlendirilmesi. | 91 |
| Tablo 4-8: Kalınlıklarda ayrı ayrı materyallere göre Δa değerlerinin değerlendirilmesi | 92 |
| Tablo 4-9: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre Δb değerlerinin değerlendirilmesi | 93 |
| Tablo 4-10: Kalınlıklarda ayrı ayrı materyallere göre Δb değerlerinin değerlendirilmesi | 95 |
| Tablo 4-11: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre ΔE değerlerinin değerlendirilmesi | 95 |
| Tablo 4-12: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre ΔE değerlerinin değerlendirilmesi | 99 |
| Tablo 4-13: Materyal gruplarında ayrı ayrı kalınlık ile ΔE korelasyonları | 103 |

ŞEKİLLER LİSTESİ

| | |
|---|-----|
| Şekil 2-1: Porselenin kristal fazı (Babu ve ark. 2015) | 11 |
| Şekil 2-2: Görünür ışık spektrumu (Paravina 2018) | 26 |
| Şekil 2-3: Beyaz ışığın cam prizmada dağılımı (Science With Me 2018) | 29 |
| Şekil 2-4: Munsell Renk Sistemi (Encyclopedia Britannica 2007)..... | 30 |
| Şekil 2-5: CIEL*a*b* Renk Sistemi (Minolta 2007)..... | 32 |
| Şekil 2-6: VITA 3D MASTER Renk Skalası ile Görsel Renk Seçimi | 36 |
| Şekil 2-7: VITA Easyshade ile Renk Ölçümü..... | 41 |
| Şekil 2-8: %37'lik ortofosforik asitle asitlenmiş mine prizmalarının SEM görüntüsü (Roulet ve ark. 2003)..... | 43 |
| Şekil 3-1: ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) | 58 |
| Şekil 3-2: Elmas kesme diski (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) | 58 |
| Şekil 3-3: VITA Easyshade Spektrofotometre (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) | 59 |
| Şekil 3-4: Metaserv 250 Cilalama Cihazı (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)..... | 59 |
| Şekil 3-5: Işık cihazı (Kerr, Washington DC, ABD) | 60 |
| Şekil 3-6: Dijital Kumpas (Özcan Hırdavat, İstanbul, Türkiye) | 60 |
| Şekil 3-7: Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar | 62 |
| Şekil 3-8: Monobond Plus Silan (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)..... | 63 |
| Şekil 3-9: Variolink Esthetic LC Sistem Kit (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) . | 63 |
| Şekil 3-10: Adherse Universal bağlantı ajanı (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) | 64 |
| Şekil 3-11: : Hidroflorik asit (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)..... | 64 |
| Şekil 3-12: Filtek Z550 Nanohibrit Kompozit Reçine (3M Espe, St. Paul, MN, ABD).64 | 64 |
| Şekil 3-13: Kompozit reçine alt yapı örneklerinin hazırlanması..... | 67 |
| Şekil 3-14: CAD/CAM Blokların Kesilmesi..... | 68 |
| Şekil 3-15: IPS e.max CAD MT A1 Blok..... | 69 |
| Şekil 3-16: IPS Empress CAD LT A1 Blok..... | 70 |
| Şekil 3-17: Celtra DUO LT A1 Blok | 71 |
| Şekil 3-18: VITA Suprinity 1M2 T Blok | 71 |
| Şekil 3-19: Porselen lamina örneklerin fırınlanması..... | 73 |
| Şekil 3-20: Celtra DUO örneklerin glazürlenmesi | 74 |
| Şekil 3-21: Örneklere glazür sürülmesi..... | 74 |
| Şekil 3-22: Örneklerin bağlantı yüzeyinin HF asitle asitlenmesi..... | 75 |
| Şekil 3-23: Örneklere silan uygulanması | 76 |
| Şekil 3-24: Kompozit substratlara bağlayıcı ajan uygulanması | 76 |
| Şekil 3-25: Örneklere reçine siman uygulanması..... | 77 |
| Şekil 3-26: Reçine simanın polimerize edilmesi | 78 |
| Şekil 3-27: Spektrofotometre ile renk ölçümü | 78 |
| Şekil 4-1: EMX-LT materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları..... | 96 |
| Şekil 4-2: EMX-MT materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları..... | 97 |
| Şekil 4-3: EMP materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları..... | 97 |
| Şekil 4-4: CD materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları | 98 |
| Şekil 4-5: VS materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları..... | 99 |
| Şekil 4-6: 0.3 mm kalınlıktaki materyallerin ΔE ortalamaları | 100 |
| Şekil 4-7: 0.5 mm kalınlıktaki materyallerin ΔE ortalamaları | 101 |
| Şekil 4-8: 0.8 mm kalınlıktaki materyallerin ΔE ortalamaları | 102 |

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

%: Yüzde

<: Küçüktür

>: Büyüktür

°C: Santigrad derece

CAD: Computer Aided Design

CAM: Computer Aided Manufacturing

CD: Celtra DUO

CIE: Commission Internationale d'Eclairage

CRI: Color Rendering Index

dk: Dakika

EMP: IPS Empress CAD

EMX: IPS e.max CAD

HF: Hidroflorik Asit

HT: High Translucent

K: Kelvin

kg: Kilogram

LED: Light Emitting Diode

Li₂SO₃: Lityum Metasilikat

LT: Low Translucent

mm: Milimetre

mm: Milimetre

MPa: Megapaskal

MT: Medium Translucent

N: Newton

nm: Nanometre

Ort: Ortalama

PLV: Porselen Lamina Vener

psi: Pounds per square inch

sn: Saniye

SS: Standart Sapma

T: Translucent

VS: VITA Suprinity

ZLS: Zirkonyumla Güçlendirilmiş Lityum Silikat

ZrO₂: Zirkonyum Oksit

ΔE : Delta

μm : Mikrometre

ÖZET

SENGEZ, G. (2019). Farklı Renk, Kalınlık ve Materyallerle Üretilen Lamina Venerlerin Renk Maskeleme Özelliklerinin İn Vitro İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı 4 farklı CAD/CAM materyali ile yapılan farklı kalınlıklardaki porselen lamina venerlerin renkleşmiş bir substratı maskeleme yeteneğini ölçmektir. C2 rengindeki kompozit reçineden (Filtek Z550) paslanmaz çelik kalıp ile 12x14 mm boyutlarında ve 4 mm kalınlığında 150 adet substrat oluşturulmuştur. Substratların rengi VITA Easyshade spektrofotometreyle ölçülmüştür. Lamina venerler elmas kesme diski ile IPS e.max MT ve LT (EMX-MT, EMX-LT), IPS Empress LT (EMP), Celtra DUO LT (CD), VITA Suprinity T (VS) CAD/CAM bloklardan 0.3, 0.5 ve 0.8 mm kalınlıklarda kesilmiştir (n=10). Variolink II ışıkla sertleşen reçine siman ile lamina venerler substratlar üzerine üretici firmanın direktifleri doğrultusunda simante edilmiştir. Simantasyon esnasında örneklerin üzerine 1 kg ağırlık konmuştur. 20 sn sonra ağırlık kaldırılıp, taşan siman temizlenerek 10 sn ışık uygulanmıştır. Örneklerin rengi tekrar ölçülmüştür. Elde edilen iki renk değeri arasındaki fark ΔE formülüyle hesaplanmıştır. Elde edilen bulgular Pearson Korelasyon Analizi, One-way ANOVA testi, Tukey HDS testi ve Tamhane's T2 testi ile karşılaştırıldı (p<0.05). Elde edilen bulgulara göre VS hariç tüm materyallerde kalınlık ve renk maskeleme yeteneği arasında pozitif korelasyon bulunmuştur. Materyallerin kalınlığa göre ΔE değerlerinin hesaplanmasında tüm gruplarda en düşük ΔE 'yi VS göstermiştir. En yüksek ΔE ise 0.3 mm'de EMX-MT, 0.5 mm'de CD ve 0.8 mm'de CD olmuştur. Tüm materyallerde kalınlık arttıkça ΔL artmıştır. Bu çalışmanın renkleşmiş dişlere porselen lamina vener yapılması konusunda kliniğe rehber olması hedeflenmektedir.

Anahtar Kelimeler: renkleşmiş dişler, lamina vener, porselen, estetik dişhekimliği, CAD-CAM

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 31409

ABSTRACT

SENGEZ, G. (2019). Effect of Different Shade, Thickness and Materials on the Shade Masking Ability of Laminate Veneers İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Restorative Dentistry. PhD Thesis. İstanbul.

The aim of this study was to investigate the shade masking ability of laminate veneers made from 4 different CAD/CAM materials. To mimic the discolored tooth, C2 shade of Filtek Z550 composite resin was used. A stainless steel mold containing 12x14 mm slots with 4 mm thickness was used to prepare 150 substrates. Shade of the substrates was measured with VITA Easyshade spectrophotometer. Laminate veneer samples of 0.3 mm, 0.5 mm and 0.8 mm layers were cut with a low-speed diamond disc from IPS e.max CAD MT and LT (EMX_MT, EMX-LT), IPS Empress CAD (EMP), Celtra DUO LT (CD), VITA Suprinity T (VS) blocs. Substrates and laminate veneers were cemented using Variolink II light curing resin cement. During the procedure, a 1 kg weight was placed on top of the veneer. After 20 seconds the weight was removed and the excess cement was cleared away. The shade of the samples was measured again. The difference between two shades was calculated using the ΔE formula. The statistical analyses were performed by Pearson Correlation Analysis, One-way ANOVA, Tukey HDS and Tamhane's T2 test ($p < 0.05$). According to the results, thickness and shade masking ability of all materials except VS were in positive correlation. Lowest ΔE values in every thickness was shown by VS. EMX-MT shows the highest ΔE value in 0.3 mm and CD in 0.5 mm and 0.8 mm. In all materials, ΔL is increased with thickness. This study targets to be a guide for clinicians about masking dark-colored teeth with laminate veneers.

Key Words: discolored teeth, dental veneers, dental porcelain, dental esthetics, CAD-CAM

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 31409

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliği sanat ve bilimin birleşimi olarak kabul edilir. İnsanların dış görünüşünde sosyal yaşamını, özgüvenini, kişiliğini etkileyen en önemli özelliklerinden biri de güldüğünde doğal, güzel görünen dişlerinin olmasıdır. Dişleri renkleşmiş, çarpık veya eksik olan kişiler daha az gülümseme veya güldüğünde dişlerini saklama eğilimindedirler. Bu tür problemlerin diş hekimi tarafından tedavi edilmesi görüntülerinde büyük değişiklikler yaratır. Kişiler yeni dişleri ile daha çok gülümser, çoğunlukla kendilerine olan güvenleri ve sosyal ilişkilerinde olan başarıları artar (Heymann 2012).

Son yıllarda medyanın da etkisiyle toplumda estetik beklenti artmış ve diş hekimine estetik restorasyon talebiyle başvuran hastalar çoğalmıştır. Gelişen yeni materyaller ve tekniklerle birlikte diş hekimlerinin uygulayabileceği estetik uygulamalar çeşitlenmiştir (Stavridakis ve ark. 2005; Azer ve ark. 2006). Estetik diş hekimliği uygulamaları hastanın isteklerine kulak vererek sorunlarına en uygun çözümü bulmayı gerektirir. Bunu yaparken fonksiyon kaybedilmemeli, aksine yapılacak olan restorasyonun temelini oluşturmalıdır (Goldstein ve ark. 2018).

Ön bölge dişlerde tedavi gereksinimi yaratan durumlar renkleşmiş veya kırık dişler, şekil bozuklukları ve çapraşıklıklardır (Peumans ve ark. 2000). Geçmiş yıllarda ön dişleri tedavi etmekte sık sık kullanılan kuron restorasyonları, adeziv diş hekimliğinin gelişmesi ile beraber yerini uzun dönem başarı gösteren lamina venerlere bırakmıştır (Çömlekoğlu ve ark. 2016). Lamina venerler kuron protezlerine göre daha minimal invazif olup prepare edilmiş veya edilmemiş dişlere reçine siman ile bağlanan 0.5 mm ile 1.0 mm kalınlıkta restorasyonlar olarak bilinir. Ancak gelişen teknoloji, 0.3 mm kalınlığında preparasyonsuz venerlerin yapımına da izin vermektedir (Nosti 2009; Skyllouriotis 2017).

Lamina venerlerin estetiğini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar arasında en önemlilerden bir tanesi renktir. İyi bir estetik sağlamak için restorasyon renginin komşu diş renkleriyle uyumlu olması oldukça önemlidir (Chu 2003). Porselen lamina venerlerin translusentliği renk maskeleyi daha da zor hale getirir çünkü porselenler ışığın geçişine ve dağılmasına izin verir, bu da alttaki substratın renginin final

renge etkilemesine sebep olur. Bu nedenle renkleşmiş dişleri restore ederken materyalin rengini seçmek ve komşu dişlere benzer optik özelliklerde bir restorasyon yapabilmek klinisyenler için zorlu bir süreçtir (Cho ve ark. 2009; Turgut ve ark. 2013).

Porselen lamina venerlerin yapımında kullanılan birçok farklı materyal bulunmaktadır. Bu materyaller farklı yöntemlerle kullanılabilir. Son yıllarda gelişen teknolojiyle diş hekimleri CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) kullanmaya ve cam porselen bloklardan lamina vener üretmeye başlamıştır.

CAD/CAM teknolojisi ile ‘tek seans diş hekimliği’ konsepti yaygınlaşmakta ve hastalarda bu konudaki beklenti artmaktadır. Bu konseptte restorasyon üretiminde hızlı ve etkili bir sonuç elde etmek amaçlanmakta, prova seanslarının mümkün olduğunca azaltılması hedeflenmektedir. Restorasyonun final rengini etkileyen faktörler kalınlık, opasite, porselen tabakalarının arasındaki ilişki, fırınlanma sayısı, porselenin markası ve üretim serisidir. CAD/CAM’in bir avantajı da tabakalama tekniğinde rengi etkileyen birçok faktörü eleyerek tek seferde daha kontrol edilebilir bir renk elde edilebilmesidir (Dozic ve ark. 2003; Chaiyabutr ve ark. 2011).

Restoratif materyallerin optik özellikleri materyalin yapısı ve kalınlığından etkilenmektedir (Volpato ve ark. 2009; Barizon ve ark. 2014; Vichi ve ark. 2014; Gunal ve Ulusoy 2018) . Aynı zamanda yapılan çalışmalar materyalin renginin üretim tekniği, simanın tipi ve kalınlığı, arka plan rengi, yüzey özellikleri ve aydınlatma koşullarından da etkilendiğini göstermiştir (Ahn ve Lee 2008; Della Bona ve ark. 2014; Kürklü ve ark. 2014; Perroni ve ark. 2016; Turgut ve ark. 2014a; Kursoğlu ve ark. 2015).

Ülkemizde ve dünyada 0.3, 0.5 ve 0.8 mm inceliğindeki laminaları inceleyen çok fazla literatür bulunmamaktadır. Bunun yanı sıra her geçen gün CAD/CAM için kullanılacak materyal çeşitliliği artmaktadır. Çalışmamızın amacı bu alanda en çok tercih edilen lityum disilikat esaslı cam porselenler, lösitle güçlendirilmiş cam porselenler ve yakın zamanda piyasaya sürülen zirkonya ile güçlendirilmiş cam porselenleri aynı çalışmada inceleyerek renk maskeleyme konusundaki başarılarını karşılaştırmalı olarak görmektir.

Bu çalışmanın hipotezi porselen lamina venerin yapıldığı materyalin cinsinin ve kalınlığının materyalin renk maskeleyme yeteneğine etkisinin olduğudur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Estetik Diş Hekimliği

Dünya üzerinde genel bir güzellik kavramı vardır. Her bir bireyin kendi yorumu ve tecrübesi bu güzellik tanımını özelleştirir. Güzellik kavramı kültür ve öz benlikten etkilenir (Goldstein ve ark. 2018).

Estetik sözcüğünün kökü antik Yunancada algı veya his demek olan “aesthesia” kelimesinden gelir. Estetik diş hekimliği ise diş hekimliğinde sanatın en saf hali olarak düşünülür. Mosby Dental Sözlüğü’nde estetik diş hekimliği “diş ve yüzün simetrisi ile görünümünü iyileştirerek kişiyi güzelleştirmeyi ve oral kavitenin fonksiyonunu sağlamayı amaçlayan yetenek ve teknikler” olarak tanımlanır (Zwemer ve ark. 2004). Estetik diş hekimliği fiziksel görünümü iyileştirerek ağız diş sağlığı sağlamanın ötesinde ömür boyu sürecek bir iyilik hali yaratmayı amaçlar (Goldstein ve ark. 2018).

Gelişen teknoloji geçmişte oldukça zorlu olarak nitelendirilen vakalarda son derece estetik sonuçlar almayı mümkün kılmıştır (Peumans ve ark. 2000). Bu tedaviler hastayı sosyal, psikolojik ve duygusal olarak pozitif yönde etkiler ve hekimler hastalarına sağladıkları bu etkiler sonucunda mesleki tatmin duygusunu yaşarlar. Estetik diş hekimliği uygulamalarının yaygınlaşması geçmişte sadece ihtiyaç halinde ve acil durumlarda ziyaret edilen diş hekimlerine daha sık gidilmesini sağlamaktadır (Reinhardt ve Capilouto 1990; White ve ark. 1995).

Güzel görünmek istemek günümüzde bir gösteriş merakı olarak nitelendirilmekten çıkmıştır. Ekonomik ve sosyal anlamda çekişmeli olan dünyamızda güzel görünmek artık bir ihtiyaçtır. Vücudun en çok görünen bölgesi yüzdür. Ağız ise yüzün en önemli üyelerinden biridir. Bu nedenle dişler kişinin yüzünde oldukça ilgi çekmektedir. Dişlerin renkleşmiş, bozuk, çarpık veya eksik olması durumunda kişide sıklıkla gülerken dişlerini kapatma güdüsü görülür. Ön bölgedeki dişsel problemlerin tedavisi kişinin görüntüsünde büyük değişimlere yol açarak özgüvenini, kişiliğini ve sosyal yaşantısını pozitif yönde etkiler. Hekimler hastalarındaki bu değişimi gördükçe estetik diş hekimliği uygulamalarına ilgi duyarak bu tedavileri sunma konusunda heves duyar. Günümüzde lamina venerler ön bölge dişlerin tedavisi için tercih edilen güvenilir, estetik ve konservatif bir yöntemdir (Beall 2007; Heymann 2012; Goldstein ve Patzer 2018).

2.2. Lamina Venerler

Vener, lokalize veya yaygın defektlerin veya renklemelerin örtülmesi için diş uygulanan ve diş rengindeki bir materyalden hazırlanan restorasyonlara verilen addır. Venerler akrilik, direkt veya indirekt kompozit, porselen veya preslenebilir porselen materyallerden yapılabilir (Yüzügüllü ve Tezcan 2005; Heymann ve Ritter 2017).

Ön dişlerinin estetik rehabilitasyonu için diş hekimine başvuran hastaların sayısı gün geçtikçe artmaktadır. Yıllar boyunca ön dişler için en çok tercih edilen ve en uzun ömürlü estetik tedavi seçeneği tam kuronlar olmuştur. Ancak estetik düzeltme yapmak adına bir dişi kuron restorasyonu ile tedavi etmek oldukça invazif bir yaklaşımdır, zira kuron preparasyonu sırasında fazla miktarda sağlam diş dokusu kaldırılır. Ayrıca bu preparasyonun periodontal dokulara ve pulpaya zararlı etkileri olabilir (Aristidis ve Dimitra 2002; Faus-Matoses 2017).

Lamina venerler ilk olarak 1938 yılında Dr. Charles Pincus tarafından Hollywood yıldızlarına film çekimi sırasında dişlerinin güzel görünmesi amacıyla uygulanmıştır. Adeziv sistemlerin olmadığı o yıllarda bu venerler dişlere geçici olarak protez yapıştırıcısı ile uygulanıyor ve yemek yerken ve uyurken çıkartılıyordu (Pincus 1938).

1983 yılında Dr. John R. Calamia, Dr. Richard J. Simonsen ve Dr. Harold Horn porselen restorasyonların içini asitleyerek mikromekanik retansiyon sağlanabildiğini ve asitlenen yüzeye silan uygulayarak bağlanma kuvvetinin arttırılabildiğini keşfeden isimler olmuşlardır. Bu yazarlar yayınladıkları makaleler ile modern lamina venerler konusunda diş hekimliği dünyasının öncüsü olmuştur. Lamina venerler doğru endikasyon ve tekniklerle uygulandığı takdirde hem uzun ömürlü hem de estetik bir tedavi seçeneği olmaları sebebiyle tercih edilmektedir (Calamia 1983; Horn 1983; Simonsen ve Calamia 1983; Calamia ve Simonsen 1984).

Asitleme ve silan uygulaması yapılmadan önce 230 psi (pounds per square inch) olan bağlanma kuvveti bu uygulamalarla 2000 psi'nin üzerine çıkarılabilir. Bu yöntemle ince porselen tabakaları da diş dokusuna bağlanır. G.V. Black'in amalgam, altın restorasyonlar ve metal porselen kuronlarda retansiyon ve rezistansı sağlamak için önerdiği hatırı sayılır miktarda diş dokusunun kaldırılması gerekliliği porselen lamina venerler için geçerli değildir (Nash 2011).

Lamina venerlerin tercih edilme sebepleri arasında mükemmel optik özellikleri barındırmaları, translüsent olmaları, ayrıca doğal diş dokusunu koruyan minimal invazif preparasyona izin vermeleridir. İdeal bir vener restorasyonu estetik görünmesi için mümkün olduğunca ince ve translüsent olmalıdır (Griffiths ve ark. 2008).

İlk zamanlarda lamina venerlerin minimal preparasyon yapılarak, hatta hiç preparasyon yapılmadan uygulanması önerilse de (Horn 1983; Calamia 1985; Plant ve Thomas 1987; Reid ve ark. 1988) bu yöntemle olması gerekenden daha hacimli ve yumuşak dokuları irrite eden venerler elde edilmiştir. Günümüzde diş dokusunun çeşitli miktarlarda kaldırılmasını savunan görüşler vardır (Peumans ve ark. 2000; Gürel 2007; Della Bona 2009; Ho 2017).

Preparasyon yapıldığında az retansiyon kabiliyetine sahip en üst yüzeydeki prizmatik mine kaldırılmış olur. Preparasyonun tamamen mine sınırları içinde kalması ideal bir bağlantı sağlamak için gereklidir. Son jenerasyon dentin adeziv sistemleri oldukça gelişmiş olsa da, mine ve porselenin bağlantısı dentin ve porselene göre daha ileri düzeydedir. Vener preparasyonu sırasında geniş miktarda dentinin açığa çıktığı durumlarda restorasyonda kopma, marjinal renkleşme, diş hassasiyeti gibi sorunlar görülebilir (Van Meerback ve ark. 1998; Peumans ve ark. 2000; Heymann ve Ritter 2017).

Bazı yazarlar ise çok az preparasyonlu veya preparasyonsuz lamina vener uygulamasını savunmaktadır. Bu yöntem oldukça minimal invazif olup diş dokusunu korumasının yanı sıra anestezi yapmayı ve seanslar arası geçici restorasyon hazırlamayı gerektirmez (Goldstein 2007; Nosti 2009; D'arcangelo 2018).

2.2.1. Lamina Vener Restorasyonların Endikasyonları

Lamina vener restorasyonlar estetik problemlere çözüm bulmak adına üretilmiş konservatif bir tedavi yöntemidir. Renkleşmiş, malpozisyonlu, şekil bozukluğu olan, boyut ve hacmi yetersiz olan dişlerde ve/veya diastema varlığında kullanılır. Ayrıca herhangi bir hastalık veya travma sonucu yaşanan diş dokusu kayıplarının restorasyonunda da yer alabilir (Peumans ve ark. 2000; Radz 2011).

Magne ve Belser (2002) lamina venerler için endikasyonları şöyle sınıflandırmışlardır:

Tip 1: Beyazlatmaya dirençli olan dişler

Tip 1A: Tetrasiklin renkleşmeleri (3. ve 4. derece)

Tip 1B: İnternal ve eksternal beyazlatmaya cevap vermeyen dişler

Tip 2: Majör morfolojik bozukluklar

Tip 2A: Konik dişler (peg lateral)

Tip 2B: Diastema ve interdental bölgedeki üçgen boşluklar

Tip 2C: İnsizal kenarın uzatılması veya fasiyal yüzün hacminin artırılması

Tip 3: Geniş restorasyon gerektiren dişler

Tip 3A: Büyük kuron kırıkları

Tip 3B: Erozyona uğramış ve aşınmış dişler

Tip 3C: Konjenital malformasyonlar

Bu sınıflamada preparasyonsuz ve minimal preparasyonlu lamina venerler Tip 1 ve 2 grubuna girmektedir. Tip 3 endikasyonlara giren dişlerde yapılacak restorasyon daha geniştir ve ideal estetiği olduğu kadar fonksiyonu da rehabilite etmesi gerekmektedir (Magne ve Belser 2002; Radz 2011).

2.2.2. Lamina Vener Restorasyonların Kontraendikasyonları

Lamina Vener restorasyonların yapılmasının uygun görülmediği durumlar şunlardır:

- Parafonksiyonel alışkanlıklar (orta ve şiddetli bruksizm)
- Baş başa kapanış varlığı
- Aşırı protrüzyon varlığı
- Yumuşak doku hastalıkları
- Yüksek flora maruz kalan dişler
- Aşırı malpoze dişler
- Yeterli mine dokusunun olmaması
- Bağlantı yüzeyinde geniş ve/veya hasarlı dentin varlığı (demineralize, sklerotik dentin) (Peumans ve ark. 2000; Gürel 2011; Radz 2011)

2.3. Lamina Vener Yapım Şekilleri

Lamina vener yapım şekilleri direkt ve indirekt olmak üzere 2'ye ayrılır.

2.3.1. Direkt Lamina Vener Restorasyonlar

Direkt lamina venerler estetik olarak problemlili dişlere diş hekimi tarafından ağız içinde yapılan restorasyonlardır. Laboratuvar işlemleri gerektirmez ve diş renginde kompozit reçine materyallerle yapılır. Diş yüzeyinde preparasyon yapılarak veya yapılmaksızın uygulanabilir (Heymann ve Ritter 2017).

Günümüzde adeziv sistemlerin gelişmesi sayesinde direkt kompozit venerlerin endikasyonları artmıştır. Renkleşmiş, lekeli, boyutsal olarak küçük, mine defekti bulunan, kırılmış veya aşınmış dişlerin parsiyel veya bütün olarak direkt kompozit venerlerle restore edilmesi mümkündür. Madde kaybının çok olduğu, parafonksiyonlu dişlerde ve oral hijyenin kötü olduğu ağızlarda kontraendikedir (Layliev ve Golub-Evans 2001).

Direkt kompozit venerlerin indirekt tekniğe göre avantajı hızlı sonuç vermesi, laboratuvar masrafı olmaması, anestezi gerektirmemesi, minimal preparasyonla veya hiç preparasyon yapmadan uygulanabilmesi, kırılma durumunda kompozit reçine ile kolayca onarılabilmesidir (Heymann ve Ritter 2017; Layliev ve Golub- Evans 2001).

Direkt venerlerin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Polimerizasyon büzülmesine uğramaları, mikrosızıntının fazla olması ve uzun süre renk stabilitesini koruyamamaları bunlardan bazılarıdır. Genç ve çocuk hastalarda iyi sonuç veren bu tekniğin yetişkinlerde kullanılabilmesi diş sert dokularındaki kaybın hacmi ve restore edilen diş sayısına bağlıdır. Çok sayıda restorasyonun hasta ağızında yapıldığı vakalarda tüm dişlerde marjinal adaptasyon, renk ve şeklin mükemmel olması zordur. Bunun yanısıra geniş mine kaybının daha elastik olan kompozit ile restorasyonu sonucunda gereken kuron rijitliği sağlanamayabilir. İnsizal aşınma (chipping ve kırıklar) ile restoratif materyallerin elastik modülüsü ve kırılma dayanımı arasında bağlantı vardır. İnsizal kenarı da içeren geniş restorasyonlarda indirekt porselen lamina venerler daha başarılı sonuç verecektir (Peumans ve ark. 1998; Magne ve ark. 2000; Magne ve Douglas 2000; Magne ve Belser 2002).

2.3.2. İndirekt Lamina Vener Restorasyonlar

Hasta ağzından alınan ölçüden elde edilen model üzerinde çeşitli materyal ve tekniklerle hazırlanabilen restorasyonlardır. Hazırlanan restorasyon dişe bağlayıcı ajan yardımı ile simante edilir (Garber 1989).

İlk olarak Faunce (1975) tarafından indirekt akrilik reçine vener tekniği tanımlanmıştır. Daha sonra 1979 yılında üretilmeye başlanan prefabrik akrilik venerler (Mastique Lamina Vener Sistemi) piyasaya sürülen ilk ticari venerler olmuştur. Bu teknik indirekt akrilik venerler ve ışıkla sertleşen kompozit reçine siman ile arasında kimyasal bir bağlantı kurularak dişe uygulanması esasına dayanır. Zamanla kimyasal bağlantı yönteminin uzun dönemde kopma ve kırıklara yok açtığı anlaşılmıştır. Aynı zamanda akrilik venerler su emdiği ve aşınmaya karşı dirençsiz olduğu için dişi estetik ve fonksiyonel olarak taklit etmekten uzaktır. Bu nedenle günümüzde yalnızca geçici olarak kullanılmaktadır (Faunce ve Faunce 1975; Boyer ve Chalkley 1982; Radz 2011).

2.3.2.1. İndirekt Kompozit Venerler

İndirekt kompozit lamina venerler akrilik venerlere kıyasla renk stabilitesi daha yüksek, daha estetik ve aşınmaya karşı daha dirençlidir. Ayrıca yapım aşamaları sırasında ısı ile polimerize edildiği için direkt kompozite göre daha yüksek oranda polimerize olurlar. Bu sebeple indirekt lamina venerler direkt kompozit sistemler yerine tercih edilebilir. Ancak pahalı olması, dişe bağlanması için adezif siman sistemi gerektirmesi ve seansların uzun sürmesi dezavantajları arasındadır (Hickel ve ark. 2004; Bağış ve Bağış 2006; Nash 2011; Korkut ve ark. 2013).

Kompozit reçine materyallerin mikrosızıntıya sebep olması, yüzey özelliklerinin zamanla değişmesi ve polimerizasyon büzülmesine uğramaları gibi sebeplerle lamina venerlerde kullanılmak üzere yeni materyal arayışına girilmiştir. Daha estetik ve uzun ömürlü bir materyal arayışı sırasında Calamia ve Simonsen (1983) ile Horn (1983)'un yaptığı çalışmalar porselenin asitleme işlemiyle dişlere uzun dönemde başarıyla bağlanacağını bildirmesi dikkatleri porselen üzerine çekmiştir. O günden bu yana porselen lamina venerler gelişmeyi sürdürmektedir (Calamia ve Simonsen 1983; Horn 1983; Peumans ve ark. 2000; Nash 2011; Radz 2011).

2.3.2.2. Porselen Lamina Venerler

Porselen uzun süredir dişhekimliğinde kullanılmakta olan bir materyal olup mine dokusunun optik özelliklerini taklit edebilmesi, renk stabilitesi, aşınma direnci ve biyouyumlu olması gibi avantajlara sahiptir. Bunun yanısıra ileri derecede renkleşmiş olan dişlerin örtülmesinde, yaygın şekil bozukluklarının ve büyük miktarda diş dokusu kayıplarının giderilmesinde ve estetik açıdan indirekt porselen lamina venerlerin uzun dönem başarısı kompozit lamina venerlere göre daha yüksektir (Garber 1988; Peumans ve ark. 2000; Magne ve Belser 2004; Fradeani ve ark. 2005). Porselenlerin adeziv ve kohezif kuvvetlere karşı direnci kompozit reçineye kıyasla yüksek olduğundan, dişin boyunun uzatılması gerektiği durumlarda porselen lamina vener tercih edilmelidir (Jordan 1993; Yüzügüllü ve Tezcan 2005).

Porselen lamina venerler ince olmaları sebebiyle kırılımandır; ancak dişe simante edildikten sonra çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı oldukça dayanıklıdır. Bu sayede ağız içindeki fonksiyonel kuvvetleri karşılayabilecek duruma gelirler ve uzun süre kullanılırlar (Nash 2011).

Porselen lamina venerlerin en önemli avantajlarından bir tanesi de periodontal dokulara zarar vermemesidir. Düzgün bitirilmiş, iyi cilalı restorasyon kenarları plak retansiyonunu önleyerek periodontal sağlığın korunmasına olanak tanır. Yapılan bazı çalışmalar plağın altına, kompozit reçineye ve mineralize diş dokularına kıyasla porselen yüzeyinden daha hızlı temizlendiğini göstermiştir. Bazı yazarlar doğal dişlere kıyasla porselen restorasyonlardaki plak akümülyasyonunda artış olmadığını, aksine plak miktarının ve plak florasındaki bakterilerin canlılığının azaldığını belirtmektedir (Kourkouta ve ark. 1994; Peumans ve ark. 2000; Magne ve Belser 2002).

Porselen lamina venerlerin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Tamir edilebilmelerinin zorluğu, yapım tekniğinin hassasiyet gerektirmesi, daha fazla zaman ve para gerektirmesi bunlardan bazılarıdır (Stappert ve ark. 2018).

2.4. Tam Porselen Sistemler

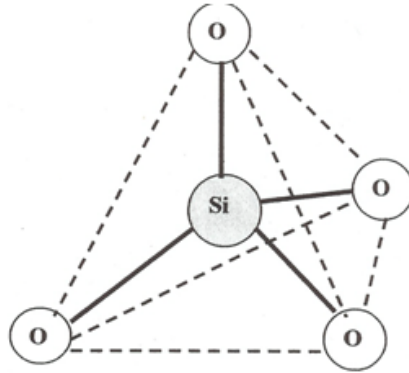
Seramik, metal olmayan inorganik bir materyalin yüksek ısıda fırınlanarak istenen özelliklerin elde edildiği ürünlere verilen genel addır. Seramik sözcüğü Yunanca “keramikos” sözcüğünden gelmektedir ve ateşte yanarak üretilen madde demektir.

Seramikler sert, dayanıklılığı metallere kıyasla daha düşük olan, ısı ve elektrik iletkenlikleri az ve dental restorasyonların üretiminde kullanılabilen materyallerdir (Shillinburg ve ark. 1997; Coşkun ve Yaluğ 2002; Sakaguchi ve ark. 2018).

Porselen ise daha spesifik bir terim olup kaolin, kuartz ve feldspatın belli oranlarda karıştırılması ile elde edilen seramik materyal çeşididir. Günümüzde ön bölge estetik restorasyonlarda doğal dişlerle renk ve translusentlik açısından en uyumlu materyal porselendir. Adeziv sistemlerin gelişmesiyle birlikte dental porselenlerin kullanımı yaygınlık kazanmıştır. Dental porselenler metal alt yapılı restorasyonlarda, tam porselen restorasyonlarda ve hareketli protezlerde kullanılan dişlerde kullanılmaktadır (Pilathadka ve Vahalove 2007; Sakaguchi ve ark. 2018).

Porselenler kolayca sıvı, gaz, alkali ve zayıf asitlerle reaksiyona girmezler. Plastiklere kıyasla korozyona dirençli, uzun ömürlü, dayanıklı, kırılmaya karşı dirençlidirler. Ancak bu maddeler gevrektiler ve aşırı esneme veya çabuk ısınma soğuduğunda (örn. termal şok) kırılabilir (Anusavice ve ark. 2013).

Diş hekimliğinde kullanılan porselenler oksijen gibi metal olmayan bir elementin bir veya birden çok metal/yarı metal elementle (alüminyum, bor, kalsiyum, seryum, lityum, magnezyum, fosfat, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) yaptığı bileşimi içerir. Porselenler hem metal, hem ametal içeriğe sahip olsa da yapısal olarak ametaldir. Porselenler camsı matriks içinde bulunan farklı kristal partiküllerinden meydana gelir. Camsı matriks amorf, transparan ve düzensiz bağlar içeren bir yapıdır. Kristal faz ise sıralı dizilmiş atomlardan oluşmuştur ve daha düzenlidir. Camsı matriksin yoğun olması translusentliği artırırken kırılma direncini azaltır. Kristal matriksin yoğun olması ise mekanik direnci artırır, ancak estetik özellikleri azaltır. Yapısında ortadaki Si^{+4} kationunun dört köşesine bağlanan O^- anyonlarının oluşturduğu silisyum tetrahedra (SiO_4) zincirleri vardır. Bu yapı iyonik ve kovalent bağlar içerir. Porselen temel olarak feldspat, kaolin ve kuartzdan oluşmaktadır (Van Dijken 1999; Anusavice ve ark. 2013; Sakaguchi ve ark. 2018).



Şekil 2-1: Porselenin kristal fazı (Babu ve ark. 2015)

Feldspat: Potasyum feldspat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve sodyum feldspat'ın ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) karışımından oluşur. Porselene translusentlik özelliğini veren ve ana yapısını oluşturan maddedir. Porselenin içeriğinde %60-70 oranında bulunur. 1100-1300 °C'de eriyen feldspat, kuartz ve kile matriks oluşturur. Bu madde erime sırasında bileşenlere akışkanlık kazandırır ve camsı bir matriks oluşturarak bileşenleri bir arada tutar (Zaimoğlu ve ark 1993; Coşkun ve Yaluğ 2002; Yavuzyılmaz 2005; Anusavice ve ark. 2013).

Kuartz(Silika): Kuartz silika (SiO_2) yapısında olup porselenin iskeletini oluşturmaktadır. Porselenin içeriğinde %25-30 oranında bulunur. Erime ısısı 1700 °C'dir. Termal genişleme katsayısını kontrol ederek pişirme sonrası meydana gelebilecek büzülme engeller. Porselenin dayanıklılığını artırır (Zaimoğlu ve ark 1993; Coşkun ve Yaluğ 2002).

Kaolin: Kimyasal formülü $Al_2O_3.2SiO_2.2H_2O$ 'dir. Çin Kili olarak da adlandırılır. Erime ısısı 1800 °C'dir ve ısıya oldukça dayanıklıdır. Yapışkan bir yapıya sahiptir ve materyalleri bir arada tutma özelliği vardır. İçeriğinde %1-5 oranında bulunur. Opak yapıdadır ve ışığı geçirmez. Bu nedenle günümüzde porselenlerin yapısında çok kullanılmamaktadır.

Bu maddeler haricinde porselenlere renk pigmentleri, akışkanlar, opaklık ve floresans özelliğini arttıran ajanlar, ara oksitler eklenebilir (Kelly ve ark. 1996; Coşkun ve Yaluğ 2002; Sakaguchi 2018).

2.5. Tam Porselenlerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması

Porselen lamina venerlerin yapım teknikleri 4'e ayrılır:

- A. Platin folyo tekniği
- B. Revetman üzerinde şekillendirme
- C. Dökülebilir porselen sistemler (ısı-basınç, dökülebilir apatit)
- D. Bilgisayar destekli sistemler (CAD/CAM) (Quinn ve ark. 1986; Garber ve ark. 1988; Magne ve Belser 2002; Stappert ve ark. 2018)

2.5.1.1. Platin Folyo Tekniği

Tam porselen sistemlerde revetman bulunmadan önce platin folyo tekniği kullanılmıştır. Porselen lamina venerlerin yapımında platin folyo tekniği ilk kez 1983 yılında Horn tarafından uygulanmıştır. Bu teknikte hasta ağzında diş preparasyonu tamamlandıktan sonra alınan ölçüye alçı dökülürken tüm dişlere day çivisi yerleştirilir. Restorasyon yapılacak dişler kaideden çıkarılır ve kıl testere ile ayrılır. 0,025 mm kalınlığındaki platin folyo üçgen şeklinde kesilir ve dayın üzerine adapte edilir. Fazlalıklar kesilir. Seçilen porselen model üzerine kondanse edilir ve pişirilir. Bu yöntem fazla ekipman gerektirmemesi, hızlı olması ve ilave gerektirmeden iyi bir yüzey elde edilmesi ile avantajlıdır. Ancak manipülasyon zorluğu, kenar adaptasyon sorunu ve teknik hassasiyetten dolayı bu teknik zamanla terk edilmiştir (Horn 1983; Plant ve Thomas 1987; Garber ve ark. 1988; Gözneli ve Başbuğ 2012).

Örnek sistemler:

Reneissance (Williams Gold Refining Co., ABD)

Platideck (Schone Edel-metaal, Degussa, Hollanda)

2.5.1.2. Revetman Üzerinde Şekillendirilerek Elde Edilen Porselenler

İlk olarak 1972 yılında Southan ve Jorgensen tarafından refraktör day üzerinde platin folyo kullanmadan alümina porselen fırınlanmış ve Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) elde edilmiştir. Bu sistemde preparasyon sonrası hasta ağzından alınan ölçüye veya hastanın modelinden alınan silikon ölçüye revetman dökülerek dublikat elde edilir. Sertleşen revetman ölçüden çıkarıldıktan sonra “degazing”

işlemi yapılmalıdır. Üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda 1040-1066 °C’de fırınlanan revetman sonrasında soğumaya bırakılır. Degazing işlemiyle modeldeki amonyumlu gazlar uzaklaştırılmış olur. Sonrasında porselen hamuru direkt refraktör day üzerinde şekillendirilerek fırınlanır. Çıkan porselenin iç yüzeyi kumlanır ve day malzemesi uzaklaştırılır. Bu alt yapı materyali üzerine mine ve dentin porselenleri işlenerek restorasyon tamamlanır (Southan 1972; Mink ve Timmons 1984; Barreto ve ark. 1986; Garber ve ark. 1988).

Bu sistem özel ekipman gerektirmemesi, minimum diş kesimine ve 0.3 mm kalınlıkta lamina venerlerin yapımına izin vermesi ve estetik sonuçlar elde edilmesi gibi avantajlara sahiptir. Ancak sınırlı endikasyonu olması, zor ve teknik hassasiyet gerektiren bir sistem olması gibi dezavantajları vardır (Garber ve ark. 1988).

Örnek sistemler:

- Hi-Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- In-Ceram (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- Vitadur (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- Optec (Jeneric, Pentron Inc., ABD)
- Cerestore/Alceram (Innotek Dental Corp., ABD)

2.5.2. Dökülebilir Cam Porselen Sistemler

Bu sistemde hasta ağzından elde edilen model üzerinde mum ile modelaj yapılır. Daha sonra bu mum model revetmana alınır ve düşük sıcaklıkta uçurulur. Revetmana degazing işlemi yapıp mumdaki kalan boşluğun yerine santrifüj döküm tekniği kullanılarak materyal dökülür. Bu sistemde renk seçenekleri sınırlı olduğu için tabakalama veya boyama ile karakterizasyon sağlanır (Hobo ve Iwata 1985; Demirtola ve Gür 1988; Garber ve ark. 1988)

Avantajları karşıt mineyi aşındırmamaları, plak akümülyasyonunun mineye göre az olması, fırınlama büzülmesinin düşük oluşu, kolay cilalanabilmesi, estetik olmasıdır. Dezavantajları ise laboratuvar işlemlerinin zor ve yüksek maliyetli olması, kırılma direncinin düşük olması, ışık geçirgenliği çok olduğu için ağız boşluğunun renginin

yansıması ve diastema kapatılmasında gri renk oluşmasıdır. Ayrıca yapılacak restorasyonda çok fazla renk değişimi yapılmak isteniyorsa bu sistem uygun değildir (Garber ve ark. 1988; Zaimoğlu ve Can 2004).

Örnek sistemler:

- Dicor (Ceramco/Dentsply, ABD) (dökülebilir porselen)
- Cerapearl (Kyocera, ABD) (dökülebilir apatit)

2.5.3. Isı Basınç ile Preslenebilen Porselen Sistemler

Laboratuvar aşamaları dökülebilir cam porselenler ile benzerlik taşır. Hazırlanan modelajın kayıp mum tekniği ile uçurularak, oluşan boşluğa eritilmiş porselen ingotların kontrollü ısı ve basınç ile preslenmesiyle yapılır. Bu sistem mum üzerinde modele edilen anatomik yapıları birebir restorasyona aktarma imkanı sunar. Üretiminin kolay olması, optik ve mekanik özelliklerinin üst düzey olması gibi avantajlar sunduğu için oldukça popülerdir (Albakyr ve ark. 2003; Aboushelib ve ark. 2012).

Örnek sistemler:

- IPS Empress (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- IPS Empress II (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- IPS e.max Press (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)
- Finesse (Ceramco, Almanya)

2.5.4. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM)

Önceden üretilmiş blokların bilgisayar destekli sistemle freze edilmesi esasına dayanır. Bu sistemde ağız içi kamera veya hastadan elde edilen modelin optik yüzey tarayıcı ile taranması sonucu diş preparasyonu bilgisayara aktarılır. Elde edilmek istenen restorasyon bilgisayar üzerinde tasarlanır. Restorasyonun son hali sistem için özel üretilmiş bloklardan elmas frezler yardımıyla üretilir (Coşkun ve Yaluğ 2002). Bu sistemlerin teknolojik gelişmelerle beraber, hastaların hem fonksiyonel hem de estetik

ihtiyaçlarının giderilmesini sağlaması günümüzde yaygın olarak tercih edilmelerine sebep olmuştur (Borba ve ark. 2011).

CAD-CAM sistemi ilk kez 1960'larda uçak ve otomotiv sanayinde kullanılmak üzere keşfedilmiş olup diş hekimliğinde kullanımı 1970'leri bulmuştur. 1971 yılında Fransız Dr. Francois Duret CAD/CAM'i diş hekimliğine uyarlayan ilk kişi olmuştur. İlk CAD/CAM restorasyonu 1983 yılında üretmiştir. Sonrasında Sopha Bioconcept System (Sopha Group, Los Angeles, ABD) adını verdiği sistemi geliştirmiş olsa da sistem kullanım zorluğu ve maliyetli olması gibi sebeplerle yaygınlaşmamıştır (Duret ve Preston 1991; Preston ve Duret 1997; Davidowitz ve Kotick 2011).

Ticari olarak yaygınlaşan ilk CAD/CAM sistemi olan CEREC (Sirona Dental Systems, Almanya) geliştiren kişi Dr. Mörmann ve elektrik mühendisi olan Dr. Marco Brandestini'dir. Bu sistem kompakt bir bilgisayar sistemi ile hasta ağzından optik kamera ile ölçü alıp, aynı sistemde restorasyonu tasarlamayı ve üretmeyi içeriyordu. Bu sistemin gelişmesi hastalara aynı gün restorasyonun takılabilmesine olanak sağladığı için oldukça yenilikçi sayılmaktadır (Mörmann 1989; Miyazaki ve ark. 2009).

İlk retilen CAD/CAM sistemler inley, onley, vener ve kuron yapımına izin veriyordu. Günümüzde bu sistemler köprü, implant abutment'ı, ortodontik apareyler ve cerrahi rehber plakların yapımında da kullanılabilir ve dünya çapında gitgide yaygınlaşmaktadır (Miyazaki ve ark. 2009).

CAD/CAM sistemlerde restorasyon üç aşamada tamamlanır. Bunlar;

- Prepare edilmiş diş veya kaviteden üç boyutlu veri toplama (optik ölçü)
- Özel geliştirilen yazılımla restorasyonun tasarımı
- Restorasyonun retimi (Hickel ve ark. 1997)

CAD-CAM sistemler, klinik ve laboratuvar sistemleri olarak ayrılır. Klinik sistemler; elle tutulan bir tarayıcı, tasarımın yapıldığı bir bilgisayar ekranı ve restorasyonun üretildiği kazıyıcı cihazdan oluşur. Klinik sistemlerde tarayıcı, ls alınmak istenen blėeye yaklaştırılarak 2 boyutlu (2-D) veya 3 boyutlu (3-D) görüntü alır. Alınan görüntü monitöre aktarılır ve restorasyon tasarlanır. Tasarım kazıyıcı cihaza gönderilerek, restorasyon prefabrike bloklardan üretilir. Bu bloklar feldspatik, lösit, lityum disilikat porselenlerden veya kompozitten oluşabilir. Ağzda prova yapılıp

onaylanan restorasyon adeziv tekniklerle simante edilir (Pfeiffer 1998; Fasbinder 2013; Santos ve ark. 2013).

Laboratuvar sistemde ise alınan dijital ölçü laboratuvara internet üzerinden yollanır. Tasarım ve üretimi laboratuvarında gerçekleşen restorasyon kliniğe gönderilir. Diğer bir seçenek ise konvansiyonel ölçü alınıp model dökülerek laboratuvarında bu modelin tarayıcı cihaza okutulmasıdır (Miyazaki 2009; Fasbinder 2013). Günümüzde bu sistemlerin herhangi biriyle üretilen restorasyonlar fonksiyonel ve estetik açıdan klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar vermektedir (Wittneben ve ark. 2009; Kollmuss ve ark. 2015).

2.5.4.1. Veri Toplama (Bilgisayar destekli ölçü alımı)

Bilgisayarlı yüzey taraması veya sayısallaştırma olarak adlandırılabilir. Bilgisayar destekli sistemlerde ölçü alımında farklılıklar görülür. Kimi sistemler üç boyutlu görüntü alabilen ağız içi kamera kullanırken, kimi sistemler ise ağız içi ölçü almaya uygun değildir ve yalnızca modelden ölçü alan masa üstü tarayıcıları kullanır.

Tarayıcılar mekanik ve optik olmak üzere 2'ye ayrılabilir:

Mekanik Tarayıcılar: Model tarayıcı bir uç ile mekanik olarak taranır. Prepare edilmiş dişin haritası çıkartılır ve üç boyutlu bir model elde edilmiş olur.

Optik Tarayıcılar: Hızlı ve yüksek çözünürlüklü dijital görüntü elde etmeyi sağlarlar. Beyaz ışık demeti veya lazer ışığı kullanan tarayıcı uçtan gelen veriyi üç boyutlu bir görüntüye dönüştürür. Ağız içinden yalnız optik tarayıcı ile görüntü alınırken, ağız dışında modelden ölçü alan tarayıcılar mekanik veya optik olabilmektedir (Mehl ve ark. 1997; Luthard ve ark. 2002; Quaas ve ark.2007;).

Ağız içi ölçü tekniği günümüzde;

- hasta konforunu arttırması,
- ölçü materyalinin distorsiyonunu engellemesi,
- diş preparasyonunun üç boyutlu olarak incelenmesine olanak sağlaması,
- zaman kazandırması,
- maliyeti azaltması gibi avantajlara sahiptir (Christensen 2009; Yüzbaşıoğlu ve ark. 2014).

2.5.4.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)

CAD, “computer aided design” sözcüklerinin kısaltmasıdır. Hastadan elde edilen dijital modeller üzerinde özel bilgisayar yazılımıyla restorasyonun üç boyutlu tasarımı yapılmaktadır. Bu tasarım, okluzal kontaktların ve morfolojinin doğal dişlerle uyum içerisinde olduğu bir restorasyon elde etmeye yönelik olmalıdır. Konvansiyonel sistemde bu parametreler teknisyen tarafından ayarlanırken, CAD/CAM sisteminde CAD yazılımı tarafından tasarım gerçekleştirilebilir (Ender ve ark. 2011; Kollmuss ve ark. 2013).

Günümüzde CAD yazılımları biyojenerik diş modelini kullanır. Bu model, yüzlerce sağlam insan dişinden alınmış üç boyutlu görüntülerden oluşan bir kütüphaneyi esas alır. Yazılım restore edilecek dişin yanındaki komşu, antagonist ve kontralateral dişleri inceleyerek bir restorasyon teklifi oluşturur. Bu teklif üzerinde elle bazı değişiklikler yapılabilir (Kollmuss 2013; Litzemberger 2013).

2.5.4.3. Bilgisayar Destekli Üretim (CAM)

CAM, “computer aided manufacturing” sözcüklerinin kısaltmasıdır. Tasarımı yapılmış olan restorasyon bilgisayar destekli üretim cihazları ile üretilir. Bu üretim “eksiltme” veya “ekleme” yöntemi ile yapılır. Eksiltme yönteminde prefabrike bloklardan restorasyonun elmas frezlerle kazınması ile restorasyon üretilir. Ancak bu yöntemde bloğun çok küçük bir kısmı kullanılır ve neredeyse %90’ı boşa harcanmış olur (Strub ve ark. 2006; Patil ve ark. 2018). Bu nedenle eksiltmeye alternatif olarak serbest şekilli üretim (solid free-form fabrication) gibi ekleme yöntemi ile üretim yapan sistemler ortaya çıkmıştır. Ekleme yönteminde porselen veya materyal tozları katmanlar halinde eklenerek sinterize edilir ve restorasyon tamamlanır. Böylece boşa harcanan materyal sorununun önüne geçilmiş olur. Bazı CAD/CAM sistemleri de ekleme ve eksiltme yöntemlerini kombine ederek kullanır (Strub ve ark. 2006).

Örnek CAD/CAM sistemler aşağıdaki gibidir:

- CEREC (Sirona Dental Systems, Almanya)
- Cercon (DeguDent GmbH, Hanau, Almanya)
- Procera All Ceram (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç)

- Lava (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD)
- Bego Medifactoring (BEGO, Almanya)
- Wol-Ceram (Wol-Dent, Ludwigshafen, Almanya)

2.5.5. CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

CAD/CAM sistemlerin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- 1) Tek seansta yapılabilmelerinden dolayı bekleme süresini ortadan kaldırır. Geçici restorasyon hazırlama gerekliliği yoktur. İkinci kez anestezi uygulaması gerektirmez. Bu sayede ilave malzeme ve işçilik ihtiyacı kalmaz, zaman kazandırır.
- 2) Ağız içi ölçü hem hastalar hem de hekimler için daha konforludur. Özellikle bulantı refleksi olan hastalar için uygundur.
- 3) Konvansiyonel ölçü alınmadığından ölçü materyali ve alçıdan kaynaklanan hava kabarcığı ve distorsiyon gibi problemler elimine edilmiş olur.
- 4) Klinik ve laboratuvar arası olası çapraz enfeksiyon riski azaltılır.
- 5) Kişilerden kaynaklı hata riskleri azalır.
- 6) Yüksek kaliteli blok kullanımına olanak tanır. Prefabrike homojen bloklardan üretilen restorasyonlar yüksek dirençli ve güvenilirdir.
- 7) Siman aralığı, materyal kalınlığı gibi çeşitli parametrelerin ayarlanmasını sağlar.
- 8) Sistem verileri kaydettiği için restorasyonun prova sırasında kırılması, kaybolması gibi durumlarda kolayca yeniden üretilebilir (Mörmann ve ark. 1989; Christensen 2005; Birnbaum ve ark. 2009).

2.5.6. CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

CAD/CAM sistemlerin dezavantajları şu şekilde sıralanabilir:

1) Kullanıcıların cihazın eğitimini almak için zaman ve para harcaması gerekmektedir.

2) Cihazın maliyeti yüksektir. Klinikte yeterli sayıda restorasyon yapılmıyorsa maliyetini karşılamak uzun zaman alacaktır.

3) Subgingival marjinlere sahip preparasyonlarda görüntü alınması zorlaşabilir, bu durumlarda diş eti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelir (Mörmann 1989; Davidowitz ve Kotick 2011).

2.6. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Son yıllarda diş hekimliği, yeni gelişen cihaz ve materyallerle yeniden şekillenmiştir. CAD/CAM sistemleri geçici ve kalıcı restorasyon üretiminde gitgide popülerlik kazanmaktadır. İlk başlarda yalnızca tek üyeli restorasyonlar üretilebilirken bugün venter, krom, köprü ve inley-onley gibi çeşitli restorasyonların üretilmesi mümkündür. CAD/CAM sistemlerde kullanılan prefabrike homojen bloklar yüksek kalitede restorasyonların üretilmesine olanak tanımaktadır (Beuer ve ark. 2008).

CAD/CAM sistemleri için üretilen bloklar, yüksek basınç altında sıkıştırılarak üretilir. Bu sebeple yoğunlukları yüksektir, porözite içermez ve yüksek mekanik özelliklere sahiptir. Bu bloklar kullanılarak hızlı bir şekilde üretilen restorasyonlara cila ve glazür işlemleri kolayca yapılarak tek seansta hasta ağızına uygulanabilir (Giordano 2006; Strub ve ark. 2006).

CAD/CAM blokları yarı sinterlenmiş ve tam sinterlenmiş olarak bulunabilir. Yarı sinterlenmiş materyallerin işlenmesine sert, tam sinterlenmiş blokların işlenmesine ise yumuşak işleme adı verilir. Yarı sinterlenmiş bloklar porözdür ve kolay aşındırılır. Sonrasında poröz yapının elimine edilmesi ve materyalin dayanıklılığının artırılması için için materyal tekrardan sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Tam sinterlenmiş materyallerin işlenmesi ise zor ve yavaş olur, işleme sırasında frezlerin çabuk aşınması veya restorasyonun iç yüzeyinde çatlak oluşumu gibi problemler oluşabilir (Griggs 2007; Guess ve ark. 2011; Santos ve ark. 2015).

2.6.1. Metal Alaşım Materyaller

Günümüzde eksiltme yöntemiyle çalışan CAD/CAM sistemler titanyum ve krom kobalt alaşımların bloklarını kullanılırken, ekleme yöntemiyle çalışan selektif lazer

sinterleme cihazlarında bu alaşımların tozları kullanılır. Metal alaşımları kişisel implant abutment'ı veya protez alt yapısında kullanılabilir. Yüksek maliyeti ve materyalin israf olması sebebiyle kıymetli metaller bu sistemlerde kullanılmamaktadır (Vandenbroucke ve Kruth 2007; Beuer ve ark. 2008).

2.6.2. Reçine Esaslı Materyaller

CAD/CAM sistemler ile kullanılan materyallerden biri de kompozit reçine esaslı bloklardır. Bu bloklar geçici veya daimi restorasyon yapımında kullanılabilir. Cam porselenlerden daha iyi mekanik özelliklere sahiptir. Kompozit reçine bazlı materyaller dişle benzer elastik modüle ve okluzal kuvvetleri absorbe etme kapasitesine sahiptir. Ancak yetersiz sertlikte olmalarından dolayı aşınma gözlenir ve yüzey cilası çok uzun süre bozulmadan kalmaz. Bunun yanı sıra optik özellikleri cam porselenler kadar iyi değildir (Beuer ve ark. 2008; Fasbinder 2012; Güth ve ark. 2013; Ceren ve ark. 2016).

İlk üretilen kompozit reçine blok Paradigm MZ100 (3M ESPE, St. Louis, ABD) olmuştur. Daha önce piyasada olan ve başarıyla kullanılan Z100 direkt kompozit reçine (3M ESPE, St. Louis, ABD) materyalinin fabrikada önceden polimerize edilip blok haline getirilmesi ile elde edilir. Ağırlıkça %85 oranında doldurucu içerir. Bu doldurucular 0.6 mikrometre boyutundaki zirkonya-silika partikülleridir (Rusin 2001; Fasbinder 2012).

CAD/CAM reçine blokların mekanik özelliklerindeki en büyük gelişim hibrit, nanofil ve nanohibrit kompozitlerin yüksek basınç altında ısı ile polimerize edilmesi ile yaşanmıştır. Ayrıca reçine bazlı materyallerin kazınması ve ağız içinde tamiri porselenlere göre çok daha kolaydır (Nyugen ve ark. 2012; Lauvahutanon ve ark. 2014).

Teknolojinin ilerlemesiyle beraber maddenin moleküler ve atomik düzeyde kontrolünü sağlayan nanoteknoloji uygulamaları geliştirilmiştir. Bununla birlikte porselen ve kompozit reçinenin iyi özellikleri bir araya getirilerek nanoporselen ve hibrit malzemeler piyasaya sürülmüştür. Nanoporselenler %80 porselen, %20 reçine materyalden oluşmaktadır. VITA Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve LAVA Ultimate (3M ESPE, St. Louis, ABD) ticari olarak piyasaya sürülmüş olan nanoporselen CAD/CAM bloklardır. Nanoporselen yapı ile reçine matris arasındaki kuvvetli kimyasal bağlar sonucunda yüksek kırılma direncine sahiptir. Bükülme kuvveti 150-220 MPa'dır. Elastik modülü dentine oldukça yakındır. Bu nedenle kuvvetleri yeterince absorbe eder ve lamina vener, inley, onley yapımında kullanılabilir. Yüzey

cilalama işlemleri kolaydır, glazür için tekrar fırınlama gerektirmez (Mihali ve ark. 2013; Lauvahutanon ve ark. 2014; Ceren ve ark. 2016).

Reçine bazlı CAD/CAM materyaller uzun dönem geçici restorasyon yapımında da kullanılabilir. Bu bloklar geleneksel kimyasal olarak sertleşen veya görünür ışıkla sertleşen akriliklere kıyasla daha düşük polimerizasyon büzülmesine ve daha yüksek renk stabilitesine sahiptir. Karıştırma sırasında oluşabilecek hava kabarcıkları önlenir. Telio CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve Vita CAD-Temp (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) günümüzde kullanılmakta olan geçici CAD/CAM bloklardır.

2.6.3. Feldspatik Porselen Bloklar

CAD/CAM sistemler için üretilen feldspatik porselen bloklarda içinde doldurucu olarak kuartz ve silika içeren 3-4 mikron boyutundaki feldspat partikülleri homojen olarak cam matrisi içinde dağılmıştır. Bu partiküller kırılmalı cam matrisinde oluşacak çatlakların ilerlemesini engellemeye yarar (Conrad ve ark. 2007; Giordano ve McLaren 2010). Fabrikada basınç altında sinterlenerek kontrollü olarak üretilen bloklar laboratuvarında sinterlenen seramiğe kıyasla daha stabil ve homojen bir mikrostrüktüre sahiptir (Otto ve DeNisco 2002).

Yüksek translusensiye sahip olmaları nedeniyle mine ve dentini en iyi taklit eden porselendir. Bu nedenle anterior bölgede venter ve kuron, posterior bölgede inley, onley restorasyonlarında kullanılabilir. Bükülme dayanımları 60-70 MPa olup mekanik özellikleri düşüktür. Bu nedenle endokuron ve köprü restorasyonlarında kullanımı limitlidir (Conrad ve ark. 2007; Griggs 2007; Li ve ark. 2014).

İlk piyasaya sürülen feldspatik blok olan Vitablocs Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)'in yerini günümüzde Vitablocs Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) almıştır. Bu bloklar monokromatik olup birden çok renk tonu mevcuttur. Bunun haricinde polikromatik Vitablocs TriLuxe, TriLuxe Forte ve iki kromalı Vitablocs RealLife mevcuttur. Günümüzde kullanılan feldspatik CAD/CAM blokları CEREC Blocs (Sirona Dental Systems, Almanya)'un monokromatik ve polikromatik seçenekleri bulunmaktadır (Li ve ark. 2014).

2.6.4. Lösitle Güçlendirilmiş Cam Porselenler

Lösit, seramiğin optik özelliklerini ve ısıl genleşme katsayısını değiştirebilen, çatlakların ilerlemesini engelleyerek mekanik özellikleri iyileştiren bir reaksiyon ürünüdür (Griggs 2007; Giordano ve McLaren 2010). Bükülme dayanımları 90-130 MPa arasında olup, yüzey bitirme işlemleri ile 200 MPa'ya kadar yükseltilebilir. Ancak yeterli mekanik özelliklere sahip olmadıklarından posterior kuron restorasyonlar için kullanımı sınırlıdır. Refraksiyon indeksi feldspatiklere yakındır, bu da translüsent olmalarını sağlar. Estetik olmaları sebebiyle vener, ön bölge kuron, inley ve onley restorasyonlarda kullanım endikasyonları vardır (Rosenblum ve Schulman 1997; Guess ve ark. 2011). Lösit, içinde bulunduğu cam matrikse kıyasla asit ile daha hızlı reaksiyona girer. Bu "selektif etching" sayesinde reçine simanın içine girebileceği binlerce küçük yapı oluşur ve iyi bir mikromekanik bağlantı sağlanır (Kelly ve Benetti 2011; Pini ve ark. 2012).

İlk olarak 1998 yılında CEREC inLAB(Sirona Dental Systems, Bansheim, Almanya) ile kullanılmak üzere ProCAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) üretilmiştir. 2006 yılında IPS Empress CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) blokları kullanıma sunulmuştur. Bu bloklar %45 oranında lösit içerir. Lösit kristallerinin partikül büyüklüğü 1-5 mikrometredir. İçeriği ısı-basınç ile preslenen Empress ile aynıdır, farklı olarak toz blokların içine preslenir ve sonrasında sinterlenir. Klinik tipi sistemlerde tek üye restorasyonlar için geliştirilmiştir ve 160 MPa bükülme dayanımı vardır. Yüksek translüsensi (HT-high translucent), düşük translüsensi (LT-low translucent) ve polikromatik (Multi translucent) seçenekleri mevcuttur. Kazıma ünitesinden çıkan restorasyon glazürlenerek simante edilmeye hazır hale getirilir. Lösitle güçlendirilen cam porselen bloklara bir örnek de Paradigm C (3M ESPE, St. Louis, ABD)'dir (Giordano ve McLaren 2010; Li ve ark. 2014).

2.6.5. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Porselenler

Lityum disilikat içerikli porselenlerin ilk önce ısı-basınçla preslenen, sonrasında CAD/CAM ile kullanılan çeşidi geliştirilmiştir. Lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri mikroyapısı farklı yönlerde dağılım gösteren, birbirine kenetlenmiş küçük kristallerden oluşur. Bu kristaller yapı içinde çatlakların ilerlemesini önleyerek dayanıklılığı artırır. Bükülme dayanımları (350-450 MPa) ve kristal içeriği (%70) lösitle güçlendirilmiş

porselenlerden daha fazladır. Kristal içeriği fazla olmasına rağmen yüksek translusensi gösterir (Santos ve ark. 2015; Lambert ve ark. 2017).

2006 yılında klinik CAD/CAM sistemlerle kullanılmaya başlandı. IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) piyasaya sürülmüştür. A-D ve Bleach renklerinde ve 5 farklı translusentlikte (HO=yüksek opasite, MO=orta opasite, HT=yüksek translusentlik, MT=orta translusentlik, LT=düşük translusentlik) seçenekleri bulunmaktadır. İnley, onley, lamina vener, parsiyel kuron, ön ve arka bölge tam kuron, implant üstü protez ve teleskop kuronlar yapılabilir. Aynı zamanda son dayanak diş 2.premolar olmak üzere 3 üyeli köprü endikasyonlarında da kullanılabilir (Moraes ve ark 2008; Reich 2015). HT, MT, LT bloklar inley, onley, lamina vener, parsiyel ve tam kuronların yapımında kullanılır. Orta ve yüksek opasite ise renkleşmiş diş köklerinin maskelenmesi için kullanılır (Lambert ve ark. 2017).

IPS e.max CAD bloklara iki aşamalı kristalizasyon işlemi uygulanır. İlk aşamada cam matris içinde %40 oranında 0.2-1 mikrometre büyüklüğünde lityum metasilikat kristalleri bulunur. Bu fazda blok prekristalize, mavi-mor renktedir. Bükülme dayanımı 130-150 MPa'dır. Bu haldeyken blok kazıma cihazında kolayca freze edilebilir. Makineden çıkan restorasyon 850°C'de 20-25 dakika vakumlu fırında kristalize edilir. Bu fırınlama işlemi sırasında aynı anda metasilikatlar çözünür, lityum disilikatlar kristalize olur ve porselen glazürlenir. Fırınlama sonrasında bloğun rengi mavi-mor'dan kendi renk ve translusentliğine döner. Bu aşamada bloğun içindeki kristal hacmi %70'e, kristal boyutu 1.5 mikrometreye çıkar. Kristalizasyon sonrasında restorasyonun bükülme dayanımı 350 MPa'ya çıkar (Culp ve McLaren 2010; Fasbinder ve ark. 2010; Li ve ark. 2014).

Yapılan çalışmalar tam anatomik IPS e.max CAD kuronların kırılmaya karşı direncinin ProCAD ve Empress CAD gibi lösitle güçlendirilmiş porselenlerden yapılan kuronlara kıyasla daha yüksek olduğunu göstermiştir (Asai ve ark. 2010). Klinik çalışmalar iki yıllık süre sonunda %97-100 arası sağkalım gösterdiğini ortaya koymuştur (Fasbinder ve ark. 2010; Reich ve ark. 2010).

Lityum disilikat restorasyonların adezif simantasyonundan önce iç yüzeyde asit uygulamasıyla pürüzlendirme yapılması daha iyi mikromekanik bağlanma sağlar. Yapılmış olan *in vitro* çalışmalar hidroflorik asit ardından silan uygulamasının mikrogerilim bağlanma kuvvetini arttırdığını göstermiştir (Filho ve ark. 2004; Lung ve

Matinlinna 2012). Lamina vener, inley, onley ve parsiyel kuronlar için adezif simantasyon uygulaması zorunlu iken tek üye kuron restorasyonlar hem adezif, hem geleneksel simantasyon tekniği ile simante edilebilir (Reich 2015).

2.6.6. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Lityum Silikat Porselenler (ZLS)

Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat porselenler yeni piyasaya sürülmüş CAD/CAM bloklarından biridir. Bu materyal lityum silikat cam yapının içerisine ağırlıkça %10, partikül büyüklüğü 0.5-0.7 μm olan zirkonyum oksit (ZrO_2) eklenmesi ile elde edilir. Zirkonyanın ileri mekanik özellikleri ile cam porselenlerin optik özelliklerini bir araya getirmeyi hedefler (El-Ghany ve Sherief 2016).

ZLS blokların mikroyapısı iki aşamada elde edilmektedir. Kristalizasyon öncesi aşamada blok yalnız lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri içerir ve kolay freze edilebilir. Freze edildikten sonra 840°C'de 8 dakika fırınlanarak kristalize edilir. Kristalizasyon esnasında mikro yapı dual lityum disilikate ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) dönüşür (Krüger ve ark. 2013).

Bu materyaller 370-430 MPa arası bükülme dayanımı gösterir. Bu değerler lityum disilikat cam porselenlerle benzerdir. Mekanik özellikleri IPS Empress CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) gibi lösit içerikli cam porselenlerden ise üç kat daha fazladır. *In vitro* çalışmalar Weibull modülüsünün 8.9 olduğunu göstermiştir, bu da uniform ve güvenilir materyal kalitesine işaret eder. İleri mekanik özellikler materyalin içindeki zirkonyum oksit partikülleri ile elde edilir (Krüger ve ark. 2013).

Kristalin içeriğinin görece az olması translüsentliği artırır. Opalesans ve floresans özellikler göstermesi sebebiyle estetik restorasyonlar yapılmasına olanak verir. Nano zirkonya partiküllerinin cam porselen içinde homojen olarak dağılması satesinde cam matrikste çatlakların oluşumu ve ilerlemesi önlenir. Anterior ve posterior kuron, lamina vener, inley, onley ve implant üstü protezlerde kullanımı endikedir (VITA 2013).

Günümüzde CAD/CAM sistemlerde kullanılmak üzere üretilen bloklar VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ve Celtra DUO (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya)'dur. VITA Suprinity kristalizasyon öncesi fazda akide şekeri renginde iken, kristalizasyon sonrası seçilmiş olan translüsentlik ve renge döner. Yüksek translüsent (HT=high translucent) ve translüsent (T=translucent) seçenekleri bulunur. Celtra DUO ise yüksek translüsent (HT=high translucent) ve düşük

transludent (LT=low translucent) seçenekler sunar. Yapılan 12 aylık bir klinik çalışma ZLS bloklarla yapılan restorasyonlarda %96.7 başarı oranı görüldüğünü göstermiştir (Zimmermann ve ark. 2017).

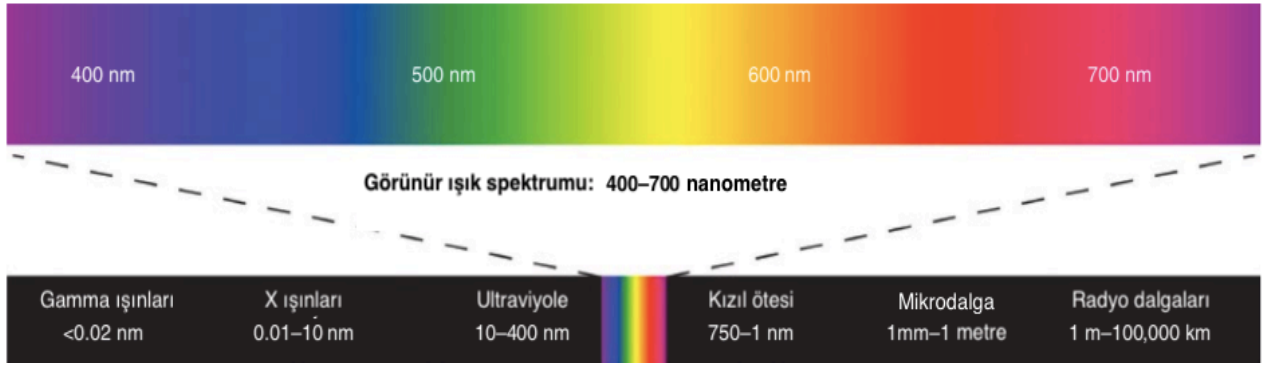
2.7. Dişhekimliğinde Renk

Renk, bir obje tarafından absorbe edilen veya geri yansıtılan ışık dalgalarının görülebilir etkisidir. Işık olmazsa renk de olmaz. Belirli bir renkte gördüğümüz obje o renk dışındaki tüm ışık dalgalarını absorbe ederken o renge ait olanları geri yansıtır. Böylece kırmızı ve mavi ışıkları emen, yeşil ışığı geri yansıtan objeyi yeşil olarak görürüz (McPhee 1978; Rosenstiel ve ark. 2001).

Renk, gözle algılanıp beyin tarafından yorumlanan psikofiziksel bir histir. Objeye tarafından absorbe edilmeyen dalgalar gözdeki reseptör hücreler tarafından algılanır ve beyin tarafından spesifik renk adı tanımlanır (Chu ve ark. 2004; Fairchild 2005). Rengin oluşması için ışık kaynağı, obje ve gözlemci arasında etkileşim olması şarttır (Fondriest 2003).

2.7.1. Işık

Işık, dalgaboyu birimi nanometre (nm) ile ölçülen görünür bir elektromanyetik enerji olarak tanımlanır. Göz yalnızca elektromanyetik spektrumun görünür kısmını algılar, bu da 380-760 nm arasındaki dar bir alanı ifade eder (Şekil 2-2). Daha kısa dalgaboylarında ultraviyole, X ve gamma ışınları, daha uzun dalga boylarında ise kızıl ötesi ışınlar, mikrodalgalar, TV ve radyo dalgaları bulunur (Rosenstiel ve ark. 2001; Paravina 2018).



Şekil 2-2: Görünür ışık spektrumu (Paravina 2018)

Renk algısı objeyi aydınlatan ışık kaynağına bağlıdır. İdeal ışık kaynağı öğle saatlerindeki güneş ışığıdır. Günün saati, mevsim ve iklim koşulları güneş ışığını etkiler. Işık kaynağı değiştiğinde objeden yansıyan renk de değişeceği için farklı bir renk algılanır (Chu 2002). Bu nedenle renk seçimi direkt güneş ışığı altında yapılmamalıdır. Sabah ve akşam saatlerinde daha kısa ışık dalgaları (mavi ve yeşil) dağılırken, uzun ışık dalgaları (spektrumun kırmızı tarafı) atmosfere girer. Bu nedenle gündeğümü ve günbatımında günışığı sarı ve kırmızı içerir (Rosenstiel ve ark. 2001).

Bu değişkenlik sebebiyle renk seçiminde yapay ışıklandırma tercih edilir. Standart günışığı veren ışık kaynakları renk seçiminde kullanılabilir. Diş kliniklerindeki en yaygın ışık kaynakları akkor ve floresan lambalardır. Akkor lambalar çoğunlukla kırmızı-sarı spektrumda fazla, mavi uğta az ışık yayar. Floresan tavan lambaları ise daha çok mavi ışık verir. Günümüzde tam spektrumlu ışık yayan diyod (LED) lambalar akkorların yerini almaktadır. Renk seçimi doğal ışık yerine standart ışık veren lambalarla yapıldığında daha başarılı olur (Rosenstiel ve ark. 2001; Westland 2003; Joiner 2004).

Ortam aydınlatması renk sıcaklığı ve Color Rendering Index (CRI=renk oluşturma indeksi) ile ölçülür. Renk sıcaklığı Kelvin (K) derecesi ile ifade edilir. İdeal renk seçimi 5500 °K'de yapılır. Bu derece orta sıcaklıktaki beyaz ışığa tekabül eder. CRI ise ışık spektrumunun bütünlüğünün ölçüsüdür. CRI 1-100 arasında olabilir ve ışık kaynağının spesifik standart kaynağına göre bir rengi ne kadar iyi gösterebildiğini ölçer. CRI'nin 90 ve üzeri olması tercih edilir. İdeal olarak hem teknisyen, hem diş hekimi standart ortam ışığına sahip olmalıdır (Rosenstiel ve ark. 2001; Chu 2002; Fondriest 2003).

2.7.2. Obje

Renk, obje tarafından ışığın bazı dalgalarının yansıtılması, bazılarının emilmesi ile oluşur. Siyah bir cisim görünür ışık spektrumunun bütün dalga boylarını absorbe ederken, beyaz bir cisim tümünü yansıtır. Kırmızı bir domates yeşil, sarı, mavi, çivit ve mor renkleri absorbe ederken kırmızıyı yansıttığı için bu renkte görülür (Rosenstiel ve ark. 2001).

Transparan bir obje tüm ışıkların içinden geçmesine izin verir. Transludent objeler çeşitli dalgaboylarındaki ışığı dağıtır, absorbe eder veya geçirir. Opak materyaller ise ışığı absorbe eder veya yansıtır (Agrawal ve Kapoor 2013).

2.7.3. Gözlemci

Görünür ışık gözlemcinin gözündeki korneadan içeri girer ve retinadaki kristalin lenste odaklanır. Retina özelleşmiş reseptör hücreler içerir. Bu hücreler çizgi ve koni şeklinde olup ışığa duyarlı pigmentler içerir (Chu ve ark. 2004).

İnsan gözü rengi algılamada çeşitli faktörlerden etkilenebilir. Görsel dış rengi seçiminde çevresel faktörler, renk skalasının yeri, dişeti rengi, göz yorgunluğu, deneyim ve cinsiyet gibi faktörler seçimi etkileyebilir (Egger 2003).

Göz, görülebilir ışık spektrumundaki kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mor renkleri algılayabilir. Farklı dalga boylarındaki ışınlar gözde farklı uyarılar oluşturur. Düşük ışık koşullarında yalnızca çizgi hücreler kullanılır. Buna skotopik görme denir. Bu reseptörler yalnızca parlaklığı yorumlayabilir. En çok mavi-yeşil objelere duyarlıdır. Rengi görme konik hücreler tarafından gerçekleştirilir, bu da yalnızca iyi aydınlatma altında olur. Buna fotokopik görme denir. Fotokopik görmeden skotopik görmeye geçiş karanlığa uyum olarak adlandırılır ve tamamlanması 40 dakikayı bulur (Wyszecki ve Stiles 1982; Rosenstiel ve ark. 2001).

Retinanın merkezinde konik hücreler bulunurken, çizgisel hücreler periferde doğru çoğalmaktadır. Bu da görüş alanının merkezinin renk algılamada daha iyi olduğunu gösterir. Rengi görmenin mekanizması tam olarak açıklanamamış olsa da kırmızı, mavi ve yeşil renklerin her birinin algılanmasından sorumlu olan üç tip konik hücre olduğu bilinmektedir. Retina, renk spektrumunda orta bölgedeki renklere karşı daha hassastır. Gözün en iyi algıladığı renk 550-570 nm dalga boyuna sahip sarı-yeşilken en az hassas

olduğu renkler spektrumun en dışında kalan kırmızı ve mavi-mor renklerdir (Land 1977; Rosenstiel ve ark. 2001; Anusavice 2013).

Beyaz, siyah ve gri karışımlarından oluşan renklere “akromatik renkler” denir. Diğer renkler ise “kromatik renkler” olarak adlandırılır. Akromatik renkler gözle görülebilir renk spektrumu içinde yer almaz. Beyaz ışık kırmızı, yeşil ve mavi renk konilerinin üçünün aynı anda uyarılması ile oluşur. Siyah renk ise ışığın yokluğunda oluşsa da pozitif bir algıdır. Zira körler siyah rengi de görememektedirler (Rosenstiel ve ark. 2001).

Normal bir insanın üç ayrı cins koni hücresinin uyum içinde çalışmasıyla elde ettiği normal görüş “trikromat” renk görme olarak adlandırılır. Yapılan çalışmalar erkek popülasyonunun %8’inde, kadınların ise %0.5’inde renk görme bozukluğu olduğunu göstermiştir (Rade ve ark. 1997). Kişi eğer hiçbir rengi algılamıyorsa bu akromatizm, yalnızca iki temel rengi algılıyorsa dikromatizm olarak adlandırılır. Bu durumdaki kişilerde renk görme ile ilgili olan bir koni hücresinin yokluğu düşünülmektedir. Dış hekimleri renk algılarını test ettirmeli ve bu konuda yetersiz olanlar dış rengi seçerken yardım almalıdır (Rosenstiel ve ark. 2001; Sanjay ve ark. 2017).

2.8. Renk Teorileri

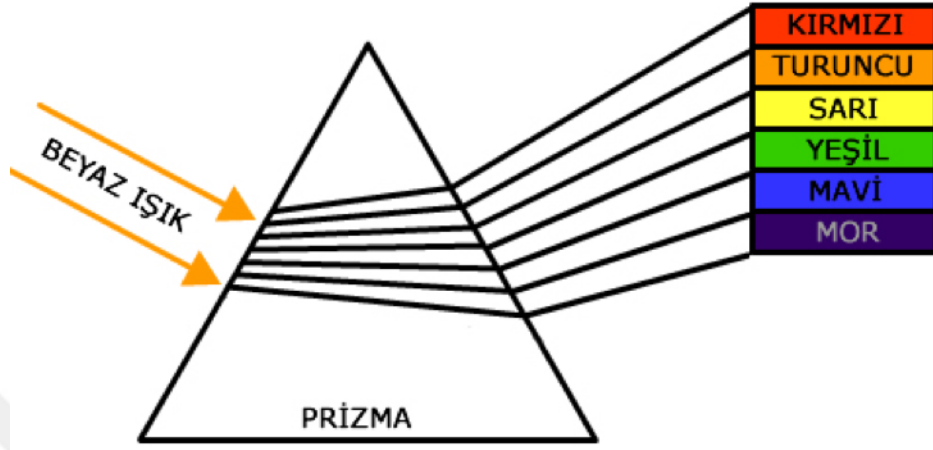
Renk teorileri görünür ışık spektrumundaki renkleri adlandırmak ve sınıflamak adına ortaya konmuştur.

2.8.1. Newton Teorisi

Sir Isaac Newton 1666 yılında yaptığı çalışmada karanlık bir odaya bir delikten ince bir ışık demeti sızdırmıştır. Bu ışığı cam bir üçgen prizmadan geçirerek beyaz ışığı renk tayfına ayırmıştır. Newton renklerin birbiri ardına sıralandığı bu yapıya spektrum adını vermiştir ve yedi renk tanımlamıştır. Newton’a göre renk spektrumunda renkler kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi, mor şeklinde sıralanır (Masters 2011; Polat 2012).

Günümüzde hala çoğu kaynak renk tayfinin yedi renkten oluştuğunu ve indigo (çivit) rengini de içerdiğini söyler. Ancak renklerin eklemeli-çıkarmalı karışımından

yararlanan basım teknolojileri üç ana, üç ara renk olmak üzere toplam altı rengin bulunduğunu gösterir (Parramon 1991) (Şekil 2-3).



Şekil 2-3: Beyaz ışığın cam prizmada dağılımı (Science With Me 2018)

2.8.2. Young Teorisi

1802 yılında fizikçi Thomas Young Newton'un deneyinin tam tersini gerçekleştirmiştir. Young renk tayfindaki altı rengi bir araya getirerek beyaz ışık elde etmiştir. Ayrıca Newton tarafından belirlenen renklerin dalgaboylarını hesaplamıştır. Newton ve Young'un deneyleri sonucunda, beyaz ışığın güneşin tüm renklerini içerdiği ortaya konmuştur. Thomas Young görme fizyolojisi üzerinde de çalışmış ve gözde üç tip hücre olduğunu belirten ilk kişi olmuştur (Masters 2011).

2.8.3. Helmholtz Teorisi

Hermann von Helmholtz 1850 yılında Young'un ortaya attığı teoriyi daha da geliştirecek bulgular ortaya sunmuştur. Helmholtz retinaya gelen ışığa göre koni hücrelerinin üç tip olduğunu ve dalgaboyu farklılıklarından kırmızı, yeşil, mavi renkleri algıladığını söylemiştir (Polat 2012).

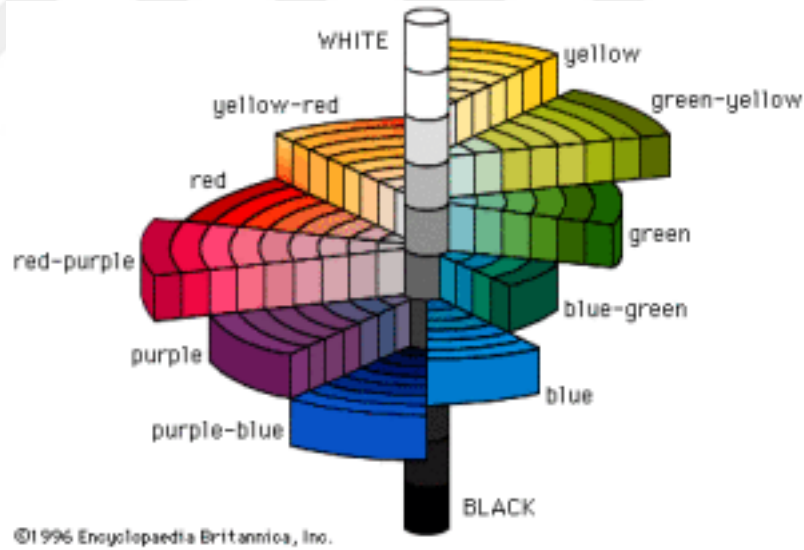
2.9. Renk Sistemleri

Fiziki cisimlerin üç boyutunun olması gibi, rengin de üç boyutu vardır. Bu boyutların isimleri kullanılacak renk sistemine bağlı olarak değişmektedir.

2.9.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell Renk Sistemi 1905 yılında Albert H.Munsell tarafından geliştirilmiş olup, en eski ve en sık kullanılan sistemdir. Rengin Hue, Value ve Chroma olmak üzere üç boyutu olduğunu ifade eder (Munsell 1961; Kuehni 2002).

Munsell renk sisteminin uzaysal koordinatları Şekil 2-4'te gösterilmiştir. Buna göre ortadan geçen dikey silindir Value'yu ifade eder. Bu silindir beyazdan siyaha doğru gider. Silindirin çevresine dizilmiş olan renk dilimleri Hue'dur. Beş ana (kırmızı, sarı, yeşil, mavi, mor) ve beş ara (sarı-kırmızı, yeşil-sarı, kırmızı-mor, mavi-yeşil, mor- mavi) renkten oluşur. Chroma ise yatay ekseninde merkezden dışarıya doğru giderken koyulaşan birimdir (Anusavice ve ark.2013).



Şekil 2-4: Munsell Renk Sistemi (Encyclopedia Britannica 2007)

2.9.1.1. Hue

Bir renk ailesini diğer renk ailelerinden ayıran boyuttur. Ana renk olarak da adlandırılabilir. Bir cismin hue'su kırmızı, sarı, mavi, yeşil vb. olabilir. Bu, cisimden yansıyan veya içinden geçen ışığın dalgaboyuna bağlıdır. Dış hekimliğinde sık kullanılan

Vita Classic renk skalasında (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) A, B, C, D harfleri ile ifade edilir (Mayekar 2001; Fondriest 2003).

2.9.1.2. Value

Parlaklık olarak da bilinir. Bir objeden geri yansıyan ışık miktarıdır. Beyazdan siyaha doğru grinin tonlarını temsil eder. Munsell sisteminde 0 siyah, 10 beyazdır. Bir obje parlaksa içinde daha az gri barındırır. Düşük parlaklığa sahip objeler daha karanlık görünür. Doğal dişin Value değeri 4-8 arasındadır. Ön bölge restorasyonlarda çok yüksek parlaklığa sahip bir porselen kullanılması tebeşirimsi bir görüntü yaratacak, gözlemciler tarafından hemen fark edilecektir. Tam tersi düşük parlaklığa sahip porselen de gri ve karanlık bir görüntü verecek ve estetik olmayan bir görüntü ortaya çıkacaktır (Hammad ve Stein 1991; Rosenstiel ve ark. 2001; Nohl ve ark. 2002; Fondriest 2003).

2.9.1.3. Chroma

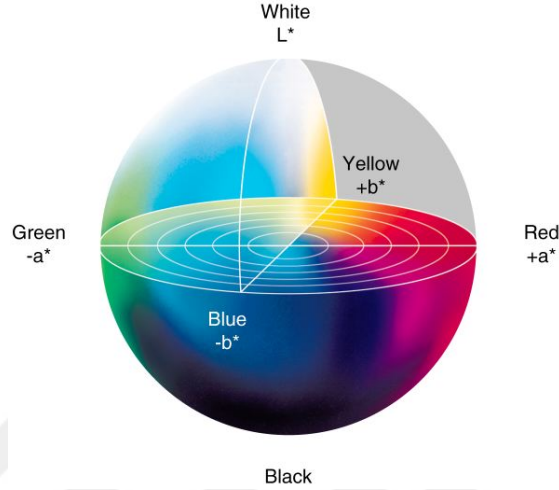
Ana rengin doygunluğu veya pigment yoğunluğuna verilen isimdir. Örneğin bir bardak suya bir damla kırmızı gıda boyası eklendiğinde daha seyreltik bir renk oluşacak, düşük Chroma'ya sahip olacaktır. Aynı bardağa on damla gıda boyası eklendiğinde ise daha doygun, Chroma'sı yüksek bir renk ortaya çıkacaktır.

Yoğunluk ve parlaklık birbiriyle ters orantılıdır. Yoğunluk arttıkça parlaklık azalır. Yoğunluk Vita skalasında numaralarla gösterilir. Değeri 10-14 arasında değişebilir. Doğal dişlerin Chroma'sı 0-7 arasındadır. (Hammad ve Stein 1991; Fondriest 2003).

2.9.2. CIE L*a*b* Renk Sistemi

Commission Int ernationale de l' clairage tarafından 1976 yılında geliştirilen bu sistem günümüzde diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Munsell renk sistemine benzer olarak akromatik (value) ve kromatik (hue ve chroma) komponentleri bulunur. Bu sistemde eşit aralıklandırılmış renk uzayı içerisinde renkler L*, a* ve b* ile ifade edilen  c koordinatla tanımlanır (Seghi ve ark. 1986; Paravina 2018). CIE L*a*b* Sistemi'nin

Munsell Sistemi'ne göre avantajı renklerin sayılarla ifade edilmesi ve renk farklılıklarının yorumlanmasını daha anlamlı hale getirmesidir (Rosenstiel ve ark. 2001).



Şekil 2-5: CIE L*a*b* Renk Sistemi (Minolta 2007)

Bu sistemde L* parlaklığı ifade eder, Munsell Renk Sistemi'ndeki karşılığı Value'dur. Rengin akromatik özelliklerini ifade eder. L* değeri yüksekse cisim parlak, düşükse karanlıktır. a* ve b* rengin kromatik özelliklerini gösterir. a* rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yerini işaret eder. a*'nın negatif değeri yeşile, pozitif değeri kırmızıya daha yakındır. b* rengin mavi-sarı eksenindeki yerini gösterir. b* negatifse renk maviye, pozitifse sarıya daha yakındır (Şekil 2-5). Munsell Renk Sistemi'ndeki Hue ve Chroma ile tam olarak ilişkilendirilemese de, numerik parametrelere çevrilebilir. CIELAB sisteminde renk farklılıkları ΔE ile ifade edilir. Renk algısındaki değişiklik olarak tanımlanır. E harfi Almanca Empfindung (algı) kelimesinin baş harfidir (Wyszecki ve Stiles 1982; Berns 2000; Paravina 2018). Renk değişim değeri (ΔE) CIE L*a*b* renk sisteminde iki rengin L*a*b* eksenlerindeki koordinatlarının birbirine olan mesafesini ifade etmektedir. (Rosenstiel ve ark. 2001; Fondriest 2003).

Şu formülle hesaplanır:

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

Formüldeki ΔL^* , Δa^* ve Δb^* , $L^*a^*b^*$ değerlerinin iki ölçümü arasındaki farkı ifade eder. Bu değerlerin klinik olarak yorumlanması için yapılan çalışmalara göre $\Delta E=1.2$ 'nin gözle görülebilir eşik değer, 2.7 'nin ise klinik olarak kabul edilebilir eşik değerdir. $\Delta E 1.2$ 'nin altında ise renk farkı gözle ayırt edilemez (Paravina ve ark. 2015, Sakaguchi ve ark. 2018).

2.10. Renk ve Işıkla İlgili Terimler

Ön bölgeye uygulanan dental restorasyonlar her zaman çürük, madde kaybı veya kötü form nedeniyle değil, renkleşmiş dişlerin rengini düzeltmek amacıyla da yapılabilir. Ekstrinsik veya intrinsik renkleşmelerin örtülmesini gerektiren bu restorasyonların maskeleyebilme kabiliyeti materyalin optik özelliklerine ve kalınlığına bağlıdır (Sakaguchi ve ark. 2018).

2.10.1. Işık Geçirgenliği (Transparanlık, Translulentlik ve Opasite)

Bir objenin rengi yalnız pigmentin ana rengi ve yoğunluğu ile değil, ışık geçirgenliği ile de belirlenir. Objenin ışığı geçirme miktarına göre obje transparan, translulent, opalesant veya opak olabilir. Sert ve yumuşak dokuların opasiteleri farklıdır. Çoğunda translusensi de vardır (Sakaguchi ve ark. 2018).

Transparan (saydam) objeler ışığın tamamen geçmesine izin verir. Arkasındaki obje görülebilir. Cam transparan bir maddedir. Opak maddeler ışığın geçişine izin vermez. Opak madde ışığın tamamını geri yansıtırsa beyaz, tamamını absorbe ederse siyah, bir kısmını absorbe edip bir kısmını geri yansıtırsa yansıttığı renkte gözüktür (Mayekar 2001).

Translusensi transparanlık ve opaklık arasında bir durumdur. Translusens objeler ışığın geçmesine izin verir, ancak ışığı dağıtır. Bu nedenle objeler materyalin arkasından görünmez. Translusensi ve opasite birbirine zıt kavramlardır. Diş hekimliğinde yapılan restorasyonlarla doğal diş taklit etmek hedeflenir. İnsan dişleri çeşitli oranlarda translulent olabilir. Bu nedenle kullanılan materyaller de bu özelliği taşır. Diş

hekimliğinde kullanılan translusens materyaller porselenler, akrilikler, reçine kompozitlerdir (Fondriest 2003; Sakaguchi ve ark. 2018).

2.10.2. Opalesans

Opalesans bir materyalin ışığı yansıttığında farklı, ışığı geçirdiğinde farklı görünmesine verilen addır. Opaller prizma gibi davranır ve değişik dalgaboyundaki ışıkları farklı kırar. Buna göre büyük dalgaboyuna sahip ışıklar materyal içinde saçılırken küçük dalgaboyuna sahip olanlar saçılmadan geçer (Sundar ve Amber 1999; Fondriest 2003).

Diş minesindeki hidroksiapatit kristaller de bu özelliği gösterir. Aydınlatıldığı zaman opaller ve mine kırmızıyı geçirir, maviyi saçar. Böylece mine esasen renksiz olsa da mavimsi görünür. Minenin opalesans özeliği dişi aydınlatır, dişe optik derinlik ve canlılık katar (Overheim ve Wagner 1982; Winter 1993; Ten Bosch ve Coops 1995).

2.10.3. Floresans

Bir materyal tarafından ışığın emilip sonra daha uzun bir dalga boyunda yayılmasına verilen addır. Doğal dişlerdeki dentin tabakası organik komponentler sebebiyle floresans özellik gösterir. Restorasyonlar doğal diştten daha farklı bir floresansa sahipse renk uyumsuzluğu ortaya çıkar. Floresans özellikli restorasyonlar daha parlak ve canlı görünür. (Winter 1993; McLaren 1997; Fondriest 2003).

Dentin ne kadar floresans özellik gösterirse, Chroma'sı o kadar azdır. Floresans özelliği katılan porselenler gözlemciye yansıyan ışık miktarını artırır, renklemeleri kapatmakta ve Chroma'yı azaltmakta kullanılır. Bu sayede translusensi azaltılmadan Value yükseltilmiş olur (Overheim 1982; McLaren 1999).

2.10.4. Metamerizm

Bir ışık kaynağı altında aynı renkte görünen objelerin, farklı ışık kaynağı altında farklı renkte görülmesidir. Bir obje kırmızıyı diğer objeden daha çok yansıtabilir. Eğer ışık kaynağında hiç kırmızı yoksa aynı renk görünen bu objeler, kırmızı içeren bir ışık kaynağı altında izlendiklerinde farklı görünürler (Pensler 1998; Fondriest 2003).

Metamerizm görsel diş rengi seçiminde bazı sorunlara yol açabilir. Örneğin bir restorasyon ünit ışığında doğal dişlerle uyumlu görünürken gün ışığında farklı

görünebilir. Bu sorunu önlemek için porselen restorasyonlarda en basit renk kombinasyonlarının kullanılması, klinikte renk seçimi yapıldıktan sonra son kontrol gün ışığında olacak şekilde farklı ışık koşulları altında bu seçimin tekrarlanması, diş hekimi ve diş teknisyeninin aynı aydınlatma koşullarına sahip olması önerilmektedir (Abadie 1984).

2.11. Renk Ölçüm Yöntemleri

Renk ölçümü görsel ve aletli renk seçimi olmak üzere 2 şekilde yapılabilir (Van der Burgt ve ark. 1990; Joiner 2004).

2.11.1. Görsel Renk Seçimi

Görsel renk seçimi, dişin standart renkli bir renk skalasıyla karşılaştırması ile yapılmakta olup diş hekimliğinde en sık kullanılan yöntemdir (Van der Burgt ve ark. 1990). Bu yöntemde diş ve renk skalası aynı ışık altında gözlemlenerek uygun renk seçilmektedir. Bu yöntemin kimi dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar:

- 1- Skaladaki mevcut renklerin doğal dişlerdeki tüm renkleri içermemesi,
- 2- Subjektif bir yöntem olduğu için farklı kişilerin seçimleri arasında tutarsızlıklar olması,
- 3- Ticari renk skalalarının birbirlerinden farklı olması,
- 4- Elde edilen sonuçların CIE Lab renk sisteminde göstermenin mümkün olmamasıdır (Okubo ve ark. 1998; Yap 1998; Paul ve ark. 2002; Joiner 2004).

Görsel renk seçimi birçok faktörden etkilenebilir. Aydınlatma koşulları, gözlemcinin deneyimi, yaşı, cinsiyeti, göz yorgunluğu ve renk körlüğü gibi fizyolojik etkenler renk seçiminde kişiler arası renk seçimi farklılıklarına sebep olabilir. Hatta aynı diş hekimi farklı zamanlarda farklı seçimler yapabilir. Tüm bu sınırlamalara rağmen renk skalaları halen renk seçimi için hızlı ve ekonomik bir yöntemdir (Culpepper 1970; Davison ve Myslinski 1990; Watts 2001; Pecho ve ark. 2017).

2.11.1.1. Renk Skalaları

Günümüzde renk seçimi için en sık kullanılan renk skalaları VITA Classical ve VITA 3D-Master skalalarıdır. Bazı firmalar kullanıcıya kendi renk anahtarını oluşturulabilme şansı sunmaktadır. Kullanıcı çeşitli porselen veya kompozitleri bir araya

getirerek sınırsız sayıda renk elde edebilir (Rosenstiel ve ark. 2001; Paravina ve ark. 2010).

1956 yılında VITA Lumin(VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) adıyla ilk renk skalası piyasaya sunulmuştur. O günden bu yana diş hekimliğinde renk seçiminde altın standart olarak kabul edilmektedir. Başta kompozit reçine olmak üzere birçok restoratif materyal bu skalayı referans almıştır. 1985 yılında piyasaya sunulan VITAPAN Classic (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) skalasında renk örnekleri hue'ya göre gruplandırılmış ve her bir grup soldan sağa doğru artan koyuluğa göre dizilmiştir (A1-D4). Bu skalada Hue değerlerine;

- A: turuncu,
- B: sarı,
- C: sarı/gri,
- D: turuncu/gri (kahverengi) kodları verilmiştir.

Chroma ve Value ise;

- 1: Az kromatik, yüksek parlaklık

- 4: Çok kromatik, düşük parlaklık şeklinde numaralandırılmıştır. Bu skalada önce

Hue, sonra Chroma ve Value eşleştirmesi yapılır (Chu 2004; Trakyalı 2013) (Şekil 2-6).



Şekil 2-6: VITA 3D MASTER Renk Skalası ile Görsel Renk Seçimi

1998 yılında piyasaya çıkan VITA SYSTEM 3D Master Skalası (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ise Value değeri baz alınarak tasarlanmıştır. Bu sistemde 26 adet renk anahtarı vardır. Renkler harfler ve sayılarla ifade edilir. Buna göre;

- | | |
|------------------------------|---------------------------------|
| - L (left-sol): Sarımsı | - 1: Düşük kroma |
| - M (middle-orta): Orta renk | - 2: Orta kroma |
| - R (right-sağ): Kırmızımsı | - 3: Yüksek kromayı ifade eder. |

Bu skalada önce Value, sonra Chroma, en son Hue seçilir (Chu 2004).

2.11.1.2. Renk Seçiminde Genel Prensipler

Görsel renk seçiminde başarıyı arttırmak için uygulanması gereken bazı kurallar vardır. Bunlar şu şekilde sıralanabilir:

1. İşlem sırasında dişler dehidrate oldukça Value değeri artar. Rubber-dam kullanımında bu daha da artar. Tüm bu sebeplerden dolayı renk seçimi randevunun en başında yapılmalıdır.
2. İnsan gözü uzun süre aynı yere baktığında konik reseptörler yorulur ve renk seçiminde hata oluşabilir. Bu nedenle gözü nötral gri bir zemine bakarak dinlendirmek gerekir. Gri, karşıtı olmayan bir renk olduğundan negatif ardıl görüntü oluşması da önlenmiş olur.
3. Hasta dik oturtulmalı, hekimin gözleri hastanın ağzı ile aynı hizada olmalıdır. Bu sayede gözlem sırasında renk hassasiyeti en yüksek olan reseptörler kullanılır. Dişe 5-7 saniyeden daha uzun süre bakılmamalı, ara verildiğinde nötr gri bir karta veya gri bir duvara bakılarak gözler dinlendirilmelidir.
4. Gün ışığı renk seçimi için ideal kabul edilse de standardize edilemez. Bu nedenle renk seçiminin kontrollü standart tam spektrum aydınlatma altında yapılması tercih edilmelidir. Kliniğin aydınlatması görünür ışık spektrumu (380-780nm) aralığında, 5500 K sıcaklığında ve ve CRI>90 olmalıdır. Klinik ve laboratuvarın aydınlatmaları aynı olmalıdır.
5. Kliniğin tavanı, tezgahlar, dolaplar, duvarlar, çalışanların kıyafetleri pastel ve gri renklerde olmalıdır.

6. Hastanın dudaklarında ruj varsa silinmeli, parlak kıyafet giyiyorsa nötral bir renkle üzeri kapatılmalıdır.
7. Karşılaştırma yapılacak diş temiz olmalıdır. Öncesinde bir polisaj fırçası ve patla lekeler giderilmelidir.
8. Renk seçimi yapılırken dil geride, dişler aralık olmalıdır. Işık yansımalarının aynı olması için diş ve skala aynı düzlemde olmalıdır.
9. Öncelikle Value seçilmelidir. Bunu yaparken gözler hafifçe kısılırsa açık-koyu ayrımını yapan çizgi hücreler kullanılır.
10. Hue seçiminde karar vermekte zorlanılıyorsa kanin dişi referans alınmalıdır. Kanin dişinin Chroma'sı yüksek olduğundan baskın renk daha kolay anlaşılacaktır.
11. Renk seçimi yapıldıktan sonra farklı aydınlatma koşullarında, farklı açılarda ve uzaklıklarda, gerektiği durumlarda farklı gözlemcilerle tekrarlanmalıdır (Preston ve Bergen 1980; Rosenstiel ve ark. 2001; Brewer ve ark. 2004; Chu 2003).

2.11.2. Aletli Renk Seçimi

Görsel renk seçiminde yaşanan subjektifliği önlemek amacıyla, aydınlatma koşulları veya kişiye bağlı değişkenlerden etkilenmeyen elektronik aygıtların kullanımı popülerlik kazanmıştır. Bu renk seçimine aletli renk seçimi adı verilmektedir. Bu yöntem diş hekimi ve teknisyen arasındaki renk iletişimini artırır. Bu yöntemde spektrofotometreler, kolorimetreler veya dijital kameralar kullanılabilir (Chen ve ark. 2012; Trakyalı 2013).

2.11.2.1. Dijital Kameralar

Dijital kameralar son yıllarda laboratuvar ile iletişimde popüler bir araç haline gelmiştir. En önemli avantajı bir noktanın değil tüm objenin renginin gösterilebilmesidir. Ayrıca dijital kameralar yalnızca dişin rengini değil, şeklini, yüzey özelliklerini, translüsentliğini ve çevre dokuların özelliklerinin de belgelenmesini sağlar. Bu sayede teknisyen komşu dişlerle ahenk içinde bir restorasyon ortaya çıkarabilir. Bunun yanısıra dijital kameralar kolayca ulaşılabilir, elde edilen görüntü depolanabilir ve internet üzerinden kolayca laboratuvara iletilir. Ancak kamera flaşının gücünün değişkenliği ve

yansıma sebebiyle renk seçiminin tutarlılığı sorgulanabilir. Bu nedenle yöntemin tek başına kullanılması güvenilir bir renk seçimi sağlamaz. Görüntü alırken dışın yanına uygun renk anahtarının koyulması başarıyı arttıracaktır (Chu 2004; Jarad 2005; Choi 2010; Tung 2011).

Dijital kameralarla alınan fotoğraflarda renk analizi için bir diğer yol da bilgisayar programı kullanmaktır. Sistemde kameranın yanısıra kameranın bağlı olduğu bir bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensörü bulunmaktadır. Dijital fotoğraf makineleri görüntüyü CCD (algılayıcı) ile yakalar. CCD, milyonlarca küçük, ışığa hassas eleman (fotosit) içerir. Fotositler üzerine gelen ışığa yanıt verebilir. Bütün renklere sahip bir görüntü sağlayabilmek için alıcılar (sensör), üç temel renkte bakabilmek için ise filtreler kullanılır. Üç ayrı renk her bir piksele kaydedilebilir. Bilgisayara aktarılan fotoğraflardaki dış rengi program tarafından analiz edilir ve değerler CIE Lab cinsinden verilir (Brewer ve ark. 2004; Jarad 2005; Wee 2006; Vivek 2013).

2.11.2.2. Kolorimetreler

Kolorimetreler üç primer renkteki ışığın her birinin örnek üzerinden yansıyan miktarını ölçerek, referans değere göre karşılaştırır. CIE Lab biriminde (L^* , a^* , b^*) veya üç uyaranlı x , y , z değerleriyle sonuç verir. Kolorimetre ile elde edilen renk koordinatlarının matematiksel analizi yapılabilir, farklı renklerle karşılaştırılabilir. Kolorimetreler gözlemcinin gözündeki koni hücrelerine benzer üç tip sensör bulundurur ve rengi insan gözünün algıladığı şekliyle ölçer (Lee ve ark. 2001; Chu ve ark. 2004).

Kolorimetreler diş hekimliğinde yapılan *in vivo* ve *in vitro* bilimsel çalışmalarda kullanılmaktadır. Kimi çalışmalar renk seçiminde kolorimetreleri oldukça başarılı bulurken (Tung ve ark. 2002; Yiming 2003), kimi çalışmalar renk seçimi başarısının görsel yöntem (%48) ile kolorimetre (%50) arasında çok farklı olmadığını bildirmiştir (Okubo ve ark. 1998).

Ancak bu cihazların bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Kolorimetreler düz zeminlerde kullanılmak üzere tasarlanmıştır, ancak çoğu dışın yüzeyi eğimlidir. Bu da nesneden yansıyan ışığın bir kısmının cihaz tarafından algılanamamasına sebep olabilir. Buna edge-loss denir. Bu sebeple bazı araştırmacılar aletle renk seçiminin mutlaka görsel renk seçimiyle kontrol edilmesi gerektiğini savunmuşlardır (Russell ve ark. 2000; Paul ve ark. 2002; Gehrke ve ark. 2009).

Kolorimetreler metamerizm ölçümü için uygun değildir. Ayrıca diş hekimliğinde kullanılan kolorimetrelerde porselen gibi translusens materyallerin rengini ölçerken ışığın kırılmasından ötürü sorun yaşanabilir ve doğal diş ile aynı renkteki porselen restorasyon farklı sonuç verebilir. Seghi ve ark. kolorimetrede okunan değerlerin porselenin translusens olması sebebiyle ciddi ölçüde değişebileceğini savunmuştur (Seghi ve ark. 1989; Cho ve ark. 2007; Ragain 2016).

Piyasada bulunan bazı kolorimetreler şunlardır: ShadeEye NCC (Shofu Inc., Kyoto, Japonya), ChromaMeter (Konica Minolta, Japonya), ShadeScan (Cynovad, Montreal, Kanada), Shade-Vision (X-rite, Grandville, MI, ABD).

2.11.2.3. Spektroyometreler

Spektroyometreler radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmıştır. Bu cihazın prensibine göre elektromanyetik bölgelerde her bir objeye rengini, dokusunu ve parlaklığını veren kendine özgü bir yansıma (reflectance / radiance) değeri vardır. Cihaz görünür ışık spektrumunda 5, 10 ve 20 nm'lerde radyometrik enerji ölçümü yapar. Bu cihazların avantajı materyale değmeden parlak yüzeyli cisimlerin renk ölçümünü yapabilmesidir. Ancak ölçüm esnasında oluşabilecek yer değişikliği sonuçları etkileyebileceğinden bu konuda dikkatli davranılması gerekmektedir (Paravina ve Powers 2004; Park ve ark. 2006).

2.11.2.4. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler günümüzde en kesin sonuç veren, kullanışlı ve esnek renk ölçme aletlerinden biridir. Bir objeden geçen veya yansıyan ışık miktarını görünür spektrumu boyunca 1-25 nm aralıklarla ölçer. Bütün görünür dalga boylarında yansıtılan ışık miktarını ölçebildiği için kompleks renk analizlerinde kullanılabilir. Spektrofotometreler sabit bir ışık kaynağı, monokromatör ve sensör içerir (Kielbassa ve ark. 2009; Chu ve ark. 2010; Ragain 2016).

Spektrofotometreler kolorimetrelerle göre daha kapsamlı ve daha yüksek fiyatlıdır. Metamerizmi ayırt edilmek için kullanılabilir. Gün ışığı, akkor lamba ve floresan lamba altında farklı ölçüm sonuçları verebilir. Bu özellikleri nedeniyle bu cihazlar bilimsel çalışmalarda, renk tarifi ve kalite kontrolde tercih edilir. Diş hekimliğinde ise doğal dişlerin, porselen veya kompozit reçine restorasyonların, tam protezlerde kullanılan dişlerin rengini ölçmede kullanılabilir (Wee ve ark. 2000; Sakaguchi ve ark. 2018).

2002 yılında ağız içinde kullanılan VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) spektrofotometre kullanıma sürülmüştür. Cihazın bu ilk sürümü masaüstü bir ana parça ve buna fiberoptik kabloyla bağlanan el aparatı içermektedir. Renk ölçüm probunun çapı 5 mm olup 19 adet 1 mm'lik fiber optik şerit bulundurur. Ölçüm esnasında diş ölçüm başlığı tarafından halojen lamba ile aydınlatılır, saçılan ışık aletin içindeki birkaç spektrometre tarafından ölçülür. Cihaz renk değerini L^* , a^* , b^* birimlerinde verir ve VITA Classic veya 3D renk skalalarına göre değeri dönüştürür (Brewer 2004; Lagouvardos ve ark. 2009; Llena ve ark. 2011).



Şekil 2-7: VITA Easyshade ile Renk Ölçümü

2009 yılında VITA Easyshade Compact (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) piyasaya sürülmüştür. Bu cihaz ilk versiyona göre daha küçük, tutması daha kolay ve kablosuzdur (Şekil 2-7). Işık kaynağı LED'dir. Bu özellikleri ile klinikte kullanımı kolaydır. Cihazın içerisinde tek nokta ve üç nokta (servikal, orta, insizal) ölçüm modu, restorasyon renk doğrulama modu gibi farklı seçenekler bulunmaktadır. İlk jenerasyondan cihazlarda birden çok spektrometre olması sebebiyle porselen materyal ve diş rengi farklı olarak ölçülebilmektedir. Yeni jenerasyonda ise tek bir spektrometre bulunur. İki farklı LED ışık kaynağı diş veya porselen materyal ölçümüne göre farklı ışık sağlar. Geri yansıtılan ışık tek bir cihazda birleştirilerek renk değeri ölçülür (Brewer 2004; Chu ve ark. 2010).

Yapılan bir çalışmada görsel renk seçimi ile karşılaştırıldığında spektrofotometreler %33 daha başarılı bulunmuştur (Paul ve ark. 2002). Başka bir çalışma spektrofotometre ile seçilen rengin doğru olma olasılığının insan gözüyle yapılan seçime kıyasla 5 kat daha fazla olduğunu bulmuştur (Judeh ve Al-Wahadni 2009). Schmitter ve ark. (2008) ise laminar bir spektrofotometre (Shade Pilot, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya) ile gözlemciler arası fark açısından değerlendirmesini incelemiş ve cihazın son derece güvenilir olduğunu bildirmişlerdir. SpectroShade (MHT, Niederhasli, İsviçre) ile yapılan bir çalışma, görsel renk seçimi ile kıyaslandığında tekrarlanabilirlik bakımından cihazın çok daha üstün olduğunu ortaya koymuştur (Derdilopoulou ve ark. 2007).

2.12. ADEZYON

2.12.1. Adezyonun Tanımı

Diş hekimliğinde diş sert dokuları ile restoratif materyal arası bağlanma restorasyonun klinik başarısı açısından önem taşımaktadır. Adezyon, iki yüzeyin birbiriyle birleşmesi veya birbirine yapışması olarak tanımlanır. Materyallerin adezyonlarını sağlayan ve çoğu zaman likit yapıda olan yapıya adezif, bağlanan yüzeylere ise aderent denir (Sakaguchi ve ark. 2018).

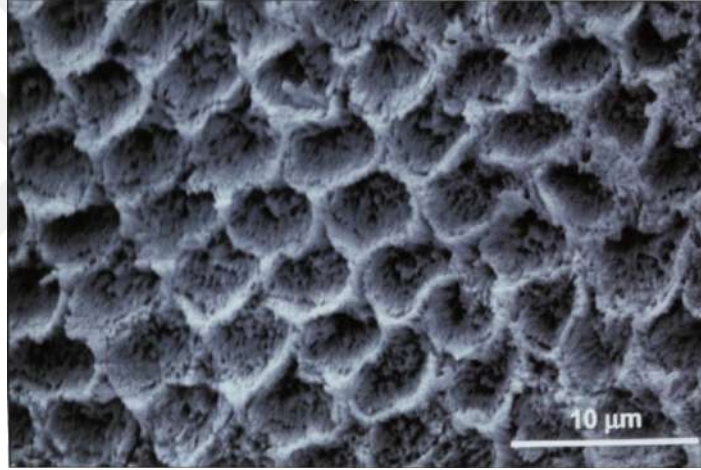
Adezyon, moleküler düzeyde gerçekleşir. Başarılı bir adezyon sağlamak için, yapıştırılacak olan iki substrat birbirine çok yakın temasa getirilmelidir. Moleküllerin iletişime geçebilmesi için aralarındaki mesafe nanometre düzeyinde olmalıdır ancak katı cisimlerin yüzey morfolojisinden dolayı bu mümkün değildir. İki cismin arasında kalan boşluğun bir adezifle doldurulması gerekir. Bu duruma örnek olarak iki camın üst üste getirilmesi verilebilir. Bu iki camı birbirine yapıştırmak için yapışma yüzeylerini suyla ıslatmak gerekmektedir (Duke ve ark. 1991; Sakaguchi ve ark. 2018).

Adezifin yüzeyi ıslatması adezif ve aderent arasındaki iç açığı (kontakt açısı) bağlıdır. Bu açı sığırına yakın olduğu zaman likit, yüzeyde ideal olarak yayılır ve yüzeyi ıslatır. Genellikle düşük yüzey gerilimli bir likit, yüksek yüzey enerjisine sahip substratın üzerine konulduğunda, küçük kontakt açısı sağlanır. Viskozite de kontakt açısını etkileyen faktörlerdendir. Adezifin viskozitesinin düşük olması substrat yüzeyindeki boşluklara penetre olabilmesi için gereklidir. Bunun yanı sıra yüzey alanı arttıkça bağlantı

yüzeyindeki stres de azalır. Bu sebeple lamina venerlerin yüzey alanının geniş olması adezyon için olumlu bir durumdur (Roulet ve ark. 2003; Sakaguchi ve ark. 2018).

Adezyonun iki tipi vardır: kimyasal adezyon ve mikromekanik adezyon. Kimyasal adezyon farklı yüzeylerin atomları arasında oluşan ve genellikle hidrojen ve kovalent bağlar içeren zayıf bir bağlanma türüdür. Restoratif diş hekimliğinde adezif sistemlerle sağlanan güçlü bağlantı türü ise mikromekaniktir (Devoto ve Ferraris 2012). İndirekt restorasyonların diş dokusuna simante edilmesi esnasında iki tür bağlantı mevcuttur: diş dokusuna bağlanma ve restorasyona bağlanma (Peumans ve ark. 2016).

2.12.2. Mine Dokusuna Adezyon



Şekil 2-8: %37'lik ortofosforik asitle asitlenmiş mine prizmalarının SEM görüntüsü (Roulet ve ark. 2003)

İnsan vücudundaki en sert doku minedir. Ağırlıkça % 96 inorganik madde, %3 su, %1 organik matriks içerir. İnorganik içeriğin çoğunluğunu hidroksiapatit oluşturur. Hidroksiapatit kristalleri sıralı bir şekilde çökelerek kompleks yapıdaki mine prizmalarını oluşturur. Mine prizmaları mine-dentin birleşiminden dış yüzeye kadar perpendiküler biçimde uzanır. Mine yüzeyi asitlendiğinde bu prizmalar açığa çıkar (Şekil 2-8). Mine içinde kalsiyum karbonat ve florid de bulunmaktadır. Minenin en yüksek flor içeriği en dış 50 µm'lik katmanında yer alır. Bunun adezyon için önemi florapatit kristallerinin daha az çözünmesi ve minenin en dış katmanının asitlemeye karşı daha dirençli olmasıdır. Bu özellik mineyi ağız ortamında çözünmemesi için ekstra bir koruma sağlar (Roulet ve ark. 2003; Bedran- Russo ve ark. 2017).

Buonocore (1955) minenin fosforik asitle dağlandığı takdirde reçine ve mine arasında adezyon geręekleřtiđini gösteren ilk araştırmacı olmuştur. Bu adezif diş hekimliğinde yeni bir yol ağmıştır, zira dağlanmamış mine oldukęa düşük bir yüzey enerjisine sahiptir ve adezyona uygun değildir. Günümüzde bu işlem için sıklıkla %35-37'lik ortofosforik asit kullanılmaktadır. Fosforik asit yüzey alanını ve yüzey enerjisini arttırır, minenin ıslatılabilirliğini yükseltir, böylece reçinenin daha iyi penetre olmasını ve rezin tagların oluşmasını sağlar. Rezin taglar asitleme esnasında mine yüzeyinde oluşan 5-50 μm 'lik mikroporoziteyi ve 10 μm 'lik mine dokusu kaybını dolduran yapılarıdır. Mikromekanik bağlantı mekanizması rezin taglar ve mikrotaglar ile sağlanır (Gwinnet ve Matsui 1967; Roulet ve ark. 2003; Bedran-Russo ve ark. 2017).

Asitleme işlemi sırasında fosforik asit jeli bir şırınga yardımı ile diş yüzeyine sürülür. Asitleme zamanı minenin tipi ve kalitesine göre değişmekle beraber, %30-40'lık fosforik asit ile 15 sn asitlemek beyaz opak mine görüntüsünü yaratmak için yeterli olur. Yeni sürmüş dişlerde henüz aşınmamış prizmasız mine yapısı 20-30 sn asitlemeyi gerektirir. Florozisli dişlerde ise asitleme süresini 30-45 sn'ye çıkarmak mikromekanik bağlantıyı sağlamak için gereklidir. Ancak florozisli dentinde süreyi uzatmamak gerekir, nkn bu tip dentin aside karşı daha duyarlıdır (Sakaguchi ve ark. 2018).

İstenilen asitleme süresi dolduğunda asit jeli yıkanır, kurutulur ve adezif uygulamaya hazır hale getirilir. Asitlenmiş yzeeye tükürük temas ettiğinde tükürüğün içindeki kalsiyum ve fosfor mineralleri bağlantıyı olumsuz etkileyeceği için tükürük kontaminasyonu olursa asitleme işlemi tekrarlanmalıdır (Roulet ve ark. 2003; Sakaguchi ve ark. 2018).

2.12.3. Dentin Dokusuna Adezyon

Dentinin yapısı oldukęa karmaşıktır. Ađırlıkęa %70 inorganik mineral, %20 organik madde, %10 su içerir. Pulpadan mine-dentin bağlantısına veya semente kadar uzanan dentin tübüllerinin dışında daha az mineralize intertübüler dentin bulunmaktadır. İntertbler dentinin içerisinde bulunan Tip 1 kollajen fibriller ve nonkollajen moleküller dentin-adezif bağlantısı için gerekli komponentlerdir (Bedran-Russo ve ark. 2017).

Dentin dokusunda mine dokusu kadar iyi bir bağlantı sağlamak oldukęa zordur. Bunun sebebi dentinin organik içeriğinin mineye kıyasla çok olması, odontoblast ve dentin lenfi içeren dentin tübüllerinin bulunması, preparasyon ardından oluşan smear

tabakası ve yüksek su içeriğidir. Dentinin hidrofilik yapısı hidrofobik reçine monomerlerin infiltrasyonu için uygun değildir (Burke ve ark. 2000; Perdiago ve Lopes 2001).

Minede olduğu gibi dentinin asitlenmesi ile smear tabakasının kaldırılması ile bağlanma kuvveti artar. Bunun yanısıra asit uygulaması peritübüler dentini ortadan kaldırır, intertübüler dentinde 3-7 µm demineralizasyon oluşturur, tübüllerin ağzı genişler ve kollajen fibriller ortaya çıkarır. Tüm bunlar monomerlerin tübüllere infiltrasyonunu kolaylaştırır (Perdiago ve Lopes 2001). Asitle ve yıka sistemlerde fosforik asitle yüzey dağlanır ve mineral içeriği kaldırır, kollajen ağın içinde mikroporoziteler oluşur. Asitleme işleminden sonra kalıntıları uzaklaştırmak ve kalsiyum fosfatı çözmek için dentin bol suyla yıkanmalıdır. Yıkamadan sonraki kurutma işlemi fazla kuvvetli yapılırsa kollajen ağ kollabe olur ve primer ile bonding bağlantısı engellenir. İdeal dentin ıslaklığı adezifin içindeki solvante göre değişmektedir. Self-etch sistemlerin bir avantajı da bu subjektif kurutma aşamasını kaldırmasıdır (Kalender 2006; Sakaguchi ve ark. 2018).

2.12.4. Klinik Uygulama Şekillerine Göre Adezif Sistemler

- **Tek Aşamalı Sistemler (all-in-one):** Asit, primer ve bonding ajanının tek şişede birleştirildiği sistemlerdir. Bunlar self etch (kendinden asitli) özellik gösterir.
- **İki Aşamalı Sistemler:** Bu sistemlerin self etch seçeneklerinde asit ve primer bir şişede birleştirilmiştir. İkinci şişede bonding ajanı bulunur. Total etch seçeneklerde primer ve bonding bir şişede birleştirilmiş olup asitledikten sonra bu karışım uygulanır.
- **Üç aşamalı sistemler:** Total etch sistemlerdir. Asit, primer ve bonding ajanı ayrı ayrı uygulanır (Köroğlu ve ark. 2012).

2.12.5. Adezif Simantasyon İçin Restorasyon Yüzeylerinin Hazırlanması

Adezif simantasyon tekniği cam porselen (silika içeren) sistemler için geliştirilmiştir. Restorasyonlarda uzun dönem klinik başarıyı sağlamak için restorasyon-reçine siman arası bağlantı oldukça önemlidir. Adezif bağlantının iyi olması marjinal adaptasyon sağlar, mikrosızıntıyı önler, post operatif hassasiyeti azaltır ve kırılma dayanımını artırır (Kramer ve ark. 2000; Peumans ve ark. 2016; Awad ve ark. 2017).

Cam porselenlerin simantasyon öncesi hazırlığı hidroflorik asit(HF) ile dağlama ve silan uygulaması içerir. HF asit hidrojen floridin akışkan bir solüsyonudur. Seramiğin yapısına bağlı olarak farklı konsantrasyonlarda ve sürelerde HF asit kullanımı önerilir. HF asit selektif olarak cam komponentleri çözer, yüzey alanını ve yüzeydeki mikro düzensizlikleri artırır. Ayrıca seramiğin yüzey enerjisini artırır ve bonding ajanlarının kontakt açısını azaltır (Hoosmand ve ark. 2002; Aboushelib ve Sleem 2014; Amaral ve ark. 2014; Blatz 2014; Tian ve ark 2014).

Hidroflorik asit uygulamasının ardından reçine materyal ile cam porselen restorasyon arası bağlantıyı sağlamak için silan bazlı primer uygulaması önerilir. Silan, kovalent ve hidrojen bağlar ile kimyasal bağlanmayı sağlar (Horn 1983; Kupiec ve ark. 1996; Devoto ve Ferraris 2012). Silan uygulaması reçine-cam porselen arası bağlantıyı sağlamada en önemli faktör olarak kabul edilir (Barghi 2000; Della Bona ve ark. 2000).

Tek şişe veya iki şişe silanlar mevcuttur. Silanlar bifonksiyonel gruplardır. Reçine matriksin metakrilat grubu ve silan molekülleri kompozit reçinenin ışıkla sertleştirilmesi esnasında ek polimerizasyon reaksiyonu yaparak birbirine bağlanır. Seramiğe bağlanma ise porselen yüzeyindeki hidrolize silan molekülündeki silanol gruplarının kondensasyon reaksiyonu ile birleşmesi ile oluşur (Özcan ve Vallittu 2003; Le ve ark. 2015).

Silan uygulaması sonrasında özel fırınlarda ısıtma fazı uygulanır veya hava ile kurutulur. Silan uygulamasının ardından 30 sn beklenerek hava ile kurutulması etkisini arttıracaktır (Devoto ve Ferraris 2012).

2.13. Reçine Simanlar

Reçine simanlar düşük viskoziteli kompozit materyallerdir. İçerdiği doldurucu ve başlatıcılar sayesinde düşük film kalınlığı, uygun çalışma ve sertleşme zamanı sağlanır. Hem restorasyona, hem de dişe bağlanabilirler. Metal porselen, tam porselen restorasyonlar, inley, onley, lamina venerler, köprüler, postlar ve ortodontik apareyler reçine simanlar ile simante edilebilir. Yük altında deformasyona karşı yüksek dayanıklılık gösterir. Uygulaması teknik hassasiyet gerektirir (O'Brien 2008, Sakaguchi ve ark. 2018).

Reçine simanların mekanik özellikleri reçine matriksin içerdiği doldurucuların özelliklerine ve miktarına, polimerizasyon yöntemine bağlı olarak değişir (Hofmann ve ark. 2001).

Kompozit esaslı reçine simanların yapısı üç temel yapıdan oluşur:

- Organik matriks
- İnorganik faz
- Ara faz

Organik matriks

Organik matriks yüksek molekül ağırlıklı ve yüksek viskoziteli dimetakrilat monomerleri ve oligomerlerden oluşur. Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA (ethoxylated Bis-GMA) gibi yüksek molekül ağırlıklı moleküller trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA) gibi küçük moleküllerle birleştirilerek elde edilir. UDMA iyi adezyon gösterir ve renk stabilitesi iyidir. TEG-DMA ise viskoziteyi azaltmak amacıyla eklenir (Kramer ve ark. 2000; Carneiro ve ark. 2010).

İnorganik faz

Organik matriks içine dağılmış olarak çeşitli büyüklük ve şekillerde doldurucular bulunmaktadır. Bunlar kuartz (silika), stronsiyum, baryum, zirkonyum gibi partiküller olabilir. Bu doldurucular materyalin fiziksel özelliklerini etkiler. Partiküllerin boyutu 0.5-8.0 µm arasında değişebilir. Partikül boyutunun artması organik matriks miktarını düşürür, bu da genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su absorpsiyonunu azaltırken dayanıklılığı ve ısı iletkenliğini artırır (White 1992; Dietschi ve Spreafico 1999; Sakaguchi ve ark. 2018).

Ara faz

Organik matriks ve inorganik faz arasındaki adezyonu sağlar. Silan organik matriksin metakrilat grubu ile kovalent bağ, inorganik fazdaki silika doldurucuların yüzeyindeki su ve hidrosil grupları ile ester bağ yapar. Silan, stresin matriksten dolduruculara iletilmesine olanak sağlar. Organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlantının yetersiz olması durumunda gerilimler iyi dağıtılamaz ve başarısızlıklar oluşur. Ayrıca silan ajanları reçine matriks ve doldurucular arasına suyun girmesini önleyerek su absorpsiyonu ve çözünürlüğü azaltır (Zaimoğlu ve ark. 1993; Anusavice ve ark. 2013).

2.13.1. Reçine Simanların Avantajları

- Ağız sıvılarında düşük çözünürlük
- Yüksek baskı ve gerilme dayanımı
- Diş dokuları ve restorasyona iyi bağlanma
- Düşük sıvı absorpsiyonu
- Pek çok renk ve translusensi seçeneklerine sahip olması
- Bazı reçine simanların flor salması
- İyi adezyon sağladıkları için konservatif preparasyon yöntemlerine izin vermesi (Devoto ve Ferraris 2012; Lad ve ark. 2014)

2.13.2. Reçine Simanların Dezavantajları

- Prepare edilmiş vital dentinde post operatif hassasiyet oluşturması
- Teknik hassasiyetinin yüksek olması
- Geleneksel simanlara göre film kalınlığının yüksek olması
- Polimerizasyon büzülmesine bağlı mikrosızıntı (White ve ark. 1992; Ogunyinka 2000)

Reçine simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre; kimyasal yolla polimerize olan, ışıkla polimerize olan (light cure) ve hem ışıkla hem kimyasal yolla polimerize olan (dual cure) simanlar olmak üzere üçe ayrılır (Anusavice 2003).

2.13.3. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Reçine Simanlar

Bu tür simanlar çift pat sisteminde veya toz-likit olarak üretilmişlerdir. İki yapının birbiriyle karıştırılması ile polimerizasyon süreci başlatılmış olur. Baz olarak benzoil peroksit, katalizör olarak amin içerir. İçerdikleri tersiyer aromatik amin nedeniyle ağız içinde renk değiştirir. Ayrıca polimerizasyon büzülmesi yüksektir, çalışma süresi kısadır, karıştırma sonucu oluşan hava kabarcıkları nedeniyle porözite görülebilir. Ayrıca karıştırma sırasında oksijene temas etmesi nedeniyle polimerizasyon engellenebilir. Bu

simanların ışık geçirgenliği olmadığından metal porselen sabit protezlerin, adezif köprülerin, endodontik postların ve opak alt yapıya sahip porselenlerin simantasyonunda kullanılabilir (O'Brien 2008, Zaimoğlu ve Can 2004; Van Landuyt ve ark. 2007).

2.13.4. Işıklı Polimerize Olan Reçine Simanlar

Bu simanlar tek pat şeklinde üretilmişlerdir. Polimerizasyon başlatıcı olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin içerir. Bu yapılar tüp içerisinde bir arada bulunsa da ışık görmedikçe polimerize olmaz. Polimerizasyon 420-450 nm dalga boyunda görünür mavi ışıkla başlar (Zaimoğlu ve Can 2004).

Işıklı polimerize olan reçine simanlar porselen lamina venerlerin simantasyonunda sıklıkla tercih edilmektedirler. Kimyasal veya dual-cure sertleşen simanlar gibi renk değişimine uğramamaları, uzun çalışma süresi, farklı translusensi ve renk seçenekleri sunmaları gibi avantajlara sahiptir. Simanın polimerizasyonunun sağlanabilmesi için ışığın porselen lamina vener restorasyonunun her bölgesine ulaşması gereklidir. Işık iletimini etkileyen en önemli etken materyalin kalınlığıdır. Porselen lamina venerler gelen ışığın %40-50'sini absorbe eder. Bu nedenle 1.5 mm'den kalın restorasyonların simante edilmesinde ışıkla sertleşen siman tercih edilmemelidir (Peutzfeld 1995; Peumans ve ark. 2000; Moraes ve ark. 2008).

Işıklı polimerize olan reçine simanlar kimyasal sertleşen simanlara göre çok daha iyi renk stabilitesi gösterir. Polimerizasyon ışıkla başladığı için taşan simanın temizlenmesi için yeterli süre sağlar. Bu tür simanların farklı renk ve opasite seçenekleri mevcuttur. Bu ürün çeşitliliği sayesinde porselen lamina venerin rengi açılabilir veya koyulaştırılabilir (Moraes ve ark. 2008.; Alghazali ve ark. 2010).

2.13.5. Hem Kimyasal Hem Işıklı Polimerize Olan (Dual-cure) Reçine Simanlar

Bu tür simanlar baz ve katalizör olmak üzere iki pat halinde bulunurlar. Baz olarak polimerizasyonu başlatan kamforokinon, katalizör olarak kimyasal polimerizasyonu başlatan amin peroksit vardır. Bu iki pat karıştırıldığında kimyasal, ışık uygulandığında ışıkla polimerizasyon başlamış olur. Polimerizasyonun tamamlanması 24 saati bulur. Dual-cure simanlarda yalnız kimyasal aktivasyon yetersiz olacağından mutlaka ışık

uygulanması gerekir. Eğer ışık uygulanmazsa simanın mekanik özelliklerinde azalma görülür (Blatz ve ark. 2003; Zaimoğlu ve Can 2004).

İç yüzeyi pürüzlendirilebilen porselen inley, onley, kuron, köprü ve ışığın tabana ulaşmasının zor olduğu 1,5-2 mm'den kalın veya opak hazırlanan porselen restorasyonların simantasyonunda kullanılırlar (Rosenstiel ve ark. 2001; Manso ve ark. 2011).

Son yıllarda bonding sistemleri yüksek bağlanma kuvveti ve sızdırmazlık göstermektedir. Ancak reçine simanlar fazla işlem basamağına sahip olan ve yüksek teknik hassasiyet gerektirmektedir. Bu nedenle diş dokularında bonding uygulamasına gerek kalmaksızın kullanılan "self adeziv" reçine simanlar geliştirilmiştir. Self adeziv reçine simanlar geleneksel simanların uygulama kolaylığı ile reçine simanların yüksek mekanik özelliklerini birleştirmeyi hedeflemektedir (Regalla ve ark. 2013; Manso ve Carvalho 2017).

2.14. Diş Renkleşmeleri

Günümüzde hastaların diş hekimine başvurma sebeplerinin en önemlilerinden bir tanesi ön dişlerin estetik rehabilitasyonudur. Genetik, çevresel, tıbbi veya dişsel kaynaklı diş renkleşmeleri estetik olarak kötü bir görünüme yol açar. Bu renkleşmeler tedavi edilmezse hasta üzerinde sosyal ve psikolojik olarak negatif etkileri olabilir. Tedavi seçenekleri arasında yüzey renkleşmelerinin kaldırılması, beyazlatma, mikro ve makroabrazyon, lamina vener ve kuron bulunmaktadır. Geçmişte bu tür renkleşmelerin maskelenmesinde tedavi seçeneği olarak kuron restorasyonları gösterilmekteydi. Ancak günümüzde materyallerin gelişmesi ve hastaların diş dokularını koruma konusundaki bilinçlerinin artması sebebiyle bu tür renkleşmelerin tedavisinde daha konservatif bir seçenek olan lamina venerler de kullanılmaktadır. Diş renkleşmeleri iç ve dış olmak üzere iki başlık altında incelenebilir (Bassett ve Patrick 2004; Heymann ve Ritter 2017; Kwon ve Goldstein 2018).

2.14.1. Dış Renkleşmeler

Dış (ekstrinsik) renkleşmeler dişlerin dış yüzeylerinde oluşur. Bu renkleşmelerin çeşitli sebepleri olabilir. Bunlar:

- Nasmyth Zarı
- Kötü ağız hijyeni ve plak birikimi
- Gingival kanama
- Diyet
- Kromojenik bakteriler
- Eski restorasyonlar
- Demir içerikli ilaçlar kaynaklı olabilir (Hattab ve ark. 1999; Heymann ve Ritter 2017).

Dış renkleşmeler diş sürdükten sonra oluşan renkleşmelerdir. Mine yüzeyindeki çatlaklar veya düzensizlikler, tükürük akış hızı ve içeriği, kötü ağız hijyeni renkleşmeyi etkiler. Turuncudan kahverengiye, gri ve siyaha uzanan farklı renklerdeki lekelenmeler genellikle renkli yiyecek ve içeceklerin tüketilmesi ile ortaya çıkar. Bu yiyecek ve içeceklerin (örn. çay, kahve, kırmızı şarap) içerdiği pigmentlerin mine yüzeyine, özellikle de pelikül tabakasına emilimi ile renkleşmeler görülür. Kötü ağız hijyeni sonucu dış yüzeyine yerleşen kromojenik bakteriler de renkleşmeye sebep olabilir. Bu tür renkleşmelerin bir çoğu polisaj ve etkili bir diş macunu kullanımı ile giderilebilir. Nikotin lekeleri ise dış renkleşme olarak başlar, ancak zamanla dişin iç yüzeylerine emilerek iç renkleşmeye dönüşür ve beyazlatma ile yok edilmesi zorlaşır. İlaç kullanımına bağlı renkleşmeler hem iç, hem dış renkleşme olabilir. Dış renkleşmeye sebep olan en yaygın ilaçlar klorheksidin, ağız yoluyla alınan likit demir tuzları, esansiyel yağlar ve ko-amoksiklav'dır (Garcia-Lopez ve ark. 2001; Joiner 2004; Joiner 2010; Kwon ve Goldstein 2018).

2.14.2. İç Renkleşmeler

İç (intrinsik) renkleşmeler diş gelişimi sırasında veya diş sürmesinden sonra oluşabilir. Bu tür renkleşmeler dişin daha alt tabakalarında yer alan lekeler veya mine defektleri sebebiyle oluşur ve tedavisi dış renkleşmelerden daha komplikedir. İç renkleşmeler genetik bozukluklar, ilaç kullanımı, travma, endodontik tedavi, çocukken geçirilen ateşli hastalıklar sebebiyle olabilir (Hattab ve ark. 1999; Heymann ve Ritter 2017).

İç renkleşmeler mine veya dentinde bulunabilir. Dişin bir bölümünü veya tamamını etkileyebilir. İç renkleşmeler şöyle sıralanabilir:

- **Doğumsal bozukluklar:** Konjenital eritropoetik porfiriya, konjenital hiperbilirunemi gibidoğumsal olarak fazla bulunan bazı pigmentlerin diş dokularına yerleşerek dişte renkleşmeler oluşturmasıdır. Ayrıca eritroblastozis fetalis, talassemi ve orak hücreli anemi gibi kan hastalıkları da diş renkleşmelerine yol açabilir (Faunce 1983).
- **Diş anomalileri:** Amelogenesis imperfekta süt ve sürekli dişlerde minede oluşan ve ameloblastları etkileyen genetik bir durumdur. Dişte sarı-kahverengi renkleşmeler oluşturur. Bu tür vakalarda yaş ilerledikçe pürüzlü yüzeyin daha kolay renkleşmesi dolayısıyla daha koyu renkleşmeler görülür. Dentinogenesis imperfekta ise süt ve sürekli dişlerin dentin dokusunda görülür. Tek başına veya osteogenesis imperfekta gibi sistemik hastalıklarla birlikte bulunur. Etkilenmiş dişlerde ince kökler, küçük veya kalsifiye pulpa odaları ve kök kanallarından ve dentinden kolayca ayrılan mine görülür. Dişlerde renkleşmelere yol açar (Stewart ve ark. 1982; Faunce 1983; Kwon ve Goldstein 2018).
- **Mine hipoplazileri:** Mine hipoplazileri sistemik veya lokal faktörlerin etkisiyle organik matriksin gelişmemesi veya yapısının bozulmasıdır. Çocuklukta geçirilen yüksek ateşli hastalıklar diş gelişimini olumsuz etkileyerek minede hipoplazik defektlere yol açabilir. Bunun yanı sıra lokalize demineralize alanlar veya minenin kalsifiye olamadığı bölgeler beyaz lekeler yol açabilir. Kötü ağız hijyeni sonucunda da dekalsifiye beyaz lezyonlar görülebilir (Heymann ve Ritter 2017).

- **Sistemik hastalıklar:** Amelogenesis imperfekta, dudak damak yarığı gibi genetik hastalıklarda veya serebral palsi, ciddi böbrek rahatsızlıkları ve bazı alerjiler gibi edinilmiş hastalıklarda hipoplaziler veya hipokalsifikasyonlarla birlikte renkleşme görülebilir. Nörolojik rahatsızlıklar ve travmatik yaralanmalar da minenin gelişimini etkileyebilir. Diş gelişimi esnasında vitamin C ve D, kalsiyum ve fosfor eksikliği görülmesi mine hipoplazisine yol açabilir. Mine dokusunda bozulmaların olduğu bu tip renkleşmelerde tedavi seçenekleri kompozit veya porselen lamina vener ile kuron restorasyonlarıdır (Goldstein 1998).
- **İlaçlara bağlı renkleşmeler:** Bu tip renkleşmeler odontogenesis sırasında oluşan ilaç etkileşimi kaynaklıdır. Tetrasiklin, siprofloksasin ve minosiklin bu ilaçlara örnektir. Tetrasiklin renklaşmesinin diş dokularının kalsifikasyonu sırasında dentinin yapısına katılması ile oluştuğu belirtilmiştir (Tredwin ve ark. 2005).

Dişler oluşumları esnasında tetrasiklin renklaşmesine açıktır, bu da rahimdeki ikinci trimesterden yaklaşık sekiz yaşına kadar sürer. Tetrasiklinle renklaşmış dişler gün ışığına çıktığında koyu gri ve kahverengiye dönüşür. Cohen ve Parkins (1970) kesicilerin labial yüzeylerinin daha çabuk renklendiğini, ancak ışığa daha az maruz kalmalarından dolayı büyük azıların uzun süre sarı kaldığını belirtmiştir. Tetrasiklinlerin hamile ve emziren kadınlar ile 12 yaş altı çocuklarda kullanımı sakıncalıdır. Yetişkin insanlarda da ilaca bağlı gri renklaşmeler görülür, ancak bunlar uzun süre bir tetrasiklin analogu olan minosikline maruz kalan kişilerde görülür (Cheek ve Heymann 1999; Heymann ve Ritter 2017).

Tetrasiklin renklaşmeleri derecelerine göre dörde ayrılır. Üçüncü ve dördüncü seviye tetrasiklin renklaşmelerinin beyazlatma ile açılmasının mümkün olamayacağı, bu tip hastalara lamina vener uygulamasının daha uygun olacağı belirtilmiştir (Jordan ve Boksman 1984; Bassett ve Patrick 2004).

- **Florozis:** Diş gelişimi sırasında içme suyu veya diğer kaynaklardan aşırı miktarda flor alımı florozis adı verilen bir iç renklaşmeye yol açar.

Etkilenmiş dişin histolojik incelemesi yapıldığında iyi mineralize olmuş yüzey tabakasının altında hipomineralize, poröz bir tabaka olduğu görülür. Florozis derecesi flora maruz kalma süresine, dozuna, ameloblast aktivitesinin aşamasına bağlıdır. Klinik görüntüsünde beyaz, sarı veya turuncu renkleşmeler ve ileri vakalarda yüzey defektleri görülür. Lekeler genellikle dişlerin tamamına yayılır (Hattab ve ark. 1999; Kwon ve Goldstein 2018).

Defektsiz mine yüzeyi ve kahverengi leke bulunan florozis vakalarında beyazlatma iyi bir seçenektir. Lokalize beyaz noktalar görülen florozis vakalarında prognoz tahmin edilemez. Beyazlatma çevre diş dokusunun rengini açıp beyaz lekelerin görünürlüğü azaltabileceği gibi birçok vakada lekeleri daha da belirginleştirdiği görülmüştür (Bailey ve Christen 1970). Bu tür vakalarda ve yüzey defekti görülen dişlerde beyazlatmanın sonrasında kompozit restorasyon veya porselen lamina vener yapılması önerilmektedir (Kwon ve Goldstein 2018).

- **Yaşlanma:** Yaşlanmayla beraber diş renklerinde koyulaşma görülür. Bu renkleşme genetik faktörlerin ve alışkanlıkların sonucunda belirlenir. Yıllar boyunca sigara, çay ve kahve gibi ürünlerin tüketilmesi dişte renkleşmelere yol açar. Bu renkleşmeler minenin kristal yapısında olan değişikliklerle daha da belirgin hale gelir.

Dişlerin yaşlandıkça koyulaşması fizyolojik bir durumdur. Yaş ilerledikçe mine aşınır ve incelik, bunun sonucunda altta yatan dentin açığa çıkar. Bu da dişin daha sarı görünmesine yol açar. Yıllar boyunca oluşan sekonder dentin dişte daha kalın bir dentin tabakası oluşturur, minenin ışık geçirgenliği azalır ve diş rengi koyu görünür. Yaşlı hastalara beyazlatma uygulanabilir. Ancak çok aşınmış dişlerde porselen lamina vener daha uzun ömürlü ve estetik bir seçenek olacaktır (Heymann ve Ritter 2017; Kwon ve Goldstein 2018).

- **Diyet ve diğer alışkanlıklar:** Dişin geçirgen olması sayesinde kromojenik yiyecek ve içecekler, tütün ürünlerinin organik pigmentleri diş yapısına girerek daha koyu bir görünüme yol açar (Heymann ve Ritter 2017).

- **Pulpanın kanama ürünleri:** Bu tür renklemelerin en önemli sebebi travmadır. Ön dişlere gelen ağır bir darbe pulpanın nekroze olmasına sebep olur. Pulpa nekroze olduğu zaman diş, translusentliğini yitirir. Aynı zamanda kan damarlarının yırtılıp çıkan kan pulpa odasına gelir. Bu kan hemolize uğrar ve ortaya hemoglobin çıkar. Hemoglobin zamanla degrade olur, hemosiderin ve hematoidine dönüşerek dentin tübüllerine girerek diş renklandırır (Ingle 1967; Holan 2004).

Kök kanal tedavisi yapılmış dişlerde görülen renklemelerin nedeni ise kanalda pulpa debris bırakılmasıdır. Pulpa boynuzlarında kalan rezidüel dokular, kullanılan medikamentler ve dolgu materyali de renklemeye sebep olabilir. Bunun yanı sıra öjenol içeren kanal patları da renklemeye sebep olabilmektedir. Renkleşmenin seviyesini belirleyen en önemli unsur travma ve tedavi arasında geçen süredir. Pigmentler pulpa odasında uzun süre kalıp dentin tübüllerinin derinlerine ilerlerse tedavisi zorlaşır. Bu dişlerin tedavisinde en sık kullanılan yöntem devital beyazlatmadır (Kwon ve Goldstein 2018).

- **Eski Restorasyonlar:** Akrilik, cam iyonmer ve reçine kompozitler zamanla renk alır. Amalgam ve altın gibi metal restorasyonlar mineden yansiyarak dişin koyu görünmesine sebep olabilir. Restorasyonlarda kullanılan pinler, kök kanal patları, materyallerin içindeki yağlar, iyodinler ve nitratlar renklemeye sebep olabilir. Bu durumlarda restorasyonun değişmesi, gerekli hallerde dişin lamine veneer veya kuronla restore edilmesi gerekebilir (Kwon ve Goldstein 2018).

İç renklemeler hastaların dişlerinde estetik olarak kötü bir görüntü yaratır. Diş hekimine bu sebeple başvuran hastaların istekleri iyi değerlendirilmeli ve doğru tedavi seçeneğine karar verilmelidir. Tedavi seçenekleri arasında vital ve devital beyazlatma, mikroabrazyon, makroabrazyon, direkt ve indirekt lamina veneer bulunmaktadır. Yüzey defekti bulunmayan dişlerdeki az ve orta seviye renklemeler beyazlatma, mikro ve makroabrazyon ile giderilebilir. Ancak daha ileri seviye renklemelerde bu tedaviler sonrasında veya direkt olarak restoratif tedavi gereksinimi doğmaktadır. Bu durumda

direkt veya indirekt vener veya kuron uygulanabilir (Haywood 2007; Heymann ve Ritter 2017) .



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasının deneyleri İstanbul Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Cihaz ve Materyaller

Çalışmamızda kullanılan cihazlar Tablo 3-1'de gösterilmiştir.

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları

| Cihazlar | Cihazın Tipi | Üretici Firma |
|--|-------------------|---|
| Isomet 1000 (Kesme Cihazı) | Kesme cihazı | Buehler, Lake Bluff, IL, ABD |
| Diamond Wafering Blade 15LC | Elmas Kesme Diski | Buehler, Lake Bluff, IL, ABD |
| VITA Easyshade Spektrofotometre | Spektrofotometre | VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya |
| Metaserv 250 | Cilalama cihazı | Buehler, Lake Bluff, IL, ABD |
| Optilux 501 | Işık aleti | Kerr, Washington DC, ABD |
| Programat P 510 (Porselen fırını) | Porselen fırını | Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn |
| Stilson Kumpas | Dijital kumpas | Özcan Hırdavat, İstanbul, Türkiye |



Şekil 3-1: ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)



Şekil 3-2: Elmas kesme diski (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)



Şekil 3-3: VITA Easyshade Spektrofotometre (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)



Şekil 3-4: Metaserv 250 Cilalama Cihazı (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD)



Şekil 3-5: Işık cihazı (Kerr, Washington DC, ABD)



Şekil 3-6: Dijital Kumpas (Özcan Hırdavat, İstanbul, Türkiye)

Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar Şekil 3-7’de gösterilmiştir. Blokların detayları Tablo 3-2’deki gibidir.

Tablo 3-2: Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar ve detayları

| CAD/CAM Blok | Tipi | İçeriği (ağırlıkça) | Üretici Firma | Üretim Seri Numaraları |
|---|---|---|---|------------------------|
| IPS e.max CAD LT A1 C14 Blok | Lityum disilikat esaslı cam porselen blok | %57-80 SiO ₂ , %11-19 Li ₂ O, %0-13 K ₂ O, %0-11 P ₂ O ₅ , %0-8 ZrO ₂ , %0-8 ZnO, %0-5 Al ₂ O ₃ , %0-5 MgO, %0-8 pigment | Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn | W42353 |
| IPS e.max CAD MT A1 C14 Blok | Lityum disilikat esaslı cam porselen blok | %57-80 SiO ₂ , %11-19 Li ₂ O, %0-13 K ₂ O, %0-11 P ₂ O ₅ , %0-8 ZrO ₂ , %0-8 ZnO, %0-5 Al ₂ O ₃ , %0-5 MgO, %0-8 pigment | Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn | W92627 |
| IPS Empress CAD LT A1 C14 Blok | Lösitle güçlendirilmiş cam porselen blok | %60-65 SiO ₂ , %16-20 Al ₂ O ₃ , %10-14 K ₂ O, %3.5-6.5 Na ₂ O, %0.7-8 oksit pigmentler | Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn | X23271 |
| Celtra DUO LT A1 C14 Blok | Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat blok | %58 SiO ₂ , %18.5 Li ₂ O, %10.1 ZrO ₂ , %5 P ₂ O ₅ , %2 CeO ₂ , %1.9 Al ₂ O ₃ , %1 Tb ₄ O ₇ | DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya | 18031515 |
| VITA Suprinity 1M2- T PC-14 Blok | Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat blok | %56-64 SiO ₂ , %15-21 Li ₂ O, %8-12 ZrO ₂ , %3-8 P ₂ O ₅ , %1-4 K ₂ O, %0-4 CeO ₂ , %1-4 Al ₂ O ₃ , %0-6 pigment | VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya | 63200 |



Şekil 3-7: Çalışmada kullanılan CAD/CAM bloklar

| Materyal | Tipi | İçeriği (ağırlıkça) | Üretici Firma | Üretim Seri Numaraları |
|------------------------------|----------------------------|--|---|--|
| Monobond Plus | Silan | %96 etanol, %4 adezif monomer | Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn | X12846 |
| Variolink Esthetic LC | Kompozit reçine siman | %10-<25 YbF ₃ , %3-<10 UDMA, %3-<10 1,10-decandiol dimethacrylate, initiator, stabilizer, pigment | Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn | X12928 |
| Porselen asidi | Hidroflorik asit | %9 HF asit | Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD | BF2DD |
| Filtek Z550 | Nanohibrit kompozit reçine | Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, PEG-DMA, TEGDMA, Modifiye zirkonya/62ilica doldurucu (% 81.8) | 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD | N89918, 7050C2, N888002, N885948, N89005 |

Bis-GMA, Bisphenol-A glycidyl methacrylate; UDMA, Urethane dimethacrylate; Bis-EMA, Ethoxylated Bisphenol A dimethacrylate; YbF₃, ytterbium trifluoride; PEG-DMA, Polyethylene glycol dimethacrylate; TEGDMA, Triethylene glycol dimethacrylate

Tablo 3-3: Çalışmada kullanılan materyaller ve detayları

Çalışmada kullanılan materyaller ve detayları Tablo 3-3'te gösterilmiştir.



Şekil 3-8: Monobond Plus Silan (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)



Şekil 3-9: Variolink Esthetic LC Sistem Kit (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)



Şekil 3-10: Adhese Universal bağlantı ajanı (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)



Şekil 3-11: : Hidroflorik asit (Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD)



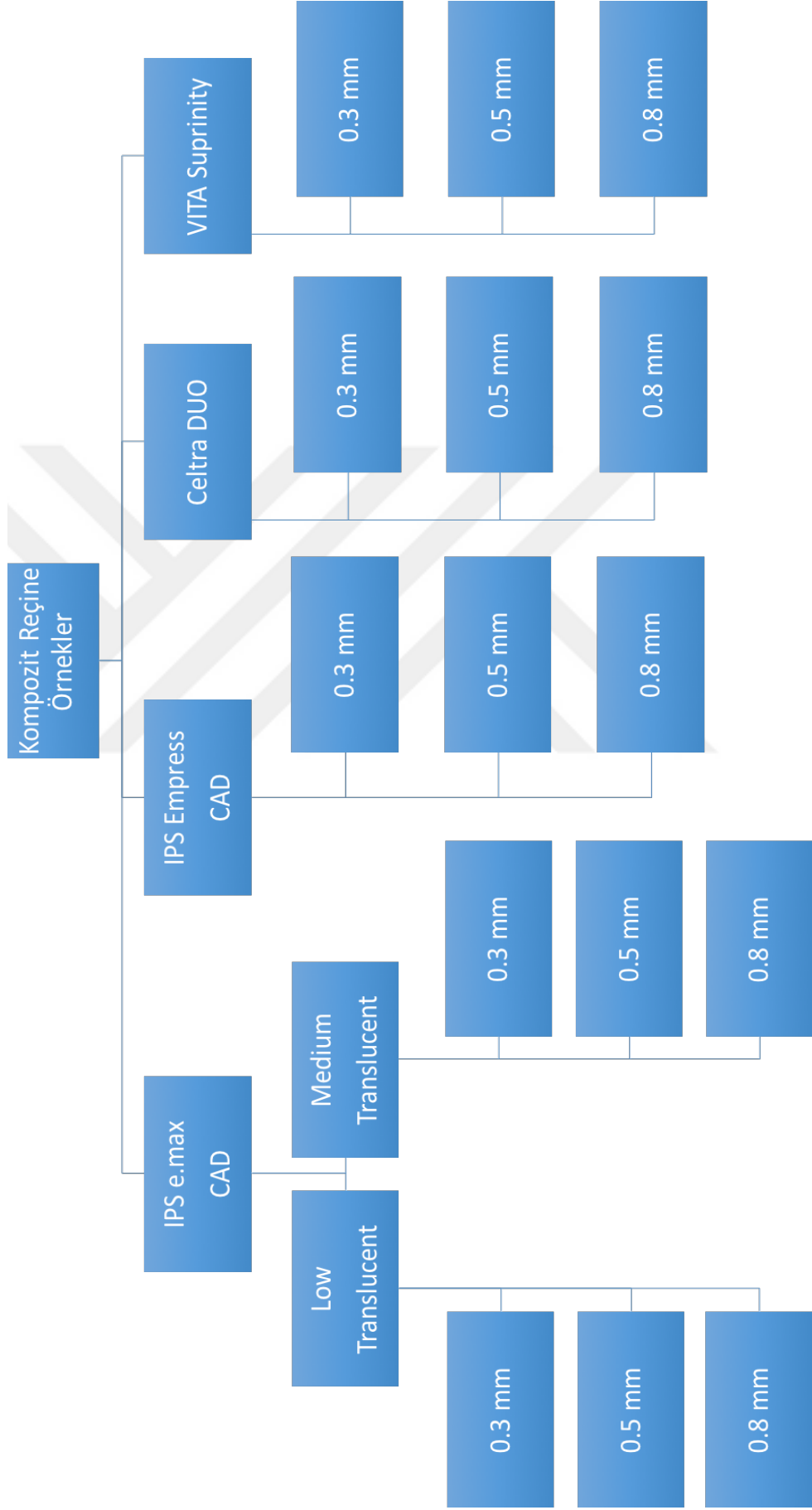
Şekil 3-12: Filtek Z550 Nanohibrit Kompozit Reçine (3M Espe, St. Paul, MN, ABD)

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada ikisi aynı materyalin farklı translusentlik derecelerinden olmak üzere toplam 5 farklı CAD/CAM blok materyali 3 farklı kalınlıkta kesilerek kullanıldı (Şekil 3-1). 5 ana grubun (EMX-LT, EMX-MT, EMP, CD, VS) her birinden 3 farklı kalınlıkta (0.3 mm, 0.5 mm, 0.8 mm) alt gruplar hazırlandı (n=10). Diş alt yapısını temsil etmesi için 150 adet Filtek Z550 nanohibrit kompozit reçineden örnekler oluşturuldu.

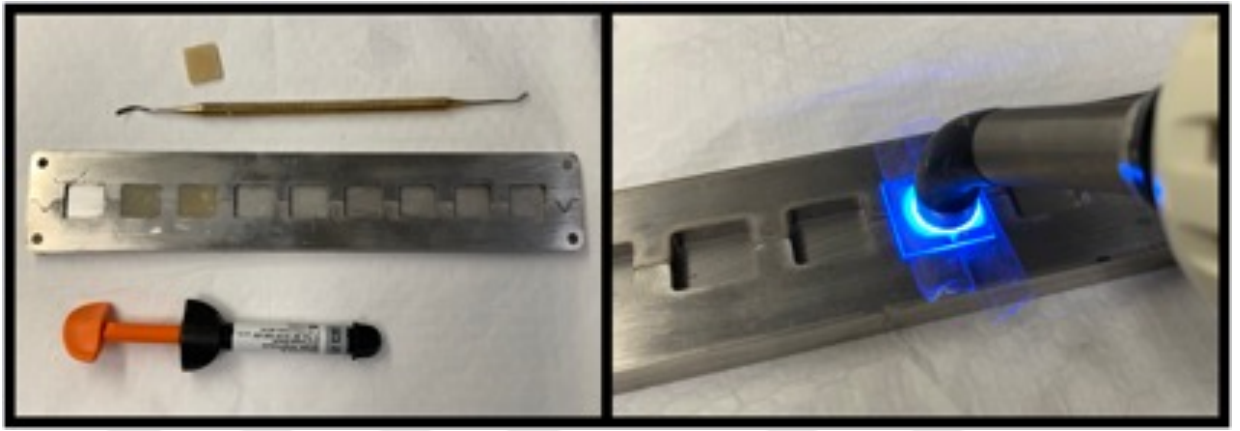


Tablo 3-5: Deneý Gruplarının Oluřturulması



3.3. Dişi Temsil Eden Kompozit Reçine Alt Yapı Örneklerin Hazırlanması

Prepare edilmiş dişi temsil etmesi amacıyla kullanılacak olan kompozit reçine alt yapı örneklerin standardizasyonunun sağlanabilmesi için 12x14 mm boyutunda ve 4 mm kalınlığında paslanmaz çelik kalıplar hazırlandı. Örneklerin kalıptan kolayca çıkarılabilmesi için kalıbın kompozit reçineye temas edecek olan iç yüzeyleri cilalandı. Alt yapı örnekleri oluşturulurken Filtek Z550 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) nanohibrit kompozit reçine materyalinin C2 rengi kullanıldı.

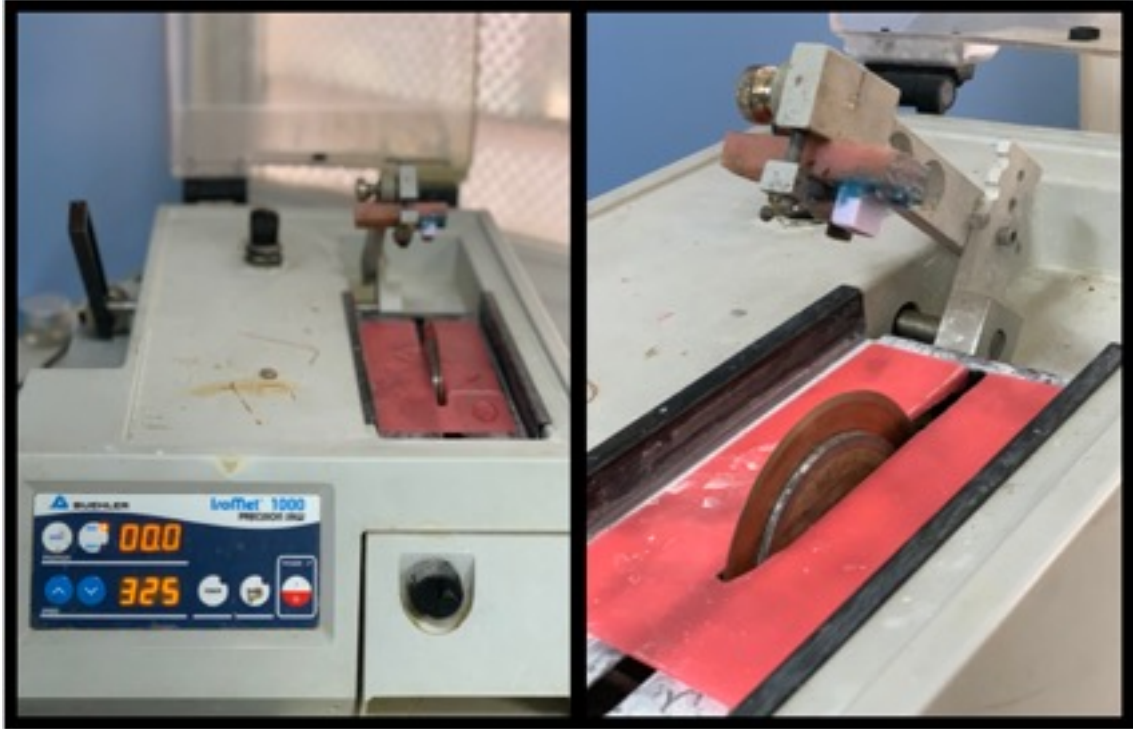


Şekil 3-13: Kompozit reçine alt yapı örneklerinin hazırlanması

Kompozit reçine tabakalama yöntemiyle kalıba yerleştirilerek oluşturuldu. En son tabakanın üzerine şeffaf bant (Mylar Strip, SS White, Philadelphia, PA, ABD) ve 1 mm lamel konularak pürüzsüz bir yüzey oluşturulması sağlandı ve Optilux 501 (Kerr, Washington DC, ABD) marka ışık cihazı ile 40 sn polimerize edildi (Şekil 3-13). Toplamda 150 adet alt yapı örneği hazırlandıktan sonra bu örnekler rastgele 15 gruba bölündü (n=10).

3.4. Porselen Lamina Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda porselen lamina örnekler CAD-CAM bloklardan hazırlandı.



Şekil 3-14: CAD/CAM Blokların Kesilmesi

CAD-CAM bloklar akrilik bir düzleme mum ile sabitlenerek düşük hızlı kesme cihazına (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, ABD) monte edildi. Cihazın su haznesine üretici firmanın önerisine uygun oranda soğutucu sıvı (Cool 3, Buchler, Lake Bluff, IL, ABD) eklendi. Bloklar 325 devir/dk hızında su soğutması altında elmas kesme diski kullanılarak (Diamond Wafering Blade 15 LC, Buchler, Lake Bluff, IL, ABD) dilimlendi (Şekil 3-14). Materyallerin her biri için bu işlem tekrarlanmış ve toplamda 150 adet (N=150) porselen lamina örnek hazırlanarak 15 gruba ayrıldı.

3.4.1. IPS e.max CAD Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada deney grubu olarak kullanılmak üzere Şekil 3-15'te görülen A1 renkte IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) lityum disilikat esaslı cam porselen bloktan 60 adet kesit hazırlandı. Hazırlanan örnekler translusentlik derecelerine

göre (Medium Translucent, Low Translucent) 2'ye ayrıldı. Daha sonra gruplar kalınlıklarına göre (0.3 mm, 0.5 mm, 0.8 mm) 3'e bölündü.



Şekil 3-15: IPS e.max CAD MT A1 Blok

IPS e.max CAD LT A1 blok grupları:

Grup EMX-LT 0.3: 0.3 mm'lik kesitler (n=10)

Grup EMX-LT 0.5: 0.5 mm'lik kesitler (n=10)

Grup EMX-LT 0.8: 0.8 mm'lik kesitler (n=10)

IPS e.max CAD MT A1 blok grupları:

Grup EMX-MT 0.3: 0.3 mm'lik kesitler (n=10)

Grup EMX-MT 0.5: 0.5 mm'lik kesitler (n=10)

Grup EMX-MT 0.8: 0.8 mm'lik kesitler (n=10)

3.4.2. IPS EMP CAD Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada deney grubu olarak kullanılmak üzere Şekil 3-16'da görülen A1 renk LT (low translucent) IPS Empress CAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) lösitle güçlendirilmiş cam porselen bloktan 30 adet kesit hazırlandı. Hazırlanan örnekler kalınlıklarına göre (0.3 mm, 0.5 mm, 0.8 mm) 3'e bölündü.



Şekil 3-16: IPS Empress CAD LT A1 Blok

IPS Empress CAD LT A1 blok grupları:

Grup EMP 0.3: 0.3 mm'lik kesitler (n=10)

Grup EMP 0.5: 0.5 mm'lik kesitler (n=10)

Grup EMP 0.8: 0.8 mm'lik kesitler (n=10)

3.4.3. Celtra DUO Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada deney grubu olarak kullanılmak üzere Şekil 3-17'de görülen A1 renk LT (low translucent) Celtra DUO (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya) zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat bloktan 30 adet kesit hazırlandı (Şekil 3-16). Hazırlanan örnekler kalınlıklarına göre (0.3 mm, 0.5 mm, 0.8 mm) 3'e bölündü.



Şekil 3-17: Celtra DUO LT A1 Blok

Celtra DUO A1 LT blok grupları:

Grup CD 0.3: 0.3 mm'lik kesitler (n=10)

Grup CD 0.5: 0.5 mm'lik kesitler (n=10)

Grup CD 0.8: 0.8 mm'lik kesitler (n=10)

3.4.4. VITA Suprinity Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada deney grubu olarak kullanılmak üzere g1M1 renk T(translucent) VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat bloktan 30 adet kesit hazırlandı (Şekil 3-18). Hazırlanan örnekler kalınlıklarına göre (0.3 mm, 0.5 mm, 0.8 mm) 3'e bölündü.



Şekil 3-18: VITA Suprinity 1M2 T Blok

VITA Suprinity 1M2 T blok grupları:

Grup VS 0.3: 0.3 mm'lik kesitler (n=10)

Grup VS 0.5: 0.5 mm'lik kesitler (n=10)

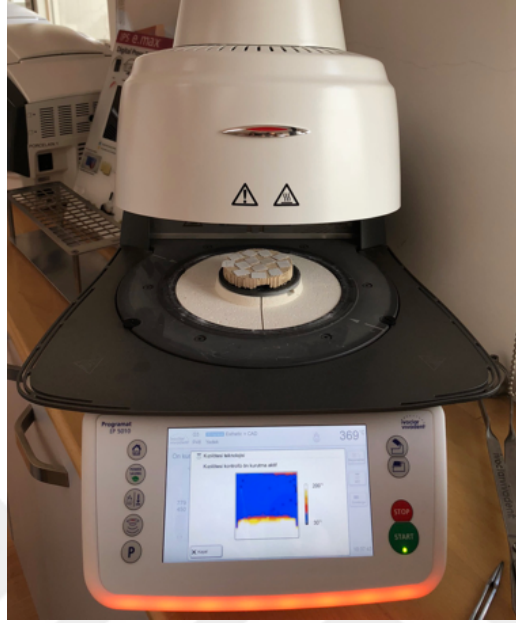
Grup VS 0.8: 0.8 mm'lik kesitler (n=10)

3.4.5. Porselen Lamina Örneklerin Tesviye Edilmesi

Örneklerin yüzeylerinde bulunan pürüzleri ortadan kaldırmak ve örneklerin standardizasyonunu sağlamak için 250 devir/dk hızında çalışan otomatik zımpara cihazında #400, #600, #1200 gritlik silikon karbit zımparalar (Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kullanılarak 15'er sn boyunca su altında zımparalandı. Örnekler dijital kumpas (Özcan Hırdavat, İstanbul, Türkiye) ile ölçülerek 0.3 ± 0.05 mm, 0.5 ± 0.05 mm ve 0.8 ± 0.05 mm kalınlığında olan örnekler çalışma için uygun kabul edildi.

Sonrasında örnekler 10 dk boyunca ultrasonik temizleme cihazında (Easyclean Ultrasonic Cleaner, Renfert GmbH, Germany) distile suda bekletildi. Ultrasonik olarak temizlenen örnekler hava su spreyi ile kurutuldu.

3.4.6. Porselen Lamina Örneklerin Kristalizasyonu



Şekil 3-19: Porselen lamina örneklerin fırınlanması

Elde edilen düzgün yüzeyli lityum disilikat esaslı cam porselen (IPS e.max LT ve MT, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ve zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat (VITA Suprinity, VITA Zahnfabrik, Bad-Sackingen, Almanya) üretici firmaların talimatları doğrultusunda Programat EP 5010 fırınında (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kristalize edildi (Şekil 3-19).

3.4.7. Porselen Lamina Örneklerinin Glazürlenmesi

ZLS blok Celtra DUO (CD, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya) örneklere üretici firmanın direktifleri doğrultusunda toz-likit glazür (Dentsply Sirona Universal Glaze, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Almanya) uygulandı (Şekil 3-20). Daha sonra porselen fırınında (Programat P510, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) glazür programında 820 °C’de fırınladı.



Şekil 3-20: Celtra DUO örneklerin glazürlenmesi

IPS e.max CAD LT, MT ve IPS Empress'ten hazırlanan örnekler fırça yardımıyla toz-likitten oluşan glazür Şekil 3-21'deki gibi (IPS Ivocolor Glaze Paste, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanarak üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda fırınladı.



Şekil 3-21: Örnekler glazür sürülmesi

Zirkonyum ile güçlendirilmiş lityum silikat VITA Suprinity (VS, VITA Zahnfabrik, Bad-Sackingen, Almanya) bloktan hazırlanan örnekler toz-likitten oluşan glazür (VITA AKZENT Plus, VITA Zahnfabrik, Bad-Sackingen, Almanya) fırça yardımıyla uygulanarak üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda uygulandı ve fırınlanarak simantasyona hazır hale getirildi.

3.5. Örneklerin Adezif Simantasyonu

Çalışmada örnekler translusent renkte Variolink II ışıkla sertleşen reçine siman (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile simante edildi.

3.5.1. Porselen Lamina Örneklerin Yüzey Hazırlığı



Şekil 3-22: Örneklerin bağlantı yüzeyinin HF asitle asitlenmesi

EMX-MT, EMX-LT, VS ve CD örnekler 20 sn boyunca %9.5'lik hidroflorik asit (HF, Ultradent Products, South Jordan, UT, ABD) kullanılarak pürüzlendirildi (Şekil 3-22). Basıncılı hava su spreyi ile 20 sn yıkayıp kurutuldu. Pürüzlendirilen porselen lamina örnekler presel ile tutularak bir fırça yardımıyla silan (Monobond Plus, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve 60 sn beklendi.



Şekil 3-23: Örneklere silan uygulanması

EMP örnekler üretici firmanın talimatları doğrultusunda 60 sn boyunca %9.5'lik HF asit kullanılarak pürüzlendirildi. Basıncılı hava su spreyi ile 20 sn yıkanıp kurutuldu. Daha sonra örnekler bir presel ile sabitlenerek fırça aracılığıyla silan uygulandı, 60 sn beklendi (Şekil 3-23).

3.5.2. Kompozit Reçine Alt Yapı Örneklerinin Yüzey Hazırlığı

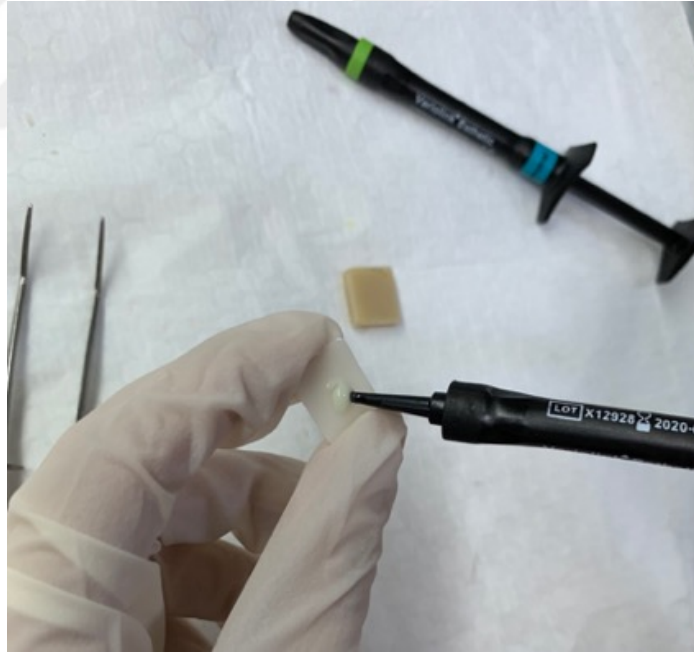


Şekil 3-24: Kompozit substratlara bağlayıcı ajan uygulanması

Nanohibrit reçine kompozitten (Filtek Z550, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) oluşturulan alt yapı örneklerine presel ile tutularak bir fırça aracılığıyla 20 sn boyunca adezif bağlantı ajanı (a) uygulandı (Şekil 3-24). 5 sn hava ile kurutularak üretici firmanın talimatları doğrultusunda 10 sn ışıkla polimerize edildi.

3.5.3. Simantasyon Aşaması

Porselen lamina örneklerin bağlantı yüzeyine aplikatör ile homojen şekilde reçine siman uygulandı (Şekil 3-25). Hafif bir parmak basıncı ile alt yapı örneklerinin üstüne bastırıldı. Siman kalınlığını standardize edebilmek için örneklerin üzerine sabit 1 kg ağırlık 20 sn boyunca uygulandı. Yük kaldırıldıktan sonra 2 sn boyunca ışık uygulandı ve taşan siman temizlendi. Ardından her bir yüzey 10 sn boyunca ışıkla polimerize edildi (Şekil 3-26).



Şekil 3-25: Örneklere reçine siman uygulanması



Şekil 3-26: Reçine simanın polimerize edilmesi

3.6. Dijital Spektrofotometre ile Renk Ölçümü

Çalışmadaki renk ölçümleri dijital spektrofotometre (VITA EasyShade, VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) ile beyaz zemin üzerinde yapıldı (Şekil 3-27).



Şekil 3-27: Spektrofotometre ile renk ölçümü

Spektrofotometreyi kalibre etmek için cihaz kalibrasyon yuvasına yerleştirilerek hafifçe bastırılıp kalibrasyon başlatıldı. Arka arkaya üç kez bip sesi duyulduktan sonra cihaz yerinden kaldırıldı. Kalibrasyon işlemi her bir örneğin ölçümünden sonra tekrarlandı.

Alt yapı (substrat) örnekleri simantasyon öncesi sabit beyaz arka plan üzerine yerleştirildi. Tek nokta ölçümü modunda cihazın ucu alt yapı örneğinin bir noktasına yerleştirildi ve düğmeye basıldı. Ekranda çıkan L, a*, b* değerleri not edildi. Her örnek için renk ölçümü üç kez tekrarlandı. Her bir örneğin ölçümlerinden elde edilen üç değerden ortalama L, a*, b* değerleri elde edildi. Bu değerler baz olarak kullanıldı.

Simantasyon sonrası alt yapı ve porselen lamina kompleksi sabit beyaz arka plan üzerine yerleştirilerek tek nokta modunda spektrofotometre ile renk ölçümü yapıldı. Ekranda görülen L, a*, b* değerleri not edildi. Bu veriler ikinci ölçüm sonucu olarak alındı ve ΔE değerinin hesaplanması için kullanıldı.

Her bir örneğin renk ölçümü ΔE formülü ile hesaplandı:

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

3.7. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (minimum, maksimum, ortalama, standart sapma) yanısıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında One-way ANOVA testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi ve Tamhane's T2 testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Farklı materyallerin farklı kalınlıklardaki renk maskeleyme özelliklerini inceleyen çalışmamızda koyu renkli substrat ve substrat+reçine siman+porselen lamina venter kompleksi arasındaki renk farklı CIE L*a*b* parametresi ile incelenmiştir. Renk değişikliği ΔE değeri kullanılarak hesaplanmıştır.

4.1. Substratların Başlangıç Renk ve Kalınlık Bulguları

Substratların başlangıç L*a*b* değerleri (L1,a1,b1) Tablo 4-1’de belirtilmiştir.

Tablo 4-1: Substratların kalınlık değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

| | L1 | | a1 | | b1 | |
|--------------|------------------|-------------------|-----------------|-----------------|----------------|------------------|
| | Min-Max | Ort±SS | Min-Max | Ort±SS | Min-Max | Ort±SS |
| EMX-LT-0.3 | 71,1-72,8 | 71,74±0,55 | -0,1-0,8 | 0,42±0,25 | 24,1-27,3 | 25,29±1,07 |
| EMX-LT-0.5 | 70,6-72,3 | 71,32±0,64 | -0,5-0,4 | -0,01±0,31 | 24,6-25,2 | 24,92±0,23 |
| EMX-LT-0.8 | 68,8-72,3 | 70,62±0,95 | -0,6-0,4 | -0,11±0,32 | 24,6-26,2 | 25,24±0,46 |
| EMX-MT-0.3 | 70,4-71,8 | 71,07±0,46 | -0,3-0,6 | 0,14±0,23 | 24,3-26,3 | 25,4±0,57 |
| EMX-MT-0.5 | 70,1-72,3 | 71,15±0,6 | -0,5-0,4 | -0,02±0,31 | 24,6-25,2 | 24,92±0,23 |
| EMX-MT-0.8 | 70,6-71,8 | 71,07±0,49 | 0,2-0,8 | 0,5±0,16 | 24,4-26,8 | 26,1±0,7 |
| EMP-0.3 | 70,5-72 | 71,43±0,56 | 0,2-0,5 | 0,32±0,13 | 25,4-27,2 | 26,26±0,77 |
| EMP-0.5 | 70,5-72,8 | 71,77±0,7 | 0,2-0,5 | 0,31±0,11 | 25,1-27,2 | 26,03±0,81 |
| EMP-0.8 | 70,2-72,2 | 70,95±0,74 | -0,5-0,4 | 0±0,27 | 25,1-28 | 26,16±0,95 |
| CD-0.3 | 70,6-72,8 | 71,7±0,63 | 0-0,4 | 0,18±0,13 | 25-27,2 | 25,8±0,64 |
| CD-0.5 | 71,1-72,4 | 71,65±0,47 | 0,2-0,4 | 0,32±0,06 | 25-27,2 | 25,8±0,64 |
| CD-0.8 | 70,2-71,6 | 70,9±0,46 | 0-0,3 | 0,13±0,09 | 25,4-27,1 | 26,1±0,51 |
| VS-0.3 | 70,5-71,8 | 71,02±0,43 | -0,4-0,3 | -0,05±0,25 | 25,4-27,4 | 26,3±0,61 |
| VS-0.5 | 70,3-72,3 | 71,56±0,61 | 0,2-0,6 | 0,38±0,11 | 23,9-26,6 | 25,04±0,88 |
| VS-0.8 | 70,6-72,9 | 71,73±0,76 | -0,4-0,3 | 0±0,21 | 24,3-27,4 | 25,36±0,84 |
| Total | 68,8-72,9 | 71,28±0,69 | -0,6-0,8 | 0,2±0,28 | 23,9-28 | 25,4±0,83 |

4.2. Porselen Lamina Örneklerin Başlangıç Renk ve Kalınlık Bulguları

Porselen lamina örneklerinin kalınlık değerleri Tablo 4-3'te gösterilmiştir.

Tablo 4-2: PLV örneklerin kalınlık değerlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

| Substrat | Kalınlık | |
|--------------|------------------|-----------------|
| | Min-Max | Ort±SS |
| EMX-LT-0.3 | 0,25-0,35 | 0,29±0,03 |
| EMX-LT-0.5 | 0,45-0,55 | 0,49±0,03 |
| EMX-LT-0.8 | 0,75-0,84 | 0,8±0,03 |
| EMX-MT-0.3 | 0,24-0,34 | 0,3±0,04 |
| EMX-MT-0.5 | 0,45-0,55 | 0,49±0,04 |
| EMX-MT-0.8 | 0,75-0,84 | 0,8±0,03 |
| EMP-0.3 | 0,25-0,34 | 0,29±0,03 |
| EMP-0.5 | 0,45-0,54 | 0,49±0,03 |
| EMP-0.8 | 0,75-0,85 | 0,81±0,03 |
| CD-0.3 | 0,33-0,43 | 0,38±0,04 |
| CD-0.5 | 0,45-0,55 | 0,51±0,04 |
| CD-0.8 | 0,79-0,85 | 0,82±0,02 |
| VS-0.3 | 0,31-0,45 | 0,38±0,05 |
| VS-0.5 | 0,45-0,55 | 0,5±0,03 |
| VS-0.8 | 0,79-0,88 | 0,83±0,03 |
| Total | 0,24-0,88 | 0,54±0,2 |

Porselen lamina örneklerin başlangıç L*a*b* değerleri Tablo 4-3'te verilmiştir.

Tablo 4-3: PLV örneklerinin materyallere göre başlangıç değerleri

| | Beyaz | EMX-LT | EMX-MT | EMP | CD | VS | p |
|---------------|-------|------------|------------|------------|------------|------------|--------|
| | | Ort±SS | Ort±SS | Ort±SS | Ort±SS | Ort±SS | |
| 0.3 mm | L* | 90,74±1,26 | 91,01±1,77 | 91,27±1,88 | 97,25±1,2 | 92,47±1,47 | 0,000* |
| | a* | 1,01±0,53 | 0,67±0,24 | 1,74±0,14 | -0,75±0,23 | -1,57±0,15 | 0,000* |
| | b* | 9,19±1,02 | 3,01±0,88 | 6,98±1,07 | 3,69±1,11 | 16,48±2,16 | 0,000* |
| 0.5 mm | L* | 96,91±0,76 | 97,77±0,79 | 91,91±1,84 | 97,01±0,68 | 94,87±0,79 | 0,000* |
| | a* | 0,12±0,09 | -0,3±0,11 | 1,42±0,23 | -2,44±0,21 | -0,94±0,29 | 0,000* |
| | b* | 13,13±0,77 | 6,59±0,63 | 10,9±0,91 | 2,52±0,37 | 26,2±2,25 | 0,000* |
| 0.8 mm | L* | 98,94±0,51 | 99,95±0,09 | 96,57±0,72 | 99,81±0,27 | 94,83±0,37 | 0,000* |
| | a* | 0,17±0,11 | -0,67±0,05 | 0,91±0,19 | -0,55±0,51 | -0,25±0,15 | 0,000* |
| | b* | 19,38±0,83 | 10,66±0,62 | 16,16±0,78 | 3,61±0,39 | 33,09±1,46 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test

* $p < 0.05$

0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında L* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CD materyalinin L* ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p < 0.05$). EMX-MT, EMP, CD ve VS materyalleri arasında L* ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında a* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMP materyalinin a* ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p < 0.05$). EMX-LT materyalinin a* ortalaması, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p < 0.05$). EMX-MT materyalinin a* ortalaması, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p < 0.05$). CD materyalinin a* ortalaması, VS materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p < 0.05$).

0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında b* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin b* ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$;

$p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin b^* ortalaması, EMX-MT, EMP ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.005$; $p_3:0.000$, $p<0.05$). EMP materyalinin b^* ortalaması, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT ve CD arasında b^* ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında L^* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMP materyalinin L^* ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). VS materyalinin L^* ortalaması, EMX-LT, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.001$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$, $p<0.05$). Diğer materyaller arasında L^* ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında a^* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMP materyalinin a^* ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin a^* ortalaması, EMX-MT, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$, $p<0.05$). EMX-MT materyalinin a^* ortalaması, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). VS materyalinin a^* ortalaması, CD materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında b^* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin b^* ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin b_1 ortalaması, EMX-MT, EMP ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.005$; $p_3:0.000$, $p<0.05$). EMP materyalinin b^* ortalaması, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin b^* ortalaması, CD materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

0.8 mm kalınlıkta materyaller arasında L^* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden

kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMX-MT materyalinin L* ortalaması, EMX-LT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). CD materyalinin L* ortalaması, EMX-LT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin L* ortalaması, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMP materyalinin L* ortalaması, VS materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT ve CD arasında L* ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.8 mm kalınlıkta materyaller arasında a* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMP materyalinin a* ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin a* ortalaması, EMX-MT, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.006$, $p<0.05$). VS materyalinin a* ortalaması, EMX-MT materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.006$; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında a* ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.8 mm kalınlıkta materyaller arasında b1 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin b* ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin b* ortalaması, EMX-MT, EMP ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.005$; $p_3:0.000$, $p<0.05$). EMP materyalinin b* ortalaması, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin b* ortalaması, CD materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

4.3. Simante Edilmiş Örneklerin Renk Bulguları

Simante edilen PLV örneklerinin L*a*b* değerleri (L2, a2,b2) Tablo 4-4'te gösterilmiştir.

Tablo 4-4: Simante edilen örneklerde materyallere göre L*, a*, b* değerleri

| | | EMX-LT | EMX-MT | EMP | CD | VS | |
|---------------|-----------|------------|------------|------------|------------|------------|--------|
| | | Ort±SS | Ort±SS | Ort±SS | Ort±SS | Ort±SS | p |
| 0.3 mm | L2 | 71,29±0,39 | 72,84±0,46 | 71,33±0,61 | 72,36±0,52 | 71,28±0,48 | 0,000* |
| | a2 | -0,62±0,19 | -0,64±0,1 | -0,31±0,18 | -0,73±0,22 | -1,39±0,32 | 0,000* |
| | b2 | 19,47±0,78 | 14,57±1,01 | 17,42±1,4 | 17,41±0,79 | 20,99±0,71 | 0,000* |
| 0.5 mm | L2 | 72,15±0,67 | 73,58±0,37 | 71,08±0,77 | 74,88±0,56 | 71,62±0,61 | 0,000* |
| | a2 | -0,97±0,11 | -1,06±0,18 | -0,44±0,13 | -0,88±0,2 | -1,37±0,2 | 0,000* |
| | b2 | 16,42±0,66 | 15,32±0,37 | 17,6±0,49 | 11,97±0,61 | 23,14±0,82 | 0,000* |
| 0.8 mm | L2 | 75,08±0,75 | 74,51±0,8 | 73,63±0,51 | 75,77±0,42 | 73,55±0,54 | 0,000* |
| | a2 | -1,03±0,09 | -1,37±0,19 | -0,66±0,15 | -1,34±0,1 | -1,67±0,14 | 0,000* |
| | b2 | 15,88±0,5 | 12,72±0,42 | 15,39±0,41 | 8,74±0,5 | 23,1±1,02 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test

* $p < 0.05$

0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında L2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMX-MT materyalinin L2 ortalaması, EMX-LT, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). CD materyalinin L2 ortalaması, EMX-LT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT, EMP ve VS materyalleri arasında L2 ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında a2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMP materyalinin a2 ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.012$; $p_2:0.002$; $p_3:0.002$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). VS materyalinin a2 ortalaması, EMX-LT, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.001$; $p<0.05$). EMX-LT, EMX-MT ve CD materyalleri arasında a2 ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında b2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin b2 ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.009$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin b2 ortalaması, EMX-MT,

EMP ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.005$; $p_3:0.000$, $p<0.05$). EMX-MT materyalinin b2 ortalaması, EMP ve CD materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMP ve CD arasında b2 ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında L2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CD materyalinin L2 ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin L2 ortalaması, EMX-LT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin L2 ortalaması, EMP materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.003$; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında L2 ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında a2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin a2 ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.001$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMP materyalinin a2 ortalaması, EMX-LT, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$, $p<0.05$). Diğer materyaller arasında a2 ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında b2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin b2 ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMP materyalinin b2 ortalaması, EMX-LT, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.001$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$, $p<0.05$). EMX-LT materyalinin b2 ortalaması, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.002$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). CD materyalinin b2 ortalaması, EMX-MT materyalinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

0.8 mm kalınlıkta materyaller arasında L2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden

kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CD materyalinin L2 ortalaması, EMX-MT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin L2 ortalaması, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin L2 ortalaması, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.022$; $p_2:0.010$; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında L2 ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.8 mm kalınlıkta materyaller arasında a2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin a2 ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin a2 ortalaması, EMX-LT ve EMP materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). CD materyalinin a2 ortalaması, EMX-LT ve EMP materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin a2 ortalaması, EMP materyalinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT ve CD materyalleri arasında a2 ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.8 mm kalınlıkta materyaller arasında b2 ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin b2 ortalaması, diğer tüm materyallerden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin b2 ortalaması, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.005$; $p<0.05$). EMP materyalinin b2 ortalaması, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin b2 ortalaması, EMP materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT ve EMP materyalleri arasında a2 ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.4. Simante Edilen Örneklerde Kalınlıklara Göre ΔL Bulgularının Değerlendirilmesi

Simante edilmiş PLV örneklerde L^* değerindeki fark $\Delta L=L_2-L_1$ formülüyle hesaplanmıştır. Kalınlıklara göre ΔL değerleri karşılaştırması Tablo 4-5'te verilmiştir.

Tablo 4-5: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre ΔL değerlerinin değerlendirilmesi

| ΔL | 0.3 mm | 0.5 mm | 0.8 mm | p |
|------------|------------------|------------------|-----------------|--------|
| | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | |
| EMX-LT | -0,45 \pm 0,44 | 0,83 \pm 0,72 | 4,46 \pm 1,1 | 0,000* |
| EMX-MT | 1,77 \pm 0,71 | 2,43 \pm 0,82 | 3,44 \pm 0,87 | 0,083 |
| EMP | -0,1 \pm 0,93 | -0,69 \pm 1,09 | 2,68 \pm 0,84 | 0,000* |
| CD | 0,66 \pm 0,59 | 3,23 \pm 0,58 | 4,87 \pm 0,4 | 0,000* |
| VS | 0,26 \pm 0,66 | 0,36 \pm 0,91 | 1,94 \pm 0,59 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test

**p<0.05*

EMX-LT materyalinde kalınlıklar arasında ΔL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki ΔL ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p₁:0.000; p₂:0.000; p<0.05). 0.5 mm kalınlıktaki ΔL ortalaması, 0.3 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p:0.004; p<0.05).

EMX-MT materyalinde kalınlıklar arasında ΔL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

EMP materyalinde kalınlıklar arasında ΔL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki ΔL ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p₁:0.000; p₂:0.000; p<0.05). 0.3 mm ve 0.5 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0.05).

CD materyalinde kalınlıklar arasında ΔL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki ΔL ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p₁:0.000;

$p_2:0.000$; $p<0.05$). 0.5 mm kalınlıktaki ΔL ortalaması, 0.3 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

VS materyalinde kalınlıklar arasında ΔL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki ΔL ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). 0.3 mm ve 0.5 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.5. Simante Edilen Örneklerde Materyallere Göre ΔL Bulgularının Değerlendirilmesi

Simante edilmiş PLV örneklerde materyallere göre ΔL bulgularının karşılaştırılması Tablo 4-6'da verilmiştir.

Tablo 4-6: Kalınlıklarda ayrı ayrı materyallere göre ΔL değerlerinin değerlendirilmesi

| ΔL | EMX-LT | EMX-MT | EMP | CD | VS | p |
|---------------|------------------|-----------------|------------------|-----------------|-----------------|--------|
| | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | |
| 0.3 mm | -0,45 \pm 0,44 | 1,77 \pm 0,71 | -0,1 \pm 0,93 | 0,66 \pm 0,59 | 0,26 \pm 0,66 | 0,000* |
| 0.5 mm | 0,83 \pm 0,72 | 2,43 \pm 0,82 | -0,69 \pm 1,09 | 3,23 \pm 0,58 | 0,36 \pm 0,91 | 0,000* |
| 0.8 mm | 4,46 \pm 1,1 | 3,44 \pm 0,87 | 2,68 \pm 0,84 | 4,87 \pm 0,4 | 1,94 \pm 0,59 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test

* $p<0.05$

0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında ΔL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMX-MT materyalinin ΔL ortalaması, EMX-LT, EMP, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.006$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). CD materyalinin ΔL ortalaması, EMX-LT materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.006$; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında ΔL ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında ΔL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden

kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CD materyalinin ΔL ortalaması, EMX-LT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin ΔL ortalaması, EMX-LT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.001$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin ΔL ortalaması, EMP materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.002$; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında ΔL ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

0.8 mm kalınlıkta materyaller arasında ΔL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CD materyalinin ΔL ortalaması, EMX-MT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.002$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin ΔL ortalaması, EMX-MT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.021$; $p_2:0.003$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.6. Simante Edilen Örneklerde Kalınlıklara Göre Δa Bulgularının Değerlendirilmesi

Simante edilmiş PLV örneklerde a^* değerindeki fark $\Delta a=a_2-a_1$ formülüyle hesaplanmıştır. Kalınlıklara göre Δa bulgularının karşılaştırılması Tablo 4-7'de verilmiştir.

Tablo 4-7: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre Δa değerlerinin değerlendirilmesi

| Δa | 0.3 mm | 0.5 mm | 0.8 mm | p |
|------------|------------------|------------------|------------------|--------|
| | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | |
| EMX-LT | -1,04 \pm 0,14 | -0,96 \pm 0,28 | -0,92 \pm 0,27 | 0,503 |
| EMX-MT | -0,78 \pm 0,18 | -1,04 \pm 0,38 | -1,91 \pm 0,30 | 0,000* |
| EMP | -0,63 \pm 0,2 | -0,75 \pm 0,15 | -0,66 \pm 0,32 | 0,486 |
| CD | -0,91 \pm 0,21 | -1,2 \pm 0,24 | -1,47 \pm 0,11 | 0,000* |
| VS | -1,34 \pm 0,28 | -1,75 \pm 0,17 | -1,72 \pm 0,19 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test * $p < 0.05$

EMX-LT materyalinde kalınlıklar arasında Δa ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

EMX-MT materyalinde kalınlıklar arasında Δa ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p: 0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki Δa ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1: 0.000$; $p_2: 0.000$; $p < 0.05$). 0.3 mm ve 0.5 mm'deki Δa ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

EMP materyalinde kalınlıklar arasında Δa ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

CD materyalinde kalınlıklar arasında Δa ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p: 0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki Δa ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1: 0.000$; $p_2: 0.014$; $p < 0.05$). 0.5 mm kalınlıktaki Δa ortalaması, 0.3 mm'den anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p: 0.008$; $p < 0.05$).

VS materyalinde kalınlıklar arasında Δa ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p: 0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.3 mm kalınlıktaki Δa ortalaması, 0.5 mm ve 0.8 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1: 0.001$; $p_2: 0.002$; $p < 0.05$). 0.5 mm ve 0.8 mm'deki Δa ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

4.7. Simante Edilen Örneklerde Materyallere Göre Δa Bulgularının Değerlendirilmesi

Simante edilmiş PLV örneklerde materyallere göre Δa bulgularının karşılaştırılması Tablo 4-8'de verilmiştir.

Tablo 4-8: Kalınlıklarda ayrı ayrı materyallere göre Δa değerlerinin değerlendirilmesi

| Δa | EMX-LT | EMX-MT | EMP | CD | VS | p |
|--------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|--------|
| | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | |
| 0.3mm | -1,04 \pm 0,14 | -0,78 \pm 0,18 | -0,63 \pm 0,2 | -0,91 \pm 0,21 | -1,34 \pm 0,28 | 0,000* |
| 0.5mm | -0,96 \pm 0,28 | -1,04 \pm 0,38 | -0,75 \pm 0,15 | -1,2 \pm 0,24 | -1,75 \pm 0,17 | 0,000* |
| 0.8mm | -0,92 \pm 0,27 | -1,91 \pm 0,30 | -0,66 \pm 0,32 | -1,47 \pm 0,11 | -1,72 \pm 0,19 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test

* $p < 0.05$

0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında Δa ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMP materyalinin Δa ortalaması, EMX-LT, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.001$; $p_2:0.044$; $p_3:0.000$; $p < 0.05$). VS materyalinin Δa ortalaması, EMX-LT, EMX-MT ve CD materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.031$; $p_2:0.000$; $p_3:0.001$; $p < 0.05$). EMX-MT materyalinin Δa ortalaması, EMX-LT materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.024$; $p < 0.05$). Diğer materyaller arasında Δa ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında Δa ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; VS materyalinin Δa ortalaması, diğer materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p < 0.05$). EMP materyalinin Δa ortalaması, CD materyalinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.002$; $p < 0.05$). Diğer materyaller arasında Δa ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

0.8 mm kalınlıkta materyaller arasında Δa ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p < 0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMP materyalinin

Δa ortalaması, EMX-MT, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin Δa ortalaması, EMX-LT, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.002$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin Δa ortalaması, EMX-MT, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.001$; $p_2:0.001$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). CD materyalinin Δa ortalaması, VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.024$; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında Δa ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.8. Simante Edilen Örneklerde Kalınlıklara Göre Δb Bulgularının Değerlendirilmesi

Simante edilmiş PLV örneklerde b^* değerindeki fark $\Delta b=b_2-b_1$ formülüyle hesaplanmıştır. Kalınlıklara göre Δb bulgularının karşılaştırılması Tablo 4-9'da verilmiştir.

Tablo 4-9: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre Δb değerlerinin değerlendirilmesi

| Δb | 0.3 mm | 0.5 mm | 0.8 mm | p |
|------------|-------------------|-------------------|-------------------|--------|
| | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | |
| EMX-LT | -5,82 \pm 1,02 | -8,5 \pm 0,77 | -9,36 \pm 0,88 | 0,000* |
| EMX-MT | -10,82 \pm 1,01 | -9,6 \pm 0,41 | -13,04 \pm 0,79 | 0,000* |
| EMP | -8,84 \pm 1,35 | -8,43 \pm 0,93 | -10,77 \pm 0,86 | 0,000* |
| CD | -8,39 \pm 0,99 | -13,83 \pm 1,16 | -17,33 \pm 0,82 | 0,000* |
| VS | -3,48 \pm 0,65 | -2,12 \pm 0,79 | -2,26 \pm 0,57 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test

* $p<0.05$

EMX-LT materyalinde kalınlıklar arasında Δb ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.3mm kalınlıktaki Δb ortalaması, 0.5 mm ve 0.8 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). 0.5 mm ve 0.8 mm'deki Δb ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

EMX-MT materyalinde kalınlıklar arasında Δb ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm

kalınlıktaki Δb ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.005$; $p_2:0.001$; $p<0.05$). 0.3 mm ve 0.5 mm'deki Δb ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

EMP materyalinde kalınlıklar arasında Δb ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8mm kalınlıktaki Δb ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.001$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). 0.3 mm ve 0.5 mm'deki Δb ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

CD materyalinde kalınlıklar arasında Δb ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.3 mm kalınlıktaki Δb ortalaması, 0.5 mm ve 0.8 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). 0.5 mm'deki Δb ortalaması, 0.8 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

VS materyalinde kalınlıklar arasında Δb ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.3 mm kalınlıktaki Δb ortalaması, 0.5 mm ve 0.8 mm'den anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.001$; $p<0.05$). 0.5 mm ve 0.8 mm'deki Δb ortalamaları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.9. Simante Edilen Örneklerde Materyallere Göre Δb Bulgularının Değerlendirilmesi

Simante edilmiş PLV örneklerde materyallere göre Δb bulgularının karşılaştırılması Tablo 4-10'da verilmiştir.

Tablo 4-10: Kalınlıklarda ayrı ayrı materyallere göre Δb değerlerinin değerlendirilmesi

| Δb | EMX-LT | EMX-MT | EMP | CD | VS | p |
|---------------|------------------|-------------------|-------------------|-------------------|------------------|--------|
| | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | |
| 0.3 mm | -5,82 \pm 1,02 | -10,82 \pm 1,01 | -8,84 \pm 1,35 | -8,39 \pm 0,99 | -3,48 \pm 0,65 | 0,000* |
| 0.5 mm | -8,5 \pm 0,77 | -9,6 \pm 0,41 | -8,43 \pm 0,93 | -13,83 \pm 1,16 | -2,12 \pm 0,79 | 0,000* |
| 0.8 mm | -9,36 \pm 0,88 | -13,04 \pm 0,79 | -10,77 \pm 0,86 | -17,33 \pm 0,82 | -2,26 \pm 0,57 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test * $p < 0.05$

4.10. Simante Edilen Örneklerde Kalınlıklara Göre ΔE Bulgularının Değerlendirilmesi

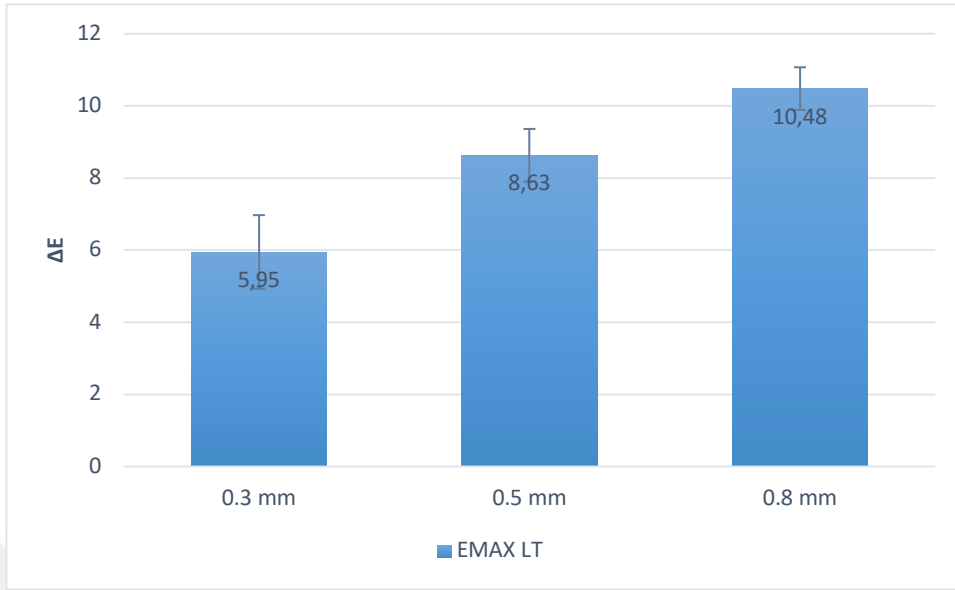
Simante edilmiş PLV örneklerde materyallere göre ΔE bulgularının karşılaştırılması Tablo 4-11’de verilmiştir.

Tablo 4-11: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre ΔE değerlerinin değerlendirilmesi

| ΔE | 0.3 mm | 0.5 mm | 0.8 mm | p |
|---------------|-----------------|------------------|------------------|--------|
| | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | |
| EMX-LT | 5,95 \pm 1,02 | 8,63 \pm 0,73 | 10,48 \pm 0,59 | 0,000* |
| EMX-MT | 11,01 \pm 1 | 9,99 \pm 0,42 | 13,99 \pm 0,84 | 0,000* |
| EMP | 8,91 \pm 1,31 | 8,56 \pm 0,92 | 11,15 \pm 0,87 | 0,000* |
| CD | 8,49 \pm 0,98 | 14,27 \pm 1,17 | 18,06 \pm 0,85 | 0,000* |
| VS | 3,8 \pm 0,68 | 2,96 \pm 0,56 | 3,51 \pm 0,45 | 0,010* |

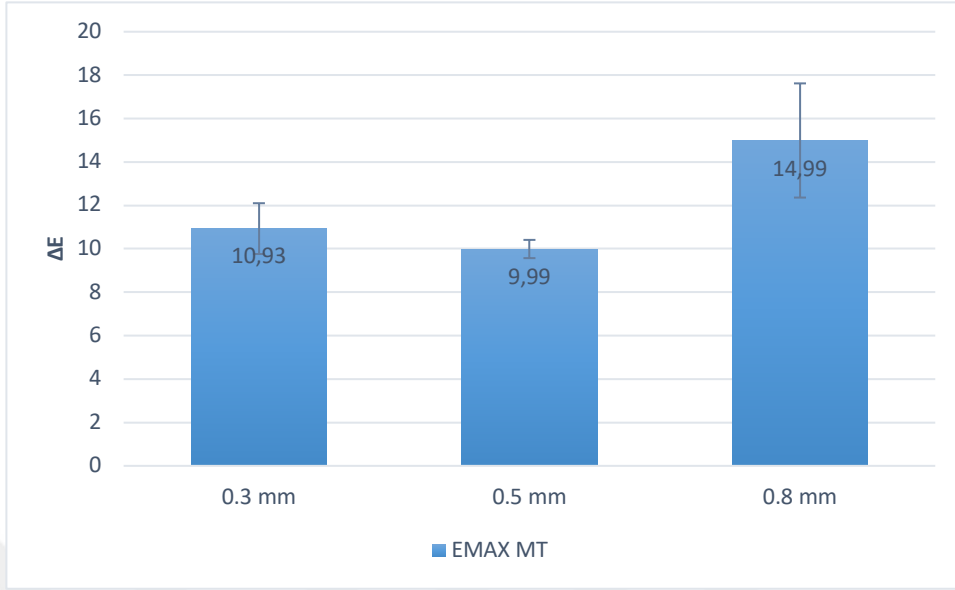
Oneway ANOVA Test * $p < 0.05$

Şekil 4-1: EMX-LT materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları



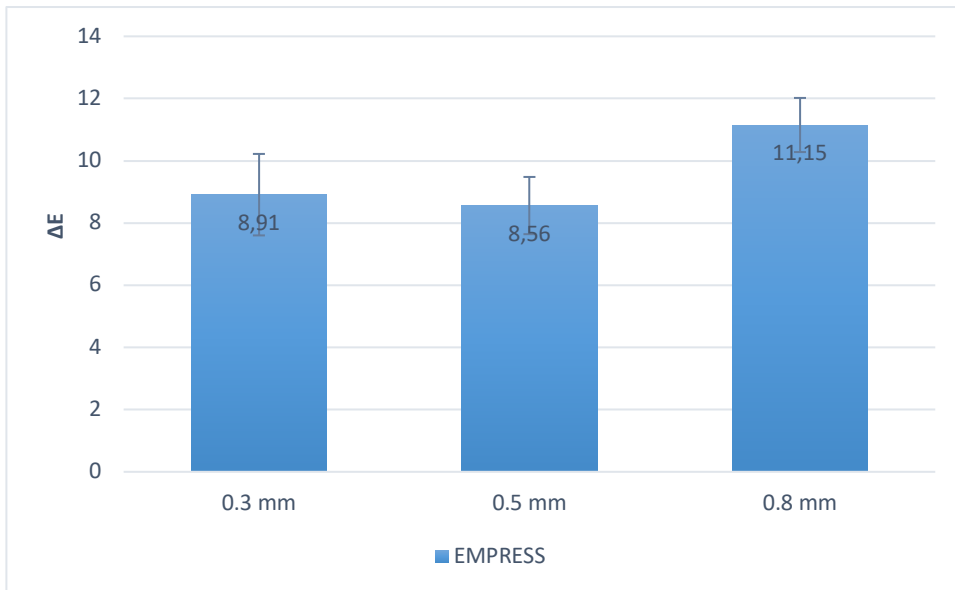
EMX-LT materyalinde kalınlıklar arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (Şekil 4-1) ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8mm kalınlıktaki ΔE ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). 0.5 mm kalınlıktaki ΔE ortalaması, 0.3 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

Şekil 4-2: EMX-MT materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları



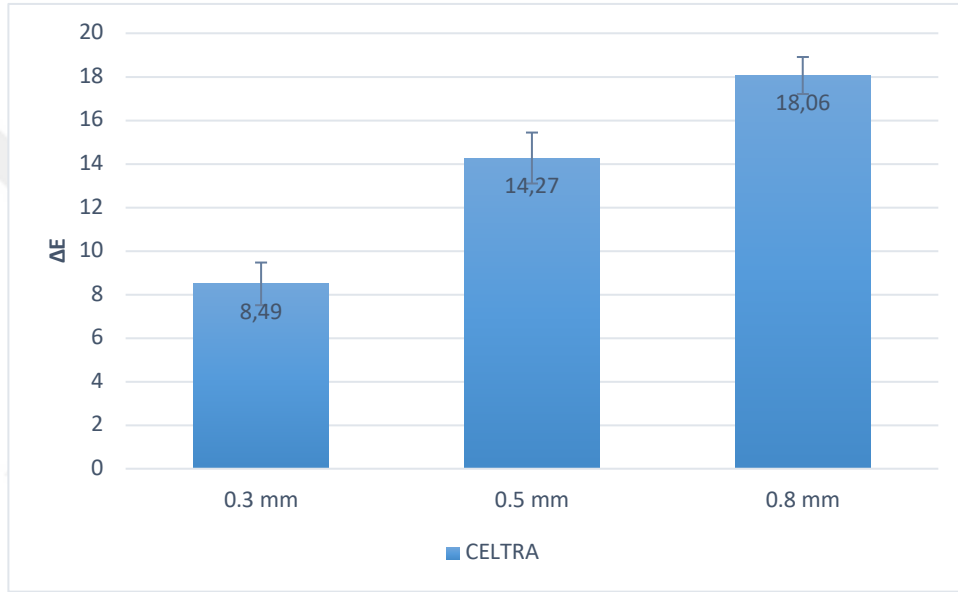
EMX-MT materyalinde kalınlıklar arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (Şekil 4-2) ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki ΔE ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.002$; $p_2:0.001$; $p<0.05$). 0.3 mm ve 0.5 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Şekil 4-3: EMP materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları



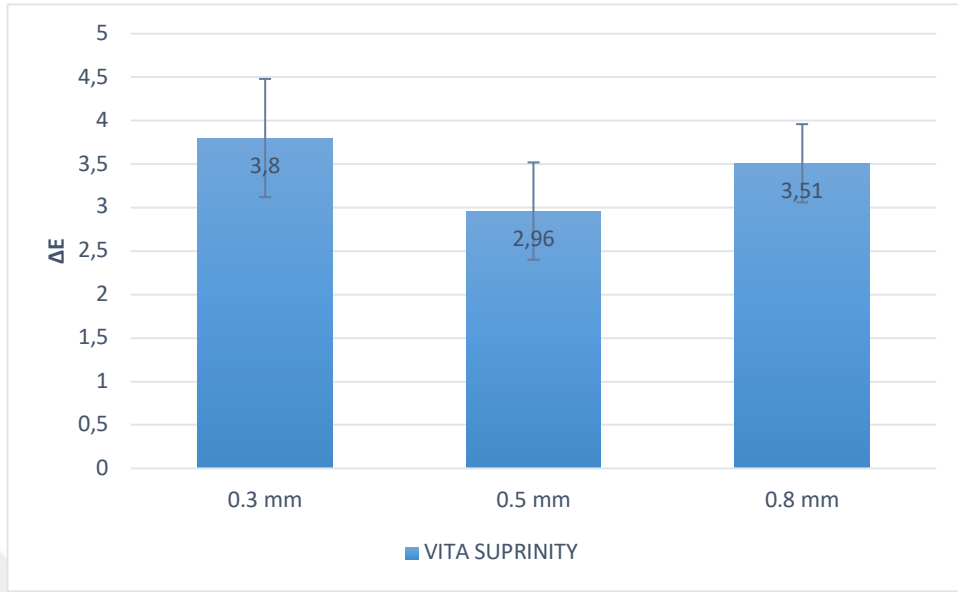
EMP materyalinde kalınlıklar arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (Şekil 4-3) ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki ΔE ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). 0.3 mm ve 0.5 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Şekil 4-4: CD materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları



CD materyalinde kalınlıklar arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır (Şekil 4-4) ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.8 mm kalınlıktaki ΔE ortalaması, 0.3 mm ve 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). 0.5 mm kalınlıktaki ΔE ortalaması, 0.3 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

Şekil 4-5: VS materyalinde kalınlıklara göre ΔE ortalamaları



VS materyalinde kalınlıklar arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (Şekil 4-5) ($p:0.010$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi kalınlıktan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; 0.3 mm kalınlıktaki ΔE ortalaması, 0.5 mm'den anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p:0.008$; $p<0.05$). Diğer kalınlıklar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.11. Simante Edilen Örneklerde Materyallere Göre ΔE Bulgularının Değerlendirilmesi

Simante edilmiş PLV örneklerde materyallere göre ΔE bulgularının karşılaştırılması Tablo 4-12'de verilmiştir.

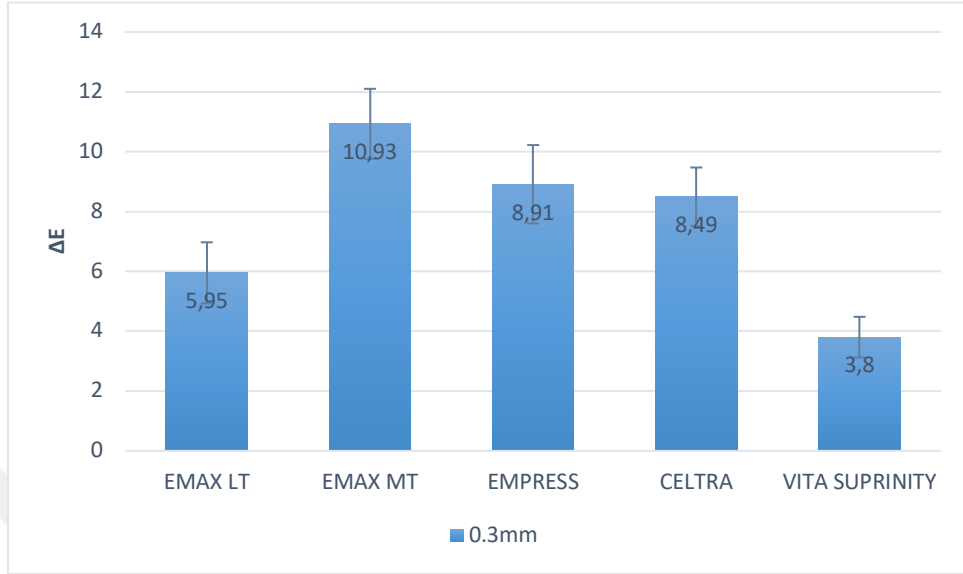
Tablo 4-12: Materyallerde ayrı ayrı kalınlıklara göre ΔE değerlerinin değerlendirilmesi

| ΔE | EMX-LT | EMX-MT | EMP | CD | VS | p |
|------------|------------------|------------------|------------------|------------------|-----------------|--------|
| | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | Ort \pm SS | |
| 0.3 mm | 5,95 \pm 1,02 | 11,01 \pm 1 | 8,91 \pm 1,31 | 8,49 \pm 0,98 | 3,8 \pm 0,68 | 0,000* |
| 0.5 mm | 8,63 \pm 0,73 | 9,99 \pm 0,42 | 8,56 \pm 0,92 | 14,27 \pm 1,17 | 2,96 \pm 0,56 | 0,000* |
| 0.8 mm | 10,48 \pm 0,59 | 13,99 \pm 0,84 | 11,15 \pm 0,87 | 18,06 \pm 0,85 | 3,51 \pm 0,45 | 0,000* |

Oneway ANOVA Test

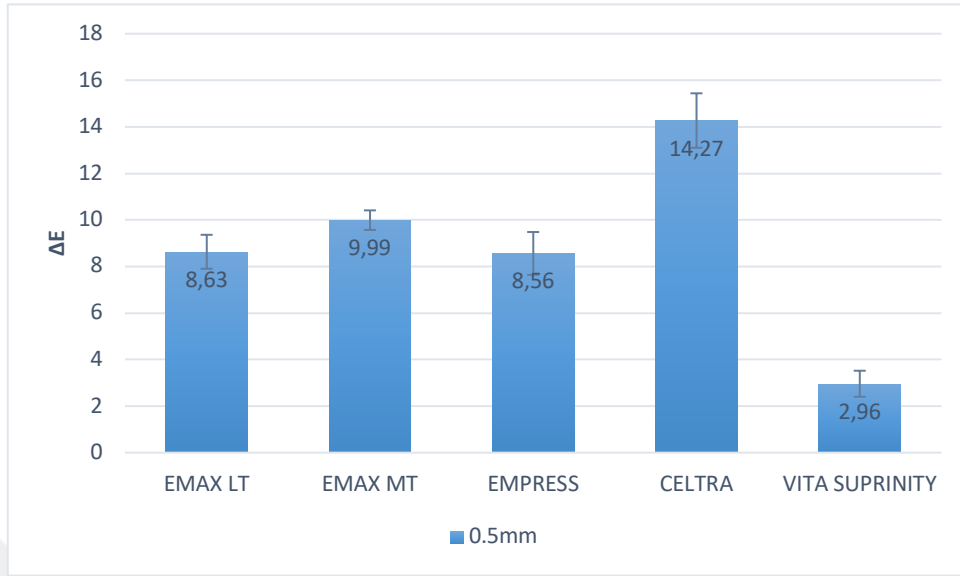
* $p<0.05$

Şekil 4-6: 0.3 mm kalınlıktaki materyallerin ΔE ortalamaları



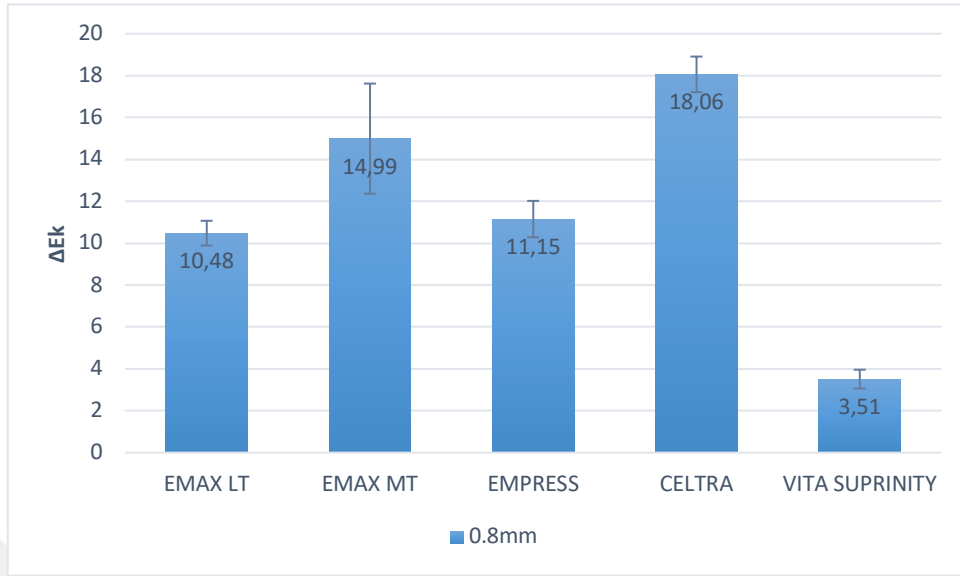
0.3 mm kalınlıkta materyaller arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; EMX-MT materyalinin ΔE ortalaması, EMX-LT, EMP, CD ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.001$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). VS materyalinin ΔE ortalaması, EMX-LT, EMP ve CD materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT materyalinin ΔE ortalaması, EMP ve CD materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). Diğer materyaller arasında ΔE ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Şekil 4-7: 0.5 mm kalınlıktaki materyallerin ΔE ortalamaları



0.5 mm kalınlıkta materyaller arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CD materyalinin ΔE ortalaması, EMX-LT, EMX-MT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin ΔE ortalaması, EMX-LT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.002$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). VS materyalinin ΔE ortalaması, EMX-LT ve EMP materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT ve EMP arasında ΔE ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Şekil 4-8: 0.8 mm kalınlıktaki materyallerin ΔE ortalamaları



0.8 mm kalınlıktaki materyaller arasında ΔE ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi materyalden kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; CD materyalinin ΔE ortalaması, EMX-LT, EMX-MT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.048$; $p_3:0.000$; $p_4:0.000$; $p<0.05$). EMX-MT materyalinin ΔE ortalaması, EMX-LT, EMP ve VS materyallerinden anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.004$; $p_2:0.011$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). VS materyalinin ΔE ortalaması, EMX-LT ve EMP materyallerinden anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). EMX-LT ve EMP arasında ΔE ortalamaları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.12. Materyallerin Kalınlığa Göre ΔE Korelasyonu

Tablo 4-13: Materyal gruplarında ayrı ayrı kalınlık ile ΔE korelasyonları

| MATERYAL | | ΔE |
|-----------------|---|------------------------------|
| EMX-LT | r | 0,904 |
| | p | 0,000* |
| EMX-MT | r | 0,672 |
| | p | 0,000* |
| EMP | r | 0,945 |
| | p | 0,000* |
| CD | r | 0,649 |
| | p | 0,000* |
| VS | r | -0,122 |
| | p | 0,520 |

Pearson Korelasyon Analizi

EMX-LT materyalinde; Kalınlık ile ΔE arasında pozitif yönlü, çok iyi düzeyde (%90.4) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05).

EMX-MT materyalinde; Kalınlık ile ΔE arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (%67.2) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05).

EMP materyalinde; Kalınlık ile ΔE arasında pozitif yönlü, çok iyi düzeyde (%94.5) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05).

CD materyalinde; Kalınlık ile ΔE arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (%64.9) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır (p:0.000; p<0.05).

VS materyalinde; Kalınlık ile ΔE arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır (p>0.05).

5. TARTIŞMA

Son yıllarda diş hekimleri hastalara kaybettikleri estetik görüntülerini geri kazandırma sürecinde önemli bir rol üstlenmektedir. Hastalar dişlerindeki renkleşme, form ve yapı bozukluğu, malpozisyon gibi sorunların çözülmesi için diş hekimine başvurmaktadır. Bu dişlerin tedavisi hastaya yalnızca estetik ve fonksiyonu geri kazandırmakla kalmaz, aynı zamanda hastanın özgüvenini ve psikolojisini de olumlu yönde etkiler. Lamina venerler estetik görüntüsü, biyouyumluluğu, dayanıklılığı, uzun ömürlülüğü ve konservatif yapıları nedeniyle ilk kez kullanıldıkları 1983 yılından beri popüler bir tedavi seçeneği olmuştur (Peumans ve ark. 2000; Aristidis ve Dimitra 2002; Beall 2007; McLaren ve LeSage 2011; Pini ve ark. 2012).

Renkleşmiş ön dişlerin tedavisi restoratif diş hekimliğinde zorlu bir süreç olarak karşımıza çıkmaktadır. Geçmişte bu tip vakaların tedavisinde kuron restorasyonları ilk akla gelen tedavi seçeneği olmuştur. İyi yapılmış bir kuron estetik ve dayanıklılık yönünden çok iyi özellikler gösterse de retansiyon ve dayanıklılığın oluşturulması için preparasyon sırasında yeterli kalınlığın sağlanması gerekmektedir. Bunun için oldukça fazla sağlam diş dokusu kaldırılır (Karlsson ve ark. 1992; Shaini ve ark. 1997; Okuda 2000; Bassett ve Patrick 2004). Günümüzde kuronlar renkleşmiş dişlerin tedavisinde son seçenek olarak nitelendirilmektedir (Faus-Matoses ve ark. 2017). Dişteki renkleşmenin giderilmesi için vital ve devital beyazlatma, mikroabrazyon, kompozit ve porselen lamina venerler (PLV) tek başlarına veya kombine biçimde uygulanabilmektedir (Shadman ve ark. 2015). Vital beyazlatma yönteminin özellikle koyu tetrasiklin lekelerini gidermekte başarısız olduğu görülmüştür (Haywood ve ark. 1997; Faus-Matoses ve ark. 2017). Devital beyazlatma ise sağlıklı pulpanın kozmetik hedefler için feda edilmesi anlamına geleceği için oldukça invazif bir yöntemdir (Bassett ve Patrick 2004). Literatür taramasından elde edilen sonuçta renkleşmiş dişlerin tedavisinde beyazlatma tedavilerinin uygun olmadığı durumlar mevcuttur. Endodontik tedavi görmüş olan renkleşmiş bir dişte kök rezorpsiyonu bulunması halinde devital beyazlatmanın mümkün olmadığı bildirilmiştir (Kwon ve Goldstein 2018; Liebermann ve ark. 2018). Renkleşmiş dişi kuron protezi ile restore etmek de oldukça invazif bir yaklaşım olarak görülmektedir (D'arcangelo 2018). Bu nedenle bu çalışma, renkleşmiş bir dişin porselen lamina vener ile tedavi yaklaşımını incelemektedir. Çalışmanın hipotezi olan PLV'nin yapıldığı

materyalin ve kalınlığının renk maskeleye yeteneği üzerine etkisi olduğu kabul edilmiştir.

Lamina venerler “no-prep” denilen preparasyonsuz teknik sayesinde hiç diş dokusu kaldırılmaksızın uygulanabilir. Preparasyon yapılan lamina venerlerde ise tasarıma bağlı olarak en fazla %30 oranında diş dokusu kaldırılır. Kuron restorasyonlarında bu oran %70’e kadar çıkmaktadır (Edelhoff ve Sorensen 2002; Al-Fouzan ve Tashkandi 2013; Piwowarczyk 2015; D'arcangelo 2018). Tüm bu bilgiler ışığında diş hekimlerinin tedavi seçimleri gitgide daha minimal invazif olmaya doğru ilerlemektedir (Liebermann ve ark. 2018).

Lamina venerlerin preparasyonu sırasında kaldırılan diş dokusunun az olması aynı zamanda pulpal ve gingival irritasyon riskini de azaltır. Lamina vener ile restore edilmiş olan dişlerin incelendiği 20 yıllık bir klinik takip ęalıřmasında uygulama sonrasında endodontik tedavi gerektiren diş oranı %2.51 olarak kaydedilmiştir (Beier ve ark. 2012). Bunun yanısıra kuron restorasyonu uygulanan dişlerde %15 vitalite kaybı rapor edilmiştir (Bergenholtz ve Nyman 1984). Dişeti dokusunun incelendiği klinik ęalıřmalarda PLV'nin gingival marjinlerde herhangi bir irritasyon yaratmadığı, hatta pozitif etkileri olduğu bildirilmiştir (Walls 1995; Kihn ve Barnes 1998). Kourkouta ve ark. (1994) PLV uygulanan dişte doğal dişe oranla daha az plak akümülasyonu görüldüğünü raporlamıştır. Bunun yanısıra günümüzde hastalar da non-invazif tedavi seğeneklerini talep etmektedirler (McLaren ve LeSage 2011).

Diş hekimleri lamina venerlerin yapımında kullanılacak olan materyal ve tekniğe karar verirken endikasyon tipi, maliyet, kalan diş dokusu miktarı ve teknik hassasiyet gibi konuları hesaba katmalıdır (Jordan 1993). Lamina venerlerin yapımında akrilik, kompozit reçine ve porselen tercih edilebilir. Akrilik venerler su absorpsiyonu ve dayanıksızlığı nedeniyle günümüzde yalnız geçici olarak kullanılmaktadır (Hickel ve ark. 1998). Kompozit lamina venerler ise direkt teknikle yapıldığında anında sonuç vermesi ve maliyetinin düşük olması nedeniyle avantaj sağlasa da, estetik olarak porselen gibi mineye benzer translusentlik ve ışık yansımaları sağlayamazlar. Ayrıca kullanım sırasında aşınmaları, kırık ve kopmalar yaşanması sebebiyle porselen lamina venerlere kıyasla daha dayanıksızdırlar. Tüm bunların yanı sıra renk değiştirmeleri ve plak akümülasyonuna neden olmaları nedeniyle estetik olarak ęok iyi özellikler göstermezler. Bu nedenle

kompozit lamina venerlerin ömrü kısıtlıdır (Shaini ve ark. 1997; Peumans ve ark. 1998; Yüzügüllü ve Tezcan 2005).

Porselen estetik açıdan üstün nitelikleri ve hasta memnuniyeti açısından günümüzde en çok tercih edilen materyaldir. Porselen lamina venerler biyouyumlu, estetik, abrazyona dirençli ve minimal invazif yapıda olmaları gibi birçok üstün özelliğe sahiptir. Porselen lamina venerler diş dokusunun translusent yapısını taklit eder, renk stabilitesi sağlar ve gingival dokulara zarar vermez. Ancak teknik hassasiyeti ve maliyetinin yüksek olması birer dezavantajdır (Meijering ve ark. 1997; Shaini ve ark. 1997; Walls ve ark. 2002; Fradeani ve ark. 2005; Chu 2009).

Yapılan çalışmalar porselen lamina venerlerin uzun ömürlü bir tedavi olduğunu kanıtlamıştır. Fradeani ve ark. (2005) 12 yıl boyunca takip edilen porselen lamina venerlerin %94.4 kalıcı olduğunu bildirmiştir. Beier ve ark. (2012) 10 yıl sonra %93.5, 20 yıl sonra %82.93, Nejatidanesh ve ark. (2018) CAD/CAM ile hazırlanan porselen laminalar ile yapılan beş yıllık klinik takip çalışmasında IPS e.max CAD için %100, IPS Empress CAD için %97.8 sağ kalım oranı gözlenmiştir. Bunun dışında yapılan birçok çalışma lamina venerler için %91-100 arası başarı bildirmiştir (Peumans ve ark. 1998; Dumfahrt ve Schäffer 2000; Magne ve ark. 2000; Morimoto ve ark. 2016). Tüm bu sebepler bir araya getirildiğinde çalışmamızda indirekt porselen lamina vener materyali olarak porselen seçilmiştir.

Porselen lamina venerler farklı yapım teknikleri ile üretilebilmektedir. İlk kullanılmaya başlandıkları 1970 yılından itibaren CAD/CAM sistemler hızla gelişmektedir. Bu sistemler homojen prefabrik bloklar ile yüksek kalitede restorasyon üretilebilmesini sağlamaktadır. Bunun yanı sıra hızlı ve kolay kullanım, tek seansta restorasyonu bitirebilme seçeneği, ölçü malzemesinin dezavantajlarını elimine etmesi ve üretim maliyetlerinin azaltılması da sistemin diğer avantajlarıdır (Mörmann ve ark. 1989; Christensen 2005; Davidowitz ve Kotick 2011). CAD/CAM blokları yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edildiğinden yüksek yoğunluğa sahip ve porozite içermeyen materyallerdir (Hehn 2001). Bu bloklar geniş bir renk yelpazesine sahiptir. Uygun renkte bloklar kullanılarak mineyi taklit eden, translusent ve doğal görünümlü restorasyonlar elde edilebilir. Bu restorasyonlara kolayca polisaj ve glazür işlemi yapılabilir (Giordano 2006; Strub ve ark 2006; Davidowitz ve Kotick 2011).

Porselen lamina venerlerin başarısının değerlendirilmesinde estetik büyük rol oynamaktadır. Estetik görüntünün en önemli belirleyicisi renktir. Porselen lamina venerlerin final rengini etkileyen faktörler kullanılan porselenin tipi, kalınlığı, opasitesi ve rengi, reçine simanın kalınlığı ile rengi ve substratın rengidir (Davis ve ark. 1990; Heffernan ve ark. 2002; Dozic ve ark. 2003; Azer ve ark. 2006; Shokry ve ark. 2006; Gürel 2007; Chaiyabutr ve ark. 2011; Turgut ve Bağış 2011; Sarı ve ark. 2018). Klinikte diş hekimlerinin porselen lamina vener yapımı sırasında materyal seçiminde ve preparasyon derinliğine karar vermede yaşayabileceği güçlükler göz önünde bulundurularak çalışmamız materyal tipi, translusentliği ve kalınlığı parametrelerini incelemiştir.

Ön bölge estetik restorasyonlar için asitlenebilir olmaları ve üstün optik özellikleri nedeniyle lösit ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam porselenler önerilmektedir. Son yıllarda porselen içersinde çatlakların ilerlemesini önlemek amacıyla lityum silikat matriksin içine ağırlıkça %10 zirkonyum eklenerek elde edilen “zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat bloklar” da piyasaya sürülmüştür. Bu bloklar daha küçük silika partikülleri içermeleri nedeniyle lityum disilikatlardan daha translusenttir (Awad ve ark. 2015; Elsaka ve Elnaghy 2016). Çalışmamıza IPS Empress CAD (EMP, lösitle güçlendirilmiş cam porselen), IPS e.max CAD (EMX, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam porselen), VITA Suprinity (VS) ve Celtra DUO (CD) (zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat) bloklar dahil edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılacak blokların rengi bu konuda yapılmış çalışmalarda en sık kullanılan renge göre seçilmiştir. Bunun sonucunda porselen lamina venerlerin (PLV) yapımında genellikle açık renkli blokların kullanıldığı görülmüştür. Kürklü ve ark. (2013) porselen kalınlığı ve reçine siman renginin translusensi parametresine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında 0.5 mm ve 1.0 mm kalınlığında A1 renkte PLV örnekleri kullanmışlardır. Niu ve ark. (2013) porselen kalınlığı ve altyapı renginin CAD/CAM restorasyonların final rengine olan etkisini inceledikleri çalışmalarında 1.0, 1.5 ve 2.0 mm kalınlıklarında IPS e.max CAD LT A1 rengini kullanmışlardır. Benzer şekilde alttaki diş ve reçine siman renginin PLV'nin final rengine etkisini inceleyen bir çalışmada IPS Empress CAD'in HT, LT, Multitranslucent A1 renkleri ve BI-1 rengi kullanılmıştır (Turgut ve ark. 2014a). PLV'nin final rengine etki eden faktörler üzerine yapılan çalışmalarda da A1 renginin farklı translusentliklerde kullanıldığı görülmüştür (Turgut ve

ark. 2011; Turgut ve ark 2014a). Bu doğrultuda çalışmamızda kullanılan bloklar VITA Classic skalada A1, VITA 3D Master skalada 1M2 olarak seçilmiştir.

Klinikte rengi değiştirilmek istenen koyu renkli dişlerde minimal invazif preparasyon ile farklı materyaller kullanılarak alınacak sonuçların tahmin edilmesi güçtür. Bu nedenle çalışmamızda EMP, CS materyallerinin low translucent (LT), VS materyalinin translucent (T), EMX materyalinin ise iki farklı ışık geçirgenliği (LT ve MT-low ve medium translucent) üç farklı kalınlıkta (0.3, 0.5 ve 0.8 mm) değerlendirilmiştir. Çalışmamızın tasarımı koyu renkli dişleri maskelemek üzerine kurulduğundan bloklar düşük translusent renkte seçilmiştir. EMX materyalinin son yıllarda piyasaya sürülen orta translusent (MT) bloğu da çalışmaya dahil edilmiştir. EMX-MT ile ilgili yapılan literatür incelemesinde bloğun optik özelliklerini inceleyen herhangi bir çalışmaya rastlanmadığından, çalışmamızın bu materyalin kullanım endikasyonları konusunda kliniğe ışık tutması hedeflenmiştir.

Lamina venerlerin başarısında prepare edilmiş diş üzerinde kalan mine dokusu miktarı büyük rol oynamaktadır. Literatürde poselenin reçine siman ile mineye bağlanması halinde dentine bağlandığından daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir (Peumans ve ark. 2000; Piemjai ve Arksornnukit 2007; Burke 2012). Gürel ve ark. (2013)'nın yaptığı 12 yıllık klinik takip çalışması porselen laminanın tüm yüzeyinin mineye bağlanması durumunda %99, marjinlerinin minede olması durumunda %94 başarı görülmüştür. Dentine bağlanan porselen laminaların mineye bağlanana göre 10.3 kat daha fazla başarısızlığa uğradığı bildirilmiştir. Dumfahrt ve Schäffer (2000) da lamina vener preparasyonunun mine içerisinde sonlandırılması gerektiğini bildirmiştir. Ön bölge dişlerde mine kalınlığının servikalde 0.3-0.5 mm, orta 1/3'te 0.6-1 mm, insizal 1/3'te ise 1-2.1 mm arası olduğu bildirilmiştir (Ferrari ve ark. 1992). Lamina vener preparasyonu konusunda hiç aşındırma yapılmaması gerektiğini savunanlar olduğu gibi (Lowe 2010; Mizrachi ve Lowe 2011; D'arcangelo 2018), en dış katmandaki aprizmatik mineyi kaldırmak, fazla konturlu restorasyondan kaçınmak, uygun çıkış profili sağlamak, renkleşmiş diş dokusunu maskelemek ve mekanik direnci arttırmak için preparasyonun mutlaka gerekli olduğunu savunan yazarlar da bulunmaktadır. Yapılacak preparasyonda araştırmacılar genel olarak servikal bölgede 0.3 mm, orta-insizal 1/3'te 0.5 mm aşındırma yapılması gerektiğini savunmuşlardır (Peumans ve ark. 2000; Walls ve ark. 2002; Goldstein ve ark. 2018). Işık geçirgenliğini sağlamak ve insizalde karakterizasyon

efektlerini katmak için 0.3-0.9 mm arası porselen kalınlığı gerekmektedir (Vence 2000). Lamina venerlerin mine dokusunu koruyan konservatif yapıları göz önünde bulundurularak çalışmamızda 0.3, 0.5 ve 0.8 mm kalınlığında porselen lamina vener örnekler kullanılmıştır.

Lamina venerlerin yapımındaki en zorlu basamaklardan bir tanesi, komşu dişlerle renk uyumunun sağlanmasıdır. Dişlerde renk değişikliği yapılması gereken durumlarda rengi (hue) bir ton açabilmek için 0.2 mm preparasyon yapılması gerektiği bildirilmiştir (Rouse ve McGowan 1999; McLaren ve LeSage 2011). Coachman ve ark. (2014) 0.3 mm'lik ince bir lamina vener ile 1-2 ton renk değişikliği yapmanın mümkün olduğunu, ancak üç ve daha fazla renk değişikliği yapılacaksa daha invazif bir preparasyon yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Özellikle tetrasiklin renkleşmelerinde gingival 1/3'ünde renkleşme olan dişlerin tedavisi, insizal ve orta 1/3'teki renkleşmelere göre daha zordur. Bu tip vakalarda vestibül derinlikler 0.5-0.75 mm arasında değişir, ancak daha şiddetli renkleşmelerde 0.9 mm'ye kadar çıkmak gerekebilir (Fortin 1999). Koyu renkli dişlerde diş rengi ve restoratif materyal arasındaki renk farkının gizlenebilmesi için preparasyonun subgingival alanda bitirilmesi önerilmiştir (Coachman ve ark. 2014).

Daha önce yapılan çalışmalar incelendiğinde araştırmacıların son yıllarda ince lamina venerlerle renk kapatma üzerine çalıştığı görülmüştür. Farklı kalınlıklardaki PLV'lerin renk maskelemedeki başarısını karşılaştırabilmek için bizim çalışmamızda 3 farklı kalınlık kullanılmıştır (0.3 mm, 0.5 mm, 0.8 mm). Omar ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada Vitablocks Mark II CAD/CAM materyalinden aldıkları 0.3, 0.5 ve 0.7 mm'lik kesitleri kullanarak kalınlığın restorasyonun final rengi üzerindeki etkisini ölçmüşlerdir. Çömlekoğlu ve ark. (2015) IPS Empress CAD bloklarından hazırlanan 0.5 mm ve 0.8 mm'lik PLV örneklerle farklı renklerdeki reçine simanın farklı kalınlıklardaki laminalar ile kullanımında restorasyonun final renginin ne kadar etkilendiğini hesaplamışlardır. Li (2017) IPS e.max preslenebilir porselen materyalle 0.5, 0.7 ve 1.0 mm'lik diskler hazırlamış ve bunların farklı reçine simanlar ile kombine kullanımında rengi nasıl etkileyeceği üzerinde çalışmıştır. Sarı ve ark. (2018) yaptıkları çalışmada Vitablocks Mark II bloklarından hazırlanan 0.3, 0.5, 0.7 ve 1.5 mm'lik PLV örneklerle yaptıkları çalışmada alttaki substrat rengi ve porselen kalınlığının restorasyon rengi üzerindeki etkisini incelemişlerdir.

Çalışmamızda PLV restorasyonların final renge olan etkisi incelenirken porselen restorasyon tek başına değerlendirilmemiş, alttaki diş rengi ve reçine siman ile birlikte ele alınmıştır. Alttaki diş temsil edecek substrat materyalinin seçilmesi için yapılan literatür çalışmasında Alqahtani ve ark. (2012) disk şeklinde reçine kompozit kullandığı görülmüştür. Benzer şekilde Cubas ve ark. (2011), Azer ve ark. (2006), Xing ve ark. (2010), Alghazzawi ve ark. (2012), Begum ve ark. (2014) da diş temsil edecek materyal için kompozit reçineyi seçmiştir. Chang ve ark. (2009) ve Çömlekoğlu ve ark. (2015) ise IPS güdük materyali kullanmıştır. Çalışmamızda diş temsil etmek üzere Filtek Z550 nanohibrit kompozit reçine örnekler hazırlanmıştır.

Klinikte karşılaşılabilecek koyu renk diş vakalarının tedavisinin laboratuvar ortamında taklit edilmesinin amaçlandığı çalışmamızda koyu renkli bir kompozit kullanılması gerekmektedir. Benzer çalışmalar incelendiğinde Cubas ve ark. (2011) beş farklı porselen ve farklı renkte reçine simanların renklemiş bir substrat üzerine simante edildiğinde rengin nasıl etkilendiğini incelemiştir. Çalışmada kromatik substrat olarak C4 kompozit reçineyi tercih etmişlerdir. Begum ve ark. (2014) koyu renk diş taklit etmesi için C3 renkte kompozit kullanmışlardır. Shadman ve ark. (2015) ileri derecede renklemiş bir dişin renginin maskelenmesi için gereken minimum PLV kalınlığını araştırdığı çalışmalarında koyu renkli diş yerine C4 renkte porselen materyalden yapılan örnekler kullanmışlardır. Rafael ve ark. (2017) ise kullandıkları farklı renkteki kompozit örnekler arasından en çok A3.5 ve C2 renklerinin porselenin final rengine etki ettiğini bulmuşlardır. Çalışmamızda da koyu renkli diş temsil edecek olan örnekler Filtek Z550 reçine kompozitin C2 rengine hazırlanmıştır.

Substratların hazırlanma şekillerine bakıldığında; Xing ve ark. (2010) reçine simanların venterin rengi üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında substratların uniform olarak hazırlanması için teflon bir kalıp kullanarak 3 mm kalınlığında ve 10 mm çapında kompozit reçine diskler oluşturulmuştur. Begum ve ark. (2014) benzer bir çalışmada silikon ölçü materyalinden kalıp oluşturarak 5 mm kalınlık, 20 mm çapta kompozit reçine diskler elde etmiştir. Çömlekoğlu ve ark. (2015) CAD/CAM bloğundan keserek elde ettikleri PLV'ler ile aynı şekil ve boyutta (8x8 mm), 4 mm kalınlıkta substrat örnekleri hazırlamışlardır. Daha önce yapılmış olan benzer çalışmalardaki substrat kalınlığı incelendiğinde diş taklit etmesi için hazırlanan örneklerin en az 4 mm olduğu görülmüştür (Heffernan 2002; Azer ve ark. 2006; Azer ve ark. 2011; Turgut ve ark.

2014a). Standardizasyon ve karşılaştırma amacıyla çalışmamızda paslanmaz çelik kalıp kullanılarak porselen lamina venter örnekleri ile aynı şekil ve boyutta (12x14 mm), 4 mm kalınlığında kompozit reçine örnekler hazırlanmıştır.

PLV'lerin simantasyonunda genellikle ışıkla sertleşen simanlar tercih edilir. Bu tip simanlar diğerlerine kıyasla daha uzun bir çalışma süresi sağlar. Böylece diş hekimi polimerizasyon gerçekleşmeden önce taşan siman artıklarını temizleyebilir. Bunun yanı sıra renk stabilitesi diğer tip simanlara göre oldukça üstündür. Bunun sebebi dual cure simanlarda polimerizasyon başlatıcı olarak bulunan alifatik ve aromatik tersiyer amin bileşiklerinin oksidasyonundan dolayı renkleşme gerçekleşmesidir (Peumans ve ark. 2000; Manso ve ark. 2011). Kılınç ve ark. (2011) yaşlandırma sonrası reçine simanlarının renk stabilitesini inceledikleri çalışmalarında dual-cure ve ışıkla sertleşen simanları karşılaştırmış, ışıkla sertleşen reçine simanların renk stabilitesini daha iyi korudukları sonucuna varmışlardır. Daha önce PLV kalınlığı ile renginin, reçine siman renginin ve alttaki substrat renginin restorasyonun final rengine olan etkisinin incelendiği çalışmalarda farklı tipte reçine simanlar kullanılmıştır. Omar ve ark. (2010)'nın çalışmalarında iki adet reçine siman kullanılmıştır. Bunlar Calibra/Prime and bond-NT System (Dentsply, Caulk, ABD) ve Panavia F 2.0 (Kuraray, Japonya) olup, ikisi de dual-cure simanlardır. Çömlekoğlu ve ark. (2015) çalışmalarında dual-cure bir siman olan Variolink Vener (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)'i kullanmışlardır. Konuyla ilgili yapılan benzer bazı çalışmalarda RelyX Vener (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, ABD) ışıkla sertleşen reçine siman kullanılmıştır (Begum ve ark. 2014; Turgut ve ark. 2014a; Li 2017). İnce PLV'lerin kullanıldığı çalışmamızda renk stabilitesi iyi olduğu için ışıkla sertleşen bir reçine siman olan Variolink Vener (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanılmıştır.

Reçine simanların her firmaya ait farklı translusensi ve renk seçenekleri vardır. Bu siman renkleri value'ya göre adlandırılır. Çalışmamızda kullanılan Variolink Vener en düşükten yüksek value değerine kadar (-3, -2, -1, 1, 2, 3) ve transparan (0) olmak üzere farklı renk çeşitleri sunar. Reçine siman rengi restorasyonun hue ve chroma değerine etki edemezken value değerini açabilir veya koyultabilir (Chu 2003; Alghazali 2010). Restorasyonun final rengini etkileyen faktörler arasında en az etkisi olanın reçine siman olduğu düşünülmektedir (Chaiyabutr ve ark. 2011). Calamia ve Calamia (2007) bu etkinin %10'dan az olduğunu belirtmiştir. Farklı CAD/CAM bloklarının farklı

translülentlik dereceleri ve kalınlıklarda restorasyonun final rengini nasıl etkileyeceğini araştıran bu çalışmada reçine simanın etkisi en aza indirgenmek istenmiştir. Bu nedenle transparan renkli bir reçine siman kullanılmıştır.

Reçine siman kalınlığının restorasyonun final rengine etki ettiğini savunan bazı yazarlar vardır. Kalınlığı arttıkça reçine siman opaklaşır (Guazzato ve ark. 2004; Chaitabutr ve ark. 2011). Bazı çalışmalarda simantasyon için standardizasyon sağlanırken, bazılarında parmak basıncı kullanılmıştır. Uygulanan parmak basıncı, aynı kişi tarafından uygulanmış olsa bile farklılık gösterir (Gorodovsky ve Zidan 1992; Chieffi ve ark. 2007). Yapılan çalışmalarda reçine siman kalınlığını standardize etmek için farklı yollara başvurulmuştur. Kılınç ve ark. (2011) reçine simanın renk stabilitesi ve restorasyonun final rengine etkisini inceledikleri çalışmalarında polimetilen materyalden bir kalıp hazırlayarak 1 mm siman aralığı bırakmıştır. Altyapı maddesini kalıba yerleştirerek reçine simanı üzerine koymuşlar ve parmak basıncıyla lamina veneri yerleştirmiştir. Kürklü ve ark. (2013) farklı reçine siman renklerinin ve porselen kalınlığının restorasyonun final rengine olan etkisini inceledikleri çalışmada benzer şekilde metal bir yüzük hazırlayarak 0.2 mm siman aralığı sağlamıştır. Omar ve ark. (2010) ise hazırladıkları düzeneğe altyapı+siman+PLV kompleksinin üzerine 1 dk boyunca 5 pound (2.26 kg) kuvvet uygulamıştır. Sonrasında kuvveti kaldırmış, taşan simanı temizlemiş ve ışıkla polimerize etmiştir. Begum ve ark. (2014) benzer bir çalışmada simantasyon sırasında dijital kumpas kullanılarak siman kalınlığını 0.02 mm olarak ayarlamışlardır. Li (2017) PLV örneklerini substrat materyaline simante ederken PLV üzerine 10 sn boyunca 200 g ağırlık uygulamıştır. Turgut ve ark. (2011; 2013; 2014a; 2014b) yaptıkları farklı çalışmalarda simantasyon esnasında 20 sn boyunca 9.8 N ağırlık uygulayarak yaklaşık 0.1 mm siman kalınlığı elde etmişlerdir. Çalışmamızda reçine simanın kalınlığının standart olması için simantasyon esnasında PLV üzerine 20 sn boyunca 1 kg (9.8 N) ağırlık uygulanmıştır.

Diş hekimliğinde diş renginin belirlenmesi için görsel ve aletli renk seçimi olmak üzere iki farklı yöntem kullanılır. Görsel renk seçiminde diş rengi standart bir renk skalası ile karşılaştırarak belirlenir. Ancak bu yöntem subjektif ve tekrarlanabilirliği düşük bir yöntemdir. Ayrıca renk skalalarının yetersiz olması ve belirlenen rengi CIE sisteminde göstermenin mümkün olmaması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle diş hekimliğinde yapılan bilimsel çalışmalarda genellikle aletli renk seçimi tercih

edilmektedir (Van der Burgt ve ark. 1990; Rosenstiel ve ark. 2001; Agrawal ve Kapoor 2013).

Aletli renk seçiminde teknolojik aletlerden faydalanılır. Işık kaynağının etkisini ortadan kaldırması, sonuçların objektif ve tekrarlanabilir olması gibi avantajlara sahiptir (Okubo ve ark. 1998). Birçok teknolojik sistem iki obje arasındaki renk farklılığını belirlemek amacıyla ilk olarak Clarke (1983) tarafından önerilen ΔE formülünü kullanır:

$$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

ΔE , CIE $L^*a^*b^*$ sisteminde iki nokta arasındaki uzaklığın sayısal değeridir. Karşılaştırılan değer ve dış rengi için hesaplanan bu değer minimum olması amaçlanmaktadır (Rosenstiel ve ark. 2001; Paravina ve Powers 2004). Renk seçimi için kullanılan dijital aletler arasında spektrofotometreler, kolorimetreler, RGB cihazlar, dijital kameralar ve spektroradyometreler bulunur (Fondriest 2003; Chu ve ark. 2004; Joiner 2004; Johnston 2009).

Algılanabilen ve kabul edilebilir renk farklılıkları konusunda yapılmış olan birçok bilimsel çalışma bulunmaktadır. Algılanabilen ΔE konusunda yapılan *in vitro* çalışmalarda 1-2 arasında (Kuehni ve Marcus 1979; Seghi ve ark. 1989; Ghinea ve ark. 2010; Alghazali ve ark. 2012) değerler bulunmuştur. Klinik olarak kabul edilebilir ΔE ise 2.1 (Douglas ve Brewer 1998), 2.72 (Kuehni ve Marcus 1979), 3.3 (Douglas ve ark. 2007), 3.5 (Paravina ve Swift 2009), 4.2 (Alghazali ve ark. 2012) olarak belirtilmiştir. Literatüre bakıldığında çoğunlukla kabul edilebilir ΔE 'nin 2-3.5 arasında olduğu görülmektedir. Bu çalışma ise benzer çalışmalarda sıklıkla kullanılan ve ISO/TR 28642 (2016) tarafından da kabul edilen Paravina ve ark. (2015)'nin çalışması baz alınmıştır. Buna göre algılanabilen $\Delta E=1.2$, klinik olarak kabul edilebilir $\Delta E=2.7$ 'dir.

Renk değişiminin hesaplanması için çalışmalarda sıklıkla spektrofotometre ve kolorimetre cihazları kullanılmaktadır. Kolorimetreler daha ucuz olmalarına rağmen zamanla standardizasyonları bozulmaktadır. Spektrofotometreler ise insan gözünün algılayamadığı renkleri dahi tespit edebilmeleri ve yanılma payının düşük olması gibi avantajlara sahiptir (Chu ve ark. 2010). Da Silva ve ark. (2008) görsel ve spektrofotometre ile yapılan aletli renk seçiminin başarısını kıyasladıkları klinik çalışmalarında rengi her iki yöntemle seçilen iki kuron restorasyonu üretmişler ve aletli

renk seçiminde ΔE 'nin anlamlı derecede düşük olduğunu saptamışlardır. Dozic ve ark. (2007) beş farklı renk ölçüm cihazını karşılaştırdıkları çalışmalarında VITA Easyshade'in ShadeScan, Ikam, IdentaColor II, ve ShadeEye cihazlarına göre daha doğru sonuç verdiği belirtmiştir. Khurana ve ark. (2007) 3 farklı tip renk ölçüm cihazının tekrarlanabilirliğini ölçmüşlerdir. Sonuç olarak bir spektrofotometre olan SpectroShade cihazının diğer cihazlara göre tekrarlanabilirliğinin daha yüksek olduğunu ve dışın detaylı renk haritasını çıkartabildiğini belirtmişlerdir.

Konuyla ilgili daha önce yapılmış çalışmalarda Xing ve ark. (2010) , Azer ve ark. (2011), Cubas ve ark. (2011) ile Turgut ve ark. (2011, 2013, 2014a, 2014b) kolorimetre kullanmışlardır. Chaiyabutr ve ark. (2011), Kılınç ve ark. (2011), Alqahtani ve ark. (2012), Alghazzawi ve ark. (2012), Çömlekoğlu ve ark. (2015), Li (2017), Sarı ve ark. (2018) yaptıkları çalışmalarında spektrofotometre kullanmışlardır. Çalışmamızda renk ölçümlerinde kompakt tip bir spektrofotometre olan VITA Easyshade tercih edilmiştir.

Literatür incelendiğinde ΔE 'nin hesaplanmasında farklı yöntemler izlendiği görülmüştür. Farklı reçine simanların restorasyonun final rengine olan etkisini inceleyen çalışmalarda ilk olarak PLV+substrat'ın rengi ölçülmüş, sonra bu ikisi birbirine simante edilmiş ve PLV+reçine siman+substrat'ın rengi ölçülmüştür (Alqahtani ve ark. 2012; Chen ve ark. 2015; Perroni ve ark. 2016). Porselen kalınlığı ve reçine simanın renginin etkisini inceleyen bir başka çalışma ise ilk olarak veneri, sonra vener+reçine simanı siyah ve beyaz arkaplan üzerinde ölçmüştür (Öztürk ve ark. 2013). Bazı çalışmalarda ise baz olarak renk skalasındaki bir renk alınmıştır. Omar ve ark. (2010) 3M2, Turgut ve ark. (2014a) A1, Xing ve ark. (2010) ise A2 renginin L^* , a^* ve b^* değerlerini almış, bu değerleri PLV+reçine siman+substrat rengi ile karşılaştırmıştır. Begum ve ark. (2014) ise ilk olarak substratın renk değerini ölçmüş, sonrasında vener+reçine siman+substrat'ın rengini ölçerek ΔE 'yi hesaplamıştır. Benzer şekilde Magalhaes ve ark. (2014) da ilk önce substratın rengini ölçmüş, sonra PLV+reçine siman+substrat'ın rengini ölçmüştür. Çalışmamızda amaç PLV'nin cinsi ve kalınlığına göre alttaki koyu substrat rengini ne kadar maskeleyebildiğini ölçmek olduğundan, önce substratın rengi kaydedilmiş, sonra venere simante edilerek PLV+reçine siman+substrat rengi ölçülerek ikisi arasındaki fark hesaplanmıştır.

PLV'ler konservatif yapıları gereği ince tabakalar halinde üretilir. Bu restorasyonlar yüksek ışık geçirgenliğine sahiptir ve alttaki substrat renginden

etkilenirler. Endodontik tedavi, travma veya pigmentasyon ile renkleşmiş dişler maskelenmesi zor arka planlar oluşturur. Renk üzerinde en çok etkisi olan değer value (parlaklık) olarak kabul edilebilir. Gözdeki reseptörler value'ya karşı hue ve chroma'dan daha hassastır. Çalışmamızda düşük value değerine sahip bir substrat (C2) kullanılmıştır. Substrat renk ortalamaları $L^* = 71,34 \pm 0,79$, $a^* = 0,2 \pm 0,36$, $b^* = 25,7 \pm 1,10$ olarak belirlenmiştir.

PLV restorasyonlarda alttaki diş rengi, reçine simanın rengi ve porselenin rengi bir bütün olarak düşünülmelidir. Altteki diş renginin etkileyeceği en önemli değer restorasyonun value değeridir. Hue ve chroma açık renkli porselenlerde çok belirleyici değildir. İnsan gözü value'yu daha çabuk algılar. Begum ve ark. (2014) çalışmalarında e.max Press lityum disilikat ve Cergo lösitle güçlendirilmiş porselen materyallerinin 0.5, 1.0 ve 1.5 mm kalınlıklarını C3 renk kompozite opak ve translusent simanla yapıştırılmıştır. Başlangıç değeri C3 kompozit, final değeri lamina PLV+reçine siman+substrat olarak kabul edilmiştir. 1 mm translusent simanla yapıştırılan ve 0.5 mm opak simanla yapıştırılan örnekler arasında her iki materyalde de anlamlı olarak fark bulunmamıştır. Çalışmadaki 1.0 ve 1.5 mm yapıştırılan örnekler 0.5 mm'ye kıyasla daha yüksek L^* değerleri göstermiştir. Bu da porseleni daha aydınlık yapmış, alttaki koyu rengi daha iyi maskeleyişine neden olmuştur. Bu bulgu diğer araştırmacılarla da benzerlik göstermektedir (Dozic ve ark. 2003; Cubas ve ark. 2011; Volpato ve ark. 2011; Kürklü ve ark. 2013; Vichi ve ark. 2014). Çalışmamızda tüm gruplarda PLV örneklerinin kalınlığı arttıkça L^* (value) değeri artmıştır. Bununla paralel olarak EMX-LT-0.8, EMX-MT-0.8, CD-0.8 ve EMP-0.8 gruplarında ΔE değeri 0.5 ve 0.3 mm gruplardan daha yüksektir. Yapılan Pearson Korelasyon Analizi'nde VS hariç tüm materyallerde kalınlık ve ΔE değeri arasında pozitif korelasyon tespit edilmiştir. VS'de korelasyon olmamasının sebebinin materyalin çok translusent, alttaki substrat renginin çok kromatik olmasından dolayı spektrofotometrenin renk ölçümündeki küçük farkları tespit edememesi olduğunu düşünmekteyiz.

CAD/CAM sistemlerde üretilen lamina venterlerin yapımında çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Çalışmamızda farklı mikro yapıya, kimyasal içeriğe ve farklı ışık geçirgenliklerine sahip bloklar kullanılmıştır. IPS e.max materyali cam matriks içine dağılmış %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir. Bu kristaller uzun, iğne şeklindedir ve 3-6 μm boyutundadır. IPS e.max LT ve HT blokların yanısıra MT bloklar

piyasaya bir zaman önce sürülmüştür. MT bloğun piyasaya sürülme amacı LT bloklardan üretilen lamina venerlerin cansız ve opak görünmesi, HT bloklardan üretilen lamina venerlerin ise çok şeffaf olmasıdır. MT bloklar bu iki bloğun dezavantajlarını gidermek üzere tasarlanmıştır (Ivoclar Vivadent 2013). Çalışmamızın sonuçlarına göre EMX-LT ve EMX-MT arası ΔE sonuçları arasında farklılıklar görülmüştür. EMX-LT-0.3 ΔE değeri $5,95 \pm 1,02$ iken EMX-MT-0.3'ün $11,01 \pm 1,0$ 'dir. 0.5 mm kalınlıkta ΔE değerleri sırasıyla $8,63 \pm 0,73$ ve $9,99 \pm 0,42$ 'dir. 0.8 mm kalınlıkta ΔE değerleri ise $10,48 \pm 0,59$ ve $13,99 \pm 0,84$ 'tür. EMX-MT tüm kalınlıklarda EMX-LT'den daha yüksek ΔE değeri göstermiştir. EMX-LT daha düşük translusentlikte bir blok olduğundan renk maskeleme özelliğinin daha iyi olacağı düşünülebilir. Ancak bulgularımız bunun tam tersini göstermektedir. Bu konuyla ilgili literatür tarandığında IPS e.max LT ve MT blokların optik özelliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. EMX-MT ve EMX-LT örnekler arasındaki ΔE farklılıklarının sebepleri incelendiğinde, üretici firmanın IPS e.max MT blokları üretilirken restorasyonların daha canlı ve parlak görünmesi için MT blokların floresans özelliğini arttırdığı bilgisi alınmıştır. Magne ve ark. (2010) koyu renkli dişlerin maskelenmesi için konservatif bir yöntem önerdikleri çalışmalarında, renklemenin görüldüğü yerlere floresans özelliği yüksek olan bir porselen katmanı eklemişler, bu sayede invazif preparasyonlar yapmadan alttan gelen koyu rengin kapatıldığı bulmuşlardır. Çalışmamızda EMX-MT'nin EMX-LT'ye kıyasla alttan yansıyan koyu rengi daha iyi maskelemesinin sebebinin floresans özelliği olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullanılan bir diğer materyal olan IPS Empress cam matriks içinde hacimce %35-45 oranında lösit kristali içerir. Lösit kristallerinin çapları 1-5 μm olup lityum disilikatten daha küçüktürler (Ivoclar, Vivadent). VITA Suprinity ve Celtra DUO cam matrikse içinde %10 oranında zirkonya bulunan lityum disilikat kristallerinin ilave edilmesiyle elde edilmiştir (Dentsply-Sirona, VITA Zahnfabrik 2013). Bu materyallerin hepsinin içerdikleri malzemelerin miktarları birbirlerinden farklıdır. Bunun sonucunda her materyalin kendine özgü optik özellikleri ve translusensi seviyesi oluşmaktadır. Çalışmamızda incelenen materyallerin farklı yapı, içerik ve kristallere sahip olduğu, bu sebeple birbirinden farklı ΔE değerleri gösterdiği saptanmıştır. Bulgular karşılaştırıldığında 0.3 mm için en yüksek ΔE 'nin EMX-MT, 0.5 mm ve 0.8 mm için CD'ye ait olduğu görülmüştür. En düşük ΔE ise tüm kalınlıklarda VS materyaline aittir.

Omar ve ark. (2010) CAD-CAM PLV'nin kalınlığının final renge olan etkisini inceledikleri çalışmalarında Vitablocks Mark II materyalinin 3M2 renginden 0.3, 0.5 ve 0.7 mm kesitler olarak bir self-etch (Panavia F 2.0) ve bir etch and rinse (Calibra/Prime ve Bond NT) reçine simanla 4 mm kesit aldıkları 3M2 renginde molar dişlere simante etmişlerdir. Simante PLV+dişin 3M2 rengine ne kadar yakın olduğunu ΔE değeriyle hesaplamışlardır. Buna göre her iki siman ile yapıştırılan 0.3 mm kalınlıktaki örneklerde rengin farklı olduğu bildirilmiştir. Çalışmanın sonucunda porselenin kalınlığının arttıkça translusensinin azaldığını, 0.7 mm örneklerin en az translusent olduğunu bulmuşlardır. Buna paralel olarak 0.7 mm örneklerde renk değişimi en az olmuştur. Ancak porselen kalınlığını 0.5 mm'den 0.7 mm'ye çıkarmanın final rengi anlamlı olarak etkilemediği bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da buna benzer şekilde VS, EMX-MT ve EMP örneklerde 0.3 mm ve 0.5 mm gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Buna benzer şekilde Sarı ve ark. (2018) da 0.3 mm ve 0.5 mm kalınlıktaki örneklerde ΔE değerleri açısından anlamlı bir fark bulamamıştır. Bunun sebebinin ultra ince PLV'lerin oldukça translusent olması ve 0.2 mm kalınlık farkının istatistiksel olarak anlamlı farklılık yaratacak kadar büyük olmaması düşünülmüştür.

Begum ve ark. (2014) porselen kalınlığı ve siman renginin alttaki diş rengini maskeleyemeye olan etkisini inceledikleri çalışmalarında IPS e.max Press (lityum disilikatla güçlendirilmiş porselen) ve Cergo (lösitle güçlendirilmiş porselen) materyallerini kullanarak 0.5 mm, 1.0 mm ve 1.5 mm diskler oluşturarak C3 rengindeki 5 mm kompozit reçine substrata yapıştırmışlardır. ΔE 'yi hesaplarken önce koyu renkli substratı, sonra PLV+siman+substrat kompleksini ölçmüşlerdir. Elde ettikleri değerlerde PLV kalınlığı arttıkça ΔE de artmıştır. Bu bulgu kalınlık arttıkça, PLV'nin alttaki substratın koyu rengini daha çok maskelediğini gösterir. Bu bulgu bizim çalışmamızla benzerlik gösterir. Bizim çalışmamızda da PLV kalınlığı arttıkça ΔE artmaktadır. Her iki çalışmada da kromatik bir substrat kullanıldığından ölçülen tüm ΔE değerleri 2.7'den çok daha büyüktür.

Çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında 0.3 mm kalınlıktaki örneklerde ΔE 'nin en yüksek olduğu materyal 11.01 ± 1.0 ile EMX-MT-0.3 olarak bulunmuştur. Diğer kalınlıklarda ise sırasıyla 14.27 ± 1.17 ve 18.06 ± 0.85 ile CD-0.5 ve CD-0.8 en yüksek ΔE değerlerini göstermiştir. ΔE 'nin en düşük olduğu grup sırasıyla 3.8 ± 0.68 , 2.96 ± 0.56 ve 3.51 ± 0.45 değerleri ile VS-0.3, VS-0.5 ve VS-0.8 olmuştur. CD ve VS materyalleri

zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat (ZLS) cam porselenlerdir. VITA ve Dentsply şirketleri Franhofer Enstitüsü'nde (Almanya) ile iş birliği yaparak bu formülü geliştirmiş, sonrasında farklı materyaller haline getirerek VITA Suprinity ve Celtra Duo isimleriyle piyasaya sürmüştür (Riquieri ve ark. 2018). Bu iki materyalin formülleri birbirine çok benzer iken renk maskeleyme özelliklerinde görülen büyük farklılık beklenmedik bir sonuçtur. Materyalin optik özelliklerini belirleyen faktörler kristal boyutu ve cam matriks ile kristal fazının kırılma indeksleri arasındaki farktır. Kristal boyutu küçüldükçe translusensi artar. Tam tersi kristal boyutu arttıkça translusensi azalır ve mekanik özellikler artar (Serbana ve ark. 2015; Hallmann ve ark. 2018).

Belli ve ark. (2017) yaptıkları çalışmada farklı CAD/CAM materyallerinin yapısal karakteristiklerini incelemiştir. VS ve CD bloklardan alınan kesitleri Scanning Electron Microscopy (SEM) altında incelendiğinde, ikisinin yapısının oldukça benzer olduğunu görmüşlerdir. Ancak iki materyal arasında belirgin olarak görülen fark, lityum metasilikat (Li_2SO_3) fazının CD'de uzunluğu 1 μm 'ye varan, VS'de ise $\sim 0.5 \mu\text{m}$ boyutlarında olmasıdır. Çalışmamızda CD'nin VS'ye kıyasla daha çok renk değişimi yaratmasının CD'nin daha büyük kristaller içermesi olduğunu düşünmekteyiz.

Celtra DUO bloklar tam kristalize olmuş şekilde kullanıma sunulmuş olup, freze edildikten sonra glazür veya mekanik cila işlemleri gerçekleştirilerek restorasyon hazır hale getirilir. 820°C 'de 1.5 dk glazürleme işlemi yapıldıktan sonra bükülme dayanımı 210 MPa'dan 370 MPa'ya çıkar (Dentsply-Sirona). VITA Suprinity ise kehribar renkli, yarı kristalize bir bloktur. Bu aşamada yalnızca lityum metasilikat içermektedir. Bu şekilde freze edilen restorasyon daha sonra 840°C 'de 8 dk tutularak dual mikro yapı elde edilir. Bu yapıda çok ince ve küresel LiSi ve LiSi_2 kristalleri ile yüksek oranda cam matriks bulunur. Fırından çıktıktan sonra bükülme dayanımı 180 MPa'dan 420 MPa'ya çıkar (VITA Zahnfabrik 2013, Hallmann 2018).

Riquieri ve ark. (2018) CD ve VS materyallerinin kristalizasyon fırınlamasından önce ve sonraki mekanik özellikleri ve kimyasal yapılarını incelemiştir. Çalışmanın bulgularına göre CD kristalize bir şekilde piyasaya sürülse de, ekstra kristalizasyon fırınlaması mekanik özelliklerini arttırmıştır. Aynı zamanda fırınlama sonrası CD'nin Vickers sertlik değeri ve bükülme dayanımı VS'ye kıyasla daha yüksektir. SEM ile incelenen görüntülerde VS'nin yapısında cam matriksin daha fazla yer kapladığı, CD'nin

yapısında ise zirkonya kristallerinin daha yüksek miktarda olduğu gözlemlenmiştir. Bilindiği üzere zirkonyum içeriğine girdiği seramiği opak ve cansız gösterme özelliğine sahiptir (van Noort 2014). Bu durumda daha fazla zirkonya kristali içeren materyal (CD) daha opak olacaktır. Bu önermeyi destekleyen bir başka bulgu da, bahsi geçen çalışmada kristalizasyon fırınlanması sonrası ZLS yapısının içinde ZrO_2 kristallerinin gözlenmemesidir. Kristalizasyon sonrasında bu kristaller küçülür ve amorf biçimde cam matrikse dağılır. Bu aynı zamanda Krüger ve ark. (2013) ve Aurelio ve ark. (2017) tarafından da bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda VS örnekler önce kristalize edilip sonra glazür uygulanmışken, CD örneklere sadece glazür uygulanmıştır. Kristalizasyon fırınlanması esnasında zirkonya kristallerinin küçülüp cam matrikse dağılması, VS'nin CD'dan çok daha yüksek translusentlik göstermesinin bir açıklaması olabilir.

Firmalar ürettikleri CAD/CAM bloklarının farklı translusentlik derecelerini piyasaya sürmektedir. Çalışmamızın grupları oluşturulurken her bir markanın sunduğu translusentlik dereceleri incelenmiştir. Buna göre IPS e.max CAD HT, MT, LT ve I (Impulse-opal), IPS Empress CAD HT, LT ve Multi ve Celtra DUO HT ve LT seçenekleri sunmaktadır. VS bloklar incelendiğinde, firmanın sunduğu iki translusensi derecesi bulunduğu gözlemlenmiştir. HT (high translucent) ve T (translucent) olan bu iki seçenektan daha düşük ışık geçirgenliğine sahip olan T tercih edilmiştir. Ancak yine de firmanın LT seçeneği sunmaması, VS'nin diğer materyaller kadar düşük ışık geçirgenliğine sahip bir seçenek sunmadığını düşündürmektedir. VS'nin tüm kalınlıklarda en düşük ΔE değerlerini göstermesinin sebebinin bu olduğunu düşünmekteyiz.

ZLS cam porselenler dual mikro yapıya sahip olup çok küçük lityum metasilikat ve lityum disilikat içeren cam matriksin içinde %10 oranında zirkonya çözünmesi ile elde edilir. Bunun sonucunda oluşan kristaller (0.5-0.7 μm) lityum disilikatten 4-8 kat daha küçüktür. Cam fazın içindeki zirkonya ilavesi mükemmel optik ve mekanik özelliklere sahip olmasını sağlar (Awad ve ark. 2015).

Çalışmamızda ΔL değerlerine de bakılmıştır. L^* materyalin aydınlığını ifade eder. L ne kadar yüksekse materyal o kadar aydınlık, ne kadar düşükse o kadar karanlıktır. Çalışmamızın bulgularına bakıldığında 0.3 mm kalınlıkta EMX-LT negatif değer (-

0,45±0,44) göstermiştir. Simante edilen PLV'ler alttaki kompozit reçine örneğin value değerini arttırmamış, aksine azaltmıştır. Bunun sebebinin lamina venerin ince olması ve maskeleme özelliğinin yeterince iyi olmaması, dolayısıyla alttaki reçine simanın renginin etki etmesi olduğunu düşünmekteyiz. 0.3 mm kalınlıktaki EMX-MT örneklerin ΔL değeri ise 1,77±0,71'dir. Bu değer aynı zamanda tüm 0.3 mm kalınlıktaki materyaller arasındaki en yüksek değerdir. ΔL yükseldikçe materyal daha aydınlık görünür.

a* rengin kırmızı-yeşil eksenindeki yerini gösterir. Eksen üzerinde a* değeri negatif yönde yeşile, pozitif yönde kırmızıya yaklaşır. Çalışmamızdaki tüm gruplarda simante edilen PLV örneklerinin a* değerleri kalınlık arttıkça negatif yöne doğru ilerlemiş, kırmızılık oranı azalmıştır (Tablo 4-6). Açık renkli dişlerin daha az kromatik ve daha az kırmızı olduğu bildirilmiştir (Paravina 2018). Bu da PLV'nin kalınlığının artmasıyla renkleşmiş dişi maskeleme yeteneğinin de arttığını gösteren bir başka bulgudur.

Lityum disilikatın kristal yapısı 1.5 μm iken ZLS'nin kristal yapısı 0.5 μm 'dir. Ayrıca lityum disilikat tek tip kristalden oluşurken ZLS'de iki tip (lityum metasilikat ve lityum disilikat) kristal bulunmaktadır. Cam porselenlerin içindeki bu kristal yapısının şekil ve hacim farklılıkları, pigmentlerin yapısı ve porözite translusenside farklılık yaratır (Ilie ve Hickel 2008; Belli ve ark. 2017). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan lityum disilikat cam porselen (EMX-MT ve EMX-LT), ve zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam porselen (CD ve VS) materyalleri arasında farklılıklar bulunmuştur.

Awad ve ark. (2015) 9 farklı CAD/CAM materyali ve 3 farklı kompozit reçinenin translusentliğini inceledikleri bir çalışma yapmıştır. Bu materyallerden 1 mm ve 2 mm kalınlığında diskler hazırlanmış ve 3 farklı şekilde (cılalama, SiC P1200 ile zımparalama, SiC P500 ile zımparalama) yüzey hazırlığı yapılmıştır. Sonrasında spektrofotometre ile translusensi parametresi ölçülmüştür. Bulgulara göre P500 ile zımparalanan 1 mm örneklerde translusensi parametresi EMX-LT > CD LT > EMP LT şeklinde görülmüştür. IPS e.max'in içerdiği LiSi_2 ve $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ kristalleri cam matriksin 2/3'ünü kaplayan, iğne şeklinde ve rastgele dağılmış kristallerdir. IPS EMP'in içerdiği tek çeşit kristal olan lösit (KAlSi_2O_6) ise daha az yoğun ve kenetlenmemiş bir yapı ile cam matriks içinde dağılmıştır (Höland ve ark. 2000; Al Ben Ali ve ark. 2014). Bizim çalışmamızın bulgularına bakıldığında bu çalışmanın bulgularını destekler şekilde EMP-0.3, EMX-LT-0.3'ten daha yüksek ΔE değeri göstermiştir. 0.5 ve 0.8 mm kalınlıklarda ise EMX-LT ile EMP'in ΔE değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Bir porselen restorasyonun alttaki diş rengini maskeleye yeteneği materyalin optik özellikleri ile ilişkilidir. Işığın dağılan ve materyalin içinden geçen kısmının yüzdesi ne kadar azsa, materyal o kadar opak görülür. Genel olarak yüksek mekanik özelliklere sahip porselenler daha opaktır. Bunun sebebi materyalin kuvvetini arttırmak için eklenen kristal fazının yoğunluğudur (Heffernan ve ark. 2002; Spear ve Holloway 2008; Bağış ve Turgut 2013). IPS e.max CAD hacimce %70 oranında lityum disilikat içermektedir. IPS Empress ise hacimce %35-45 oranında lösit içerir. Bunun sonucunda IPS e.max'ın, IPS Empress'e kıyasla daha yüksek maskeleye yeteneği sergileyeyeceği düşünülebilir (Barizon ve ark. 2014; Skyllouriotis 2017). Çalışmamızda EMX-MT tüm kalınlıklarda EMP'ten daha yüksek renk değişikliği sağlamışsa da, EMX-LT aynı şekilde başarılı olamamıştır. Bunun sebebinin tespit edilebilmesi için IPS e.max MT ve LT blokların kimyasal yapıları hakkında daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

Çalışmamızda lamina venerler simante edilirken yalnızca şeffaf ve ışıkla sertleşen reçine siman kullanılmıştır. İleride yapılacak olan çalışmalara farklı translusentlikteki ve farklı sertleşme mekanizmasına sahip simanlar da dahil edilebilir.

Çalışmamız yalnızca renkleşmiş dişlere yapılacak lamina vener restorasyonları incelemiştir. Ancak substratın fazla kromatik olması sebebiyle bazı materyallerin renk maskeleye özelliklerinin yeterince belirlenememiş olabileceğini düşünmekteyiz. Yapılacak olan ileriki çalışmalarda substratlar A3.5 gibi daha az kromatik renklerden seçilebilir.

Bu çalışmaya yalnızca cam porselen bloklar katılmıştır. CAD/CAM sistemler yoğun AR-GE'nin yapıldığı, her yıl yeni materyallerin piyasaya sürüldüğü bir sektördür. İleriki çalışmalar hibrit bloklar gibi daha farklı materyallerin renk kapatma özelliklerini inceleyebilir.

Yapılan bu tez çalışmasında 5 farklı CAD/CAM bloğundan farklı kalınlıklarda lamina venerler elde edilmiş, bunların renkleşmiş bir substrat üzerinde renk maskeleye yetileri karşılaştırılmıştır. Çalışmamızın sonuçlarının klinik uygulamalara ışık tutacağı düşünöncesindeyiz.

SONUÇLAR

Yapılan bu tez çalışmasının sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. 0.3, 0.5 ve 0.8 mm kalınlığındaki porselen lamina venerler alttaki koyu diş rengini yansıtmaktadır.
2. Porselen lamina venerlerin kalınlığı arttıkça ΔE artmaktadır ($p < 0.05$). Daha kalın porselen lamina venerler daha iyi renk maskeleme yeteneği göstermektedir.
3. Çalışmanın sınırları dahilinde renkleşmiş dişlerin tedavisinde CAD/CAM ile üretilecek porselen lamina vener materyalleri arasından 0.8 mm CD DUO en çok maskelemeyi sağlayan grup olmuştur ($\Delta E = 18,06 \pm 0,85$).
4. VITA Suprinity materyali koyu renkli substrat üzerine simante edildiğinde gözle görülebilir ΔE sınırı olan 2.70'e çok yakın değerler vermiştir. Bu nedenle renkleşmiş dişlerde bu kalınlıklarda kullanımı uygun değildir. Bu materyalle yalnızca form değişikliği yapılacak olan dişler restore edilebilir.
5. IPS e.max CAD materyali için düşük (LT), orta (MT) ve yüksek (HT) translusentlikte bloklar üretmiştir. Ancak MT bloktan elde edilmiş lamina venerler LT bloktakilere kıyasla daha yüksek renk maskeleme özelliği göstermiştir. Bu durumda renkleşmiş dişlere uygulanacak lamina venerlerde LT yerine MT bloklar tercih edilebilir.

KAYNAKLAR

Abadie, F.R. (1984). Porcelain surface characterization and staining in the office. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **51(2)**, 181-185.

Aboushelib, M.N., Elmahy, W.A. ve Ghazy, M.H. (2012). Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *Journal of Dentistry*, **40(8)**, 670-677.

Aboushelib, M. N. ve Sleem, D. (2014). Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, **16(6)**, 547-552.

Agrawal, V.S. ve Kapoor, S. (2013). Color and shade management in esthetic dentistry. *Universal Research Journal of Dentistry*, **3**, 120-127.

Ahn, J.S. ve Lee, Y.K. (2008). Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dental Materials*, **24(11)**, 1539-1544.

Al Ben Ali, A., Kang, K., Finkelman, M.D., Zandparsa, R. ve Hirayama, H. (2014). The effect of variations in translucency and background on color differences in CAD/CAM lithium disilicate glass ceramics. *Journal of Prosthodontics*, **23(3)**, 213-220.

Al-Fouzan, A. ve Tashkandi, E. (2013). Volumetric Measurements of Removed Tooth Structure Associated with Various Preparation Designs. *The International Journal of Prosthodontics*, **26(6)**, 545-548.

Albakyr, M., Guazzato, M. ve Swain, M.W. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **89(4)**, 374-380.

Alghazali, N., Burnside, G., Moallem, M., Smith, P., Preston, A. ve Jarad, F. D. (2012). Assessment of perceptibility and acceptability of color difference of denture teeth. *Journal of Dentistry*, **40(1)**, 10-17.

Alghazali, N., Laukner, J., Burnside, G., Jarad, F.D., Smith, P. W. ve Preston, A. J. (2010). An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, **38(2)**, 78-86.

Alghazzawi, T.F., Lemons, J., Liu, P.R., Essig, M. E. ve Janowski, G. M. (2012). Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **107(5)**, 300-308.

Alqahtani, M.Q., Aijurais, R.M. ve Aishaafi, M.M. (2012). The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. *Dental Materials Journal*, **31(3)**, 354-361.

Amaral, M., Belli, R., Cesar, P.F., Valandro, L.F., Petschelt, A. ve Lohbauer, U. (2014). The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *Journal of Dentistry*, **42(1)**, 90-98.

Anusavice, K. J. (2003). Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. *Advances in Dental Research*, **17(1)**, 43-48.

Anusavice, K.J., Shen C. ve Rawls, H.R. (2013). *Phillip's Science of Dental Materials*. (12th ed.). St. Louis, MI: Saunders.

Aristidis, G.A. ve Dimitra, B. (2002). Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. *Quintessence International*, **33(3)**, 185-189.

Asai, T., Kazama, R., Fukushima, M. ve Okiji, T. (2010). Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dental Materials Journal*, **29(6)**, 661-667.

Aurélio, I.L., Dorneles, L.S. ve May, L.G. (2017). Extended glaze firing on ceramics for hard machining: Crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. *Dental Materials*, **33(2)**, 226-240.

Awad, M.M., Alqahtani, H., Al-Mudahhi, A., Murayshed, M.S., Alrahlah, A. ve Bhandi, S.H. (2017). Adhesive Bonding to Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Esthetic Dental Materials: An Overview. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, **18(7)**, 622-626.

Awad, D., Stawarczyk, B., Liebermann, A. ve Ilie, N. (2015). Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **113(6)**, 534-540.

Azer, S.S., Ayash, G.M., Johnston, W.M., Khalil, M.F. ve Rosenstiel, S.F. (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS EMP all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **96(6)**, 397-401.

Azer, S.S., Rosenstiel, S.F., Seghi, R.R. ve Johnston, W. M. (2011). Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **106(3)**, 179-183.

Cubas, G.B.A., Camacho, G.B., Demarco, F.F. ve Pereira-Cenci, T. (2011). The effect of luting agents and ceramic thickness on the color variation of different ceramics against a chromatic background. *European Journal of Dentistry*, **5(3)**, 245-252.

Babu, P.J., Alla, R.K., Alluri, V.R., Datla, S.R. ve Konakanchi, A. (2015). Dental Ceramics: Part I An Overview of Composition, Structure and Properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, **3(1)**, 13-18.

Bağış, B. ve Bağış, H.Y. (2006) Porselen laminate vengerlerin klinik uygulama aşamaları: Klinik bir olgu sunumu. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **33**, 49-57.

Bağış, B. ve Turgut, S. (2013). Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of Dentistry*, **41(3)**, 24-30.

Bailey, R.W. ve Christen, A.G. (1970). Effects of a bleaching technic on the labial enamel of human teeth stained with endemic dental fluorosis. *Journal of Dental Research*, **49(1)**, 168-170.

Barghi, N. (2000). To silanate or not to silanate: making a clinical decision. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **21(8)**, 659-662.

Barizon, K.T., Bergeron, C., Vargas, M.A., Qian, F., Cobb, D.S., Gratton, D.G. ve ark. (2014). Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **112(4)**, 864-870.

Barreto, M.T., Shiu, A. ve Renner, R.P. (1986). Anterior porcelain laminate veneers: clinical and laboratory procedures. *Quintessence of Dental Technology*, **10(8)**, 493-499.

Bassett, J. ve Patrick, B. (2004). Restoring tetracycline-stained teeth with a conservative preparation for porcelain veneers: case presentation. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry*, **16(7)**, 481-486.

Beall, A.E. (2007). Can a new smile make you look more intelligent and successful?. *Dental Clinics of North America*, **51(2)**, 289-297.

Bedran-Russo, A., Leme-Kraus, A.A., Vidal, C.M. ve Teixeira, E.C. (2017). An Overview of Dental Adhesive Systems and the Dynamic Tooth–Adhesive Interface. *Dental Clinics*, **61(4)**, 713-731.

Begum, Z., Chheda, P., Shruthi, C.S. ve Sonika, R. (2014). Effect of ceramic thickness and luting agent shade on the color masking ability of laminate veneers. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, **14(1)**, 46-50.

Beier, U.S., Dhima, M., Koka, S., Salinas, T.J. ve Dumfahrt, H. (2012). Comparison of two different veneer preparation designs in vital teeth. *Quintessence International*, **43(10)**, 835-839.

Belli, R., Wendler, M., de Ligny, D., Cicconi, M.R., Petschelt, A., Peterlik, H. ve ark. (2017). Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dental Materials*, **33(1)**, 84-98.

Bergenholtz, G. ve Nyman, S. (1984). Endodontic complications following periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *Journal of Periodontology*, **55(2)**, 63-68.

Berns, R.S. (2000). *Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology*. (3rd ed.). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.

Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*. **204(9)**, 505-511.

Birnbaum, N., Aaronson, H.B., Stevens, C ve Cohen, B. (2009). 3D digital scanners: a high-tech approach to more accurate dental impressions. *Inside Dentistry*, **5(4)**, 70-74.

Blatz, M.B. (2014). Bonding protocols for improved long-term clinical success. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **35(4)**, 276-277.

Blatz, M.B., Sadan, A. ve Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **89(3)**, 268-274.

Borba, M., de Araújo, M.D., de Lima, E., Yoshimura, H.N., Cesar, P.F., Griggs, J.A. ve ark. (2011). Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. *Dental Materials*, **27(12)**, 1259-1266.

Boyer D.B. ve Chalkley Y. (1982). Bonding between acrylic laminates and composite resin. *Journal of Dental Research*, **61(3)**, 489-492.

Brewer, J.D., Wee, A. ve Seghi, R. (2004). Advances in color matching. *Dental Clinics of North America*, **48(2)**, 341-358.

Buonocore, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, **34(6)**, 849-853.

Burke, F.T. (2012). Survival rates for porcelain laminate veneers with special reference to the effect of preparation in dentin: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **24(4)**, 257-265.

Burke, F.J., Combe, E. J ve Douglas, W. H., (2000). Dentin bonding systems: I. Mode of action. *Dental Update*; **27**, 85-93.

Calamia, J.R. (1983) Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality. *The New York Journal of Dentistry*, **53(6)**, 255–259.

Calamia, J.R. ve Calamia, C.S. (2007). Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dental Clinics of North America*, **51(2)**, 399-417.

Calamia, J.R. ve Simonsen R.J. (1984). Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *Journal of Dental Research*, **63**, 179, Abstract 79.

Calamia, J.R. (1985). Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence International*, **16(1)**, 5-12.

Carneiro, K.G.K., Lobato, M.F., de Souza, S., de Almeida Rodrigues, P. ve Góes, M.F.D. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, **18(3)**, 207-214.

Celtra DUO Brochure for the Dental Laboratory, Dentsply - Sirona. Erişim: https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/en_US/Prosthetics/Fixed/High_strength_glass_ceramic/Celtra_Duo/BRO_Celtra_Duo_USA_EN_2017_08.pdf

Ceren, N., Turp, V., Emir, F., Akgüngör, G., Ayyıldız, S. ve Şen, D. (2016). Nanoceramics and hybrid materials used in CAD/CAM systems. *Aydın Dental Journal*, **3**, 55-62.

Chaiyabutr, Y., Kois, J.C., LeBeau, D. ve Nunokawa, G. (2011). 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **105(2)**, 83-90.

Chang, J., Da Silva, J.D., Sakai, M., Kristiansen, J. ve Ishikawa-Nagai, S. (2009). The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, **37(12)**, 937-943.

Cheek, C.C. ve Heymann, H.O. (1999). Dental and oral discolorations associated with minocycline and other tetracycline analogs. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **11(1)**, 43-48.

Chen, X.D., Hong, G., Xing, W.Z. ve Wang, Y.N. (2015) The influence of the resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research*, **59(3)**, 127-177.

Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X. ve ark. (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, **43(8)**, 649-659.

Chieffi, N., Chersoni, S., Papacchini, F., Vano, M., Goracci, C., Davidson, C. L. ve ark. (2007). The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. *Dental Materials*, **23(2)**, 159-164.

Cho, B.H., Lim, Y.K. ve Lee, Y.K. (2007). Comparison of the color of natural teeth measured by a colorimeter and Shade Vision System. *Dental Materials*, **23(10)**, 1307-1312.

Cho, M.S., Yu, B. ve Lee, Y.K. (2009). Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dental Materials*, **25(6)**, 695-702.

Choi, J.H., Park, J.M., Ahn, S.G., Song, K.Y., Lee, M.H., Jung, J.Y. ve ark. (2010). Comparative study of visual and instrumental analyses of shade selection. *Journal of Wuhan University of Technology Materials Science*, **25(1)**, 62-67.

Christensen, G.J. (2005). The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *Journal of American Dental Association*, **136(3)**, 343-346.

Christensen, G.J. (2009). Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *Journal of the American Dental Association*, **140**, 1301-1304.

Chu, F.C. (2009). Clinical considerations in managing severe tooth discoloration with porcelain veneers. *The Journal of the American Dental Association*, **140(4)**, 442-446.

Chu, S.J. (2002). Precision shade technology: contemporary strategies in shade selection. *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD*, **14(1)**, 79-83.

Chu, S.J. (2003) Color. İçinde: G. Gürel (Ed.), *The Science and Art of Porcelain Laminate Veneers*. İstanbul: Quintessence; 159-162.

Chu, S.J., Devigus, A. ve Mielezsko, A. J. (2004). *Fundamentals of color: shade matching and communication in esthetic dentistry*. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Company.

Chu, S.J., Trushkowsky, R.D. ve Paravina, R.D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, **38**, 2-16.

Clarke F.J.J. (1983). Measurement of the color of the human teeth. *Dental ceramics: Proceedings of the First International Symposium on Ceramics, Quintessence*. 441-489.

Coachman, C., Gurel, G., Calamita, M., Morimoto, S., Paolucci, B. ve Sesma, N. (2014). The influence of tooth color on preparation design for laminate veneers from a minimally invasive perspective: case report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **34(4)**, 453-459.

Cohen, S. ve Parkins, F.M. (1970). Bleaching tetracycline-stained vital teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology*, **29(3)**, 465-471.

Conrad, H.J., Seong, W.J. ve Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **98(5)**, 389-404.

Coşkun, A. ve Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **5(2)**, 97-102.

Culp, L. ve McLaren, E.A. (2010). Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **31(9)**, 716-20.

Culpepper, W.D. (1970). A comparative study of shade-matching procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **24(2)**, 166-173.

Çömlekoğlu, M.E., Paken, G., Tan, F., Dündar-Çömlekoğlu, M., Özcan, M., Akan, E. ve ark. (2016). Evaluation of different thickness, die color, and resin cement shade for veneers of multilayered CAD/CAM blocks. *Journal of Prosthodontics*, **25(7)**, 563-569.

D'arcangelo, C., Vadini, M., D'amario, M., Chiavaroli, Z. ve De Angelis, F. (2018). Protocol for a new concept of no-prep ultrathin ceramic veneers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **30(3)**, 173-179.

Da Silva, J.D., Park, S.E., Weber, H.P. ve Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **99(5)**, 361-368.

Davidowitz, G. ve Kotick, P.G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics*, **55(3)**, 559-570.

Davis, B.K., Aquilino, S.A., Lund, P.S., Diaz-Arnold, A.M. ve Denehy, G.E. (1990). Subjective evaluation of the effect of porcelain opacity on the resultant color of porcelain veneers. *International Journal of Prosthodontics*, **3(6)**, 567-572.

Davison, S.P. ve Myslinski, N.R. (1990). Shade selection by color vision-defective dental personnel. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **63(1)**, 97-101.

Della Bona, A. (2009). *Bonding to Ceramics: Scientific Evidences for Clinical Dentistry*. Sao Paulo: Artes Médicas.

Della Bona, A., Anusavice, K.J. ve Shen, C. (2000). Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *Journal of Adhesive Dentistry*, **2(4)**, 305-313.

Della Bona, A., Nogueira, A.D. ve Pecho, O.E. (2014). Optical properties of CAD–CAM ceramic systems. *Journal of Dentistry*, **42(9)**, 1202-1209.

Demirtola, N. ve Gür, G. (1988). Laminate vener yapım teknikleri. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **15(2)**, 125-131.

Derdilopoulou, F.V., Zantner, C., Neumann, K. ve Kielbassa, A.M. (2007). Evaluation of visual and spectrophotometric shade analyses: a clinical comparison of 3,758 teeth. *International Journal of Prosthodontics*, **20(4)**, 414-416.

Devoto, W. ve Ferraris, F. (2012). Adhesive Cementation. İçinde: F. Brenna. (Ed.) *Restorative Dentistry: Treatment Procedures and Future Prospects*. St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 330-363.

Dietschi, D. ve Spreafico, R. (1997). *Adhesive Metal-free Restorations: Current Concepts for the Esthetic Treatment of Posterior Teeth*. Chicago, IL, ABD: Quintessence.

Douglas, R.D. ve Brewer, J.D. (1998). Acceptability of shade differences in metal ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **79(3)**, 254-260.

Douglas, R.D., Steinhauer, T.J. ve Wee, A.G. (2007). Intraoral determination of the tolerance of dentists for perceptibility and acceptability of shade mismatch. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **97(4)**, 200-208.

Dozić, A., Kleverlaan, C.J., Meegdes, M., van der Zel, J. ve Feilzer, A.J. (2003). The influence of porcelain layer thickness on the final shade of ceramic restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **90(6)**, 563-570.

Dozić, A., Kleverlaan, C.J., El-Zohairy, A., Feilzer, A.J. ve Khashayar, G. (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, **16(2)**, 93-100.

Duke S.E., Robbins W.J. ve Synder D.S. (1991). Clinical evaluation of dentinal adhesive system: three-year results. *Quintessence International*, **22**, 889-895.

Dumfahrt, H. ve Schäffer, H. (2000). Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *International Journal of Prosthodontics*, **13(1)**, 9-18.

Duret, F. ve Preston, J.D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, **1(2)**, 150-154.

Edelhoff, D. ve Sorensen, J. A. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **22(3)**, 241-249.

Egger B. (2003). Natural color concept: A systematic approach to shade selection. *Quintessence of Dental Technology*, **26**, 161-170.

El-Ghany, O.S.A. ve Sherief, A.H. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future Dental Journal*, **2(2)**, 55-64.

Elsaka, S.E. ve Elnaghy, A.M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dental Materials*, **32(7)**, 908-914.

Encyclopedia Britannica. (2007). *Munsell Color System*. Erişim: <https://www.britannica.com/science/Munsell-color-system>

Ender, A., Mörmann, W.H. ve Mehl, A. (2011). Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM-partial crowns with natural tooth morphology. *Clinical Oral Investigation*, **15**, 283–289.

Fairchild, M.D. (2005). *Color Appearance Models*. (2nd ed.) Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.

Fasbinder, D.J., Dennison, J.B., Heys, D. ve Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, **141**, 10-14.

Fasbinder, D.J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), **33(1)**, 50-58.

Fasbinder, D.J. (2013) Computerized technology for restorative dentistry. *American Journal of Dentistry*, **26**, 115–120.

Faunce, F. (1983). Management of discolored teeth. *Dental Clinics of North America*. **27(4)**, 657-670.

Faunce, F. R. ve Faunce, A. R. (1975). The use of laminate veneers for restoration of fractured or discolored teeth. *Texas Dental Journal*, **93(8)**, 6-7.

Faus-Matoses, V., Faus-Matoses, I., Ruiz-Bell, E. ve Faus-Llácer, V.J. (2017). Severe tetracycline dental discoloration: Restoration with conventional feldspathic ceramic veneers. A clinical report. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, **9(11)**, 1379-1382.

Ferrari, M., Patroni, S. ve Balleri, P. (1992). Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **12(5)**, 406-413.

Filho, A.M., Vieira, L.C.C., Araujo, E. ve Monteiro Júnior, S. (2004). Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *Journal of Prosthodontics*, **13(1)**, 28-35.

Fondriest, J. (2003). Shade matching in restorative dentistry: the science and strategies. *International Journal Periodontics and Restorative Dentistry*, **23(5)**, 467-480.

Fortin, D.J. (1999). Porcelain veneers: a challenging case. *Journal-Canadian Dental Association*, **65(2)**, 110-112.

Fradeani, M., Redemagni, M. ve Corrado, M. (2005) Porcelain laminate veneers: 6- to 12- year clinical evaluation- A retrospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **25**, 9-17.

Garber D.A., Goldstein R.E. ve Feinman R.A., (1988). *Porcelain Laminate Veneers*. Chicago: Quintessence Publishing Co.

Garber D.A. (1989). Direct composite veneers versus etched porcelain laminate veneers. *Dental Clinics of North America*, **33(2)**, 301-305.

Garcia Lopez, M., Martinez Blanco, M., Martinez Mir, I. ve Palop, V. (2001). Amoxicillin-clavulanic acid-related tooth discoloration in children. *Pediatrics*. **108(3)**,

819.

Gehrke, P., Riekeberg, U., Fackler, O. ve Dhom, G. (2009). Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *International Journal of Computerized Dentistry*, **12(3)**, 247-263.

Ghinea, R., Pérez, M.M., Herrera, L.J., Rivas, M.J., Yebra, A. ve Paravina, R.D. (2010). Color difference thresholds in dental ceramics. *Journal of Dentistry*, **38**, 57-64.

Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *The Journal of the American Dental Association*, **137**, 14-21.

Giordano, R. ve McLaren, E.A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **31(9)**, 682-684.

Goldstein, R.E. (1998). *Esthetics in Dentistry* (2nd ed.). Ontario, Kanada: BC Decker, Inc.

Goldstein, M.B. (2007). No-prep/minimal-prep: the perils of over simplification. *Dentistry Today*, **26(8)**, 10.

Goldstein, R.E., Chu, S.J., Lee, E.A. ve Stappert, C.F.J. (2018). *Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry*. (3rd ed.). New York City, NY: John Wiley&Sons.

Goldstein, R.E. ve Garber, D. (1995). *Complete Dental Bleaching*. Chicago, IL: Quintessence.

Goldstein R.E. ve Patzer G. (2018). Concepts of Dental Esthetics. İçinde: R.E. Goldstein (Ed.) *Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry*. New York City, NY: John Wiley&Sons; 3-22.

Gorodovsky, S. ve Zidan, O. (1992). Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **68(2)**, 269-274.

Griffiths, C.E., Bailey, J.R., Jarad, F.D. ve Youngson, C.C. (2008). An investigation into most effective method of treating stained teeth: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, **36(1)**, 54-62.

Griggs, J.A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, **51(3)**, 713-727.

Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S.P. ve Swain, M.V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, **20(5)**, 449-456.

Guess, P.C., Schultheis, S., Bonfante, E.A., Coelho, P.G., Ferencz, J.L. ve Silva, N.R. (2011). All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, **55**, 333-352.

Gürel, G. (2003). *The Science and Art of Porcelain Laminate Veners*. London: Quintessence.

Gürel, G. (2007). Porcelain laminate veneers: minimal tooth preparation by design. *Dental Clinics of North America*, **51(2)**, 419-431.

Gürel, G. (2011). Porcelain Veners, Bölüm C. İçinde G.A. Freedman (Ed.), *Contemporary Esthetic Dentistry*. St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 459-468.

Gürel, G., Sesma, N., Calamita, M.A., Coachman, C. ve Morimoto, S. (2013). Influence of enamel preservation on failure rates of porcelain laminate veneers. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **33(1)**, 31-39.

Güth, J.F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M. ve Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, **32**, 865-871.

Gwinnet A.J ve Matsui A. (1967). A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and the adhesive. *Archives of Oral Biology*, **12**, 1615-1620.

Hallmann, L., Ulmer, P. ve Kern, M. (2018). Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **82**, 355-370.

Hammad, I.A. ve Stein, R.S. (1991). A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part II. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **65(2)**, 169-179.

Hattab, F.N., Qudeimat, M.A. ve Al-Rimawi, H.S. (1999). Dental discolorations: an overview. *Journal of Esthetic Dentistry*, **11(6)**, 291-310.

Haywood, V.B. (2007). *Tooth Whitening: Indications and Outcomes of Nightguard Vital Bleaching*. Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Company, 3-5.

Haywood, V.B., Leonard, R.H. ve Dickinson, G.L. (1997). Efficacy of six months of nightguard vital bleaching of tetracycline-stained teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **9(1)**, 13-19.

Heffernan, M.J., Aquilino, S.A., Diaz-Arnold, A.M., Haselton, D.R., Stanford, C.M. ve Vargas, M.A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(1)**, 4-9.

Hehn, S. (2001). The evolution of a chairside CAD/CAM system for dental restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **22(6)**, 4-6.

Heymann, H.O. (2012). Additional Conservative Esthetic Procedures. İçinde: Heymann, H.O., Edward, J.S., Ritter, A.V. *Sturdevant's Art And Science of Operative Dentistry* (6th ed.) St. Louis, MO: Mosby Inc; 296-338.

Heymann, H.O ve Ritter, A.V. (2017). Additional Conservative Esthetic Procedures. İçinde: Ritter, A.V., Boushell, L.W., Walter, R. *Sturdevant's Art And Science of Operative Dentistry* (7th ed.) St. Louis, MO: Mosby Inc; 264-305.

Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M. ve Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. *International Dental Journal*, **48(1)**, 3-16.

Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A. ve Kremers, L. (1997). CAD/CAM- Fillings of the future. *International Dental Journal*, **47**, 247-258.

Hickel, R., Heidemann, D., Staehle, H.J., Minnig, P. Wilson, N.H., German Scientific Association for Operative Dentistry ve ark. (2004). Direct composite restorations: extended use in anterior and posterior situations. *Clinical Oral Investigation*, **8(2)**, 43-44.

Ho, C.C.K. (2017). Tooth preparation for porcelain laminate veneers. *Practical Procedures in Aesthetic Dentistry*, 209-215.

Hobo. S., Iwata, T. (1985). A new laminate veneer technique using a castable apatite ceramic materials. I. Practical procedures. *Quintessence International*, **16(8)**, 509-512.

Hofmann, N., Papsthart, G., Hugo, B. ve Klaiber, B. (2001). Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *Journal of Oral Rehabilitation*, **28(11)**, 1022-1028.

Holan, G. (2004). Development of clinical and radiographic signs associated with dark discolored primary incisors following traumatic injuries: a prospective controlled study. *Dental Traumatology*, **20(5)**, 276-287.

Horn, H.A. (1983). A new lamination, porcelain bonded to enamel. *The New York State Dental Journal*, **49(6)**, 401-403.

Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. ve Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*, **53(4)**, 297-303.

Ilie, N. ve Hickel, R. (2008). Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dental Materials*, **24(7)**, 908-914.

Ingle, J. (1967). *Endodontics*. Philadelphia, PA: Lea and Febiger.

International Organization for Standardization. (2016). ISO/TR 28642: Dentistry-Guidance on Colour Measurement.

IPS e.max Scientific Documentation, Ivoclar Vivadent. Erişim: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/all-ceramics/ips-emax-dentist/ips-emax-lithium-disilicate>

IPS Empress Scientific Documentation, Ivoclar Vivadent. Erişim: <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/all-ceramics/ips-empress-system-dentist/ips-empress-restorations>

Jarad, F.D., Russell, M.D. ve Moss, B.W. (2005). The use of digital imaging for colour matching and communication in restorative dentistry. *British Dental Journal*, **199**, 43-49.

Johnston, W.M. (2009). Color measurement in dentistry. *Journal of Dentistry*, **37**, 2-6.

Joiner, A. (2004). Tooth colour: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, **32(1)**, 3-12.

Joiner, A. (2010). Whitening toothpastes: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, **38(2)**, 17-24.

Jordan, R.E. (1993). *Esthetic Composite Bonding: Techniques and Materials*. (2nd ed.) St. Louis: Mosby Inc.

Jordan, R.E. ve Boksman, L. (1984). Conservative vital bleaching treatment of discolored dentition. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **5(10)**, 803-807.

Judeh, A. ve Al-Wahadni, A. (2009). A comparison between conventional visual and spectrophotometric methods for shade selection. *Quintessence International*, **40(9)**, 69-79.

Kalender, A., (2006). Porselen ve kompozit lamina restorasyonların uzun dönem klinik incelemesi. Doktora tezi, *Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı*.

Karlsson, S., Landahl, I., Stegersjö, G. ve Milleding, P. (1992). A clinical evaluation of ceramic laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics*, **5(5)**, 447-451.

Kelly, J. R ve Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, **56**, 84-96.

Kelly, J.R., Nishimura, I. ve Campbell, S.D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **75(1)**, 18-32.

Khurana, R., Tredwin, C.J., Weisbloom, M. ve Moles, D.R. (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British Dental Journal*, **203(12)**, 675-680.

Kılınc, E., Antonson, S.A., Hardigan, P.C. ve Kesercioğlu, A. (2011). Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*, **39**, 30-36.

Kielbassa, A.M., Beheim-Schwarzbach, N.J., Neumann, K. ve Zantner, C. (2009). In vitro comparison of visual and computer-aided pre-and post-tooth shade determination using various home bleaching procedures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **101(2)**, 92-100.

Kihn, P.W. ve Barnes, D.M. (1998). The clinical longevity of porcelain veneers: a 48-month clinical evaluation. *The Journal of the American Dental Association*, **129(6)**, 747-752.

Kollmuss, M., Jakob, F.M., Kirchner, H.G., Ilie, N., Hickel, R. ve Huth, K.C. (2013). Comparison of biogenetically reconstructed and waxedup complete occlusal surfaces with respect to the original tooth morphology. *Clinical Oral Investigation*, **17**, 851–857.

Kollmuss, M., Kist, S., Goeke, J.E., Hickel, R. ve Huth, K.C. (2015). Comparison of chairside and laboratory CAD/CAM to conventional produced all-ceramic crowns regarding morphology, occlusion, and aesthetics. *Clinical Oral Investigations*, **20(4)**, 791–797.

Korkut, B., Yanıkoğlu, F. ve Günday, M. (2013). Direct composite laminate veneers: three case reports. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, **7(2)**, 105.

Kourkouta, S., Walsh, T.T. ve Davis, L.G. (1994). The effect of porcelain laminate veneers on gingival health and bacterial plaque characteristics. *Journal of Clinical Periodontology*, **21(9)**, 638-640.

Köroğlu, A., Ekren, D.O., ve Kurtoğlu, C. (2012). Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **2012(2)**, 205-216.

Krämer, N., Lohbauer, U. ve Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, **13**, 60-76.

Krüger, S., Deubener, J., Ritzberger, C. ve Höland, W. (2013). Nucleation Kinetics of Lithium Metasilicate in ZrO₂-Bearing Lithium Disilicate Glasses for Dental Application. *International Journal of Applied Glass Science*, **4(1)**, 9-19.

Kuehni, R. G. (2002). The early development of the Munsell system. *Color Research & Application*, **27(1)**, 20-27.

Kuehni, R.G. ve Marcus, R.T. (1979). An experiment in visual scaling of small color differences. *Color Research & Application*, **4(2)**, 83-91.

Kupiec, K.A., Wuertz, K.M., Barkmeier, W.W. ve Wilwerding, T.M. (1996). Evaluation of porcelain surface treatments and agents for composite-to-porcelain repair. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **76(2)**, 119-124.

Kürklü, D., Azer, S.S., Yılmaz, B. ve Johnston, W.M. (2013). Porcelain thickness and cement shade effects on the colour and translucency of porcelain veneering materials. *Journal of Dentistry*, **41(11)**, 1043-1050.

Kwon, R.S. ve Goldstein R.E. (2018). Bleaching Discolored Teeth. İçinde: R.E. Goldstein (Ed.) *Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry*. New York City, NY: John Wiley&Sons; 326-350.

Lad, P.P., Kamath, M., Tarale, K. ve Kusugal, P.B. (2014). Practical clinical considerations of luting cements: A review. *Journal of International Oral Health: JIOH*, **6(1)**, 116-120.

Lagouvardos, P.E., Fougia, A.G., Diamantopoulou, S.A. ve Polyzois, G.L. (2009). Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **101(1)**, 40-45.

Lambert, H., Durand, J.C., Jacquot, B. ve Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **9(6)**, 486-495.

Land, E. H. (1977). The retinex theory of color vision. *Scientific American*, **237(6)**, 108-129.

Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M. ve ark. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dental Materials Journal*, **33(5)**, 705-710.

Layliev, E. ve Golub-Evans, J. (2001). Direct Veners, Bölüm A. İçinde G.A. Freedman (Ed.), *Contemporary Esthetic Dentistry*. St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 405-410.

Le, M., Papia, E. ve Larsson, C. (2015). The clinical success of tooth-and implant-supported zirconia-based fixed dental prostheses. A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, **42(6)**, 467-480.

Lee, Y.K., Lim, B. S., Kim, C. W. ve Powers, J.M. (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **13(3)**, 179-186.

Li, Q. (2017). Effects of luting composites on the resultant colors of ceramic veneers to intended shade tab. *Journal of Prosthodontics*, **28(3)**, 1-5.

Li, R.W.K., Chow, T.W. ve Matinlinna, J.P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, **58(4)**, 208-216.

Liebermann, A., Edelhoff, D., Prandtner, O. ve Pour, R.S. (2018). Minimally Invasive Treatment of an Ankylosed, Severely Discolored, and Intruded Central Incisor with a Masking Ceramic Vener: A Clinical Report. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **38(1)**, 121-126.

Litzenburger, A.P, Hickel, R., Richter, M.J., Mehl, A.C. ve Probst, F.A. (2013). Fully automatic CAD design of the occlusal morphology of partial crowns compared to dental technicians' design. *Clinical Oral Investigation*, **17**, 491-496.

Llena, C., Lozano, E., Amengual, J. ve Forner, L. (2011). Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, **12(1)**, 19-23.

Lowe, R. A. (2010). No-prep veneers: a realistic option. *Dentistry Today*, **29(5)**, 80-82.

Lung, C.Y.K. ve Matinlinna, J.P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials*, **28(5)**, 467-477.

Luthardt, R., Weber, A., Rudolph, H., Schone, C., Quaas, S. ve Walter M. (2002). Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *International Journal of Computerized Dentistry*, **5(2-3)**, 165–176.

Magalhães, A.P.R., Cardoso, P.D.C., de Souza, J.B., Fonseca, R.B., Pires-de-Souza, F.D.C.P. ve Lopez, L.G. (2014). Influence of activation mode of resin cement on the shade of porcelain veneers. *Journal of Prosthodontics*, **23(4)**, 291-295.

Magne, M., Magne, I., Bazos, P. ve Paranhos, M.P.G. (2010) The parallel stratification masking technique: an analytical approach to predictably mask discolored dental substrate. *The European Journal of Esthetic Dentistry*. **5(4)**. 330-339.

Magne, P. ve Belser U.C. (2002). *Bonded Porcelain Restorations in the Anterior Dentition – a Biomimetic Approach*. Chicago: Quintessence Publishing Co.

Magne, P. ve Belser, U.C. (2004). Novel porcelain laminate preparation approach driven by a diagnostic mock-up. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **16**, 7–18.

Magne, P. ve Douglas, W.H. (2000). Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: Intact versus veneered incisors. *Quintessence International*, **31(1)**, 5-18.

Magne, P., Perroud, R., Hodge, J.S. ve Belser, U.C. (2000). Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **20(5)**, 440-457.

Manso, A.P. ve Carvalho, R.M. (2017). Dental cements for luting and bonding restorations: self-adhesive resin cements. *Dental Clinics*, **61(4)**, 821-834.

Manso, A.P., Silva, NR., Bonfante, E. A., Pegoraro, T.A., Dias, R.A. ve Carvalho, R.M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics*, **55(2)**, 311-332.

Masters, B.R. (2011). A History of Human Color Vision-from Newton to Maxwell. *Optics and Photonics News*, **22(1)**, 43-47.

Mayekar, S.M. (2001). Shades of a color: Illusion or reality?. *Dental Clinics of North America*, **45(1)**, 155-72.

- McLaren, E.A. (1997). Luminescent veneers. *Journal of Esthetic Dentistry*, **9(1)**, 3-12.
- McLaren, E.A. (1999). The 3D-master shade-matching system and the skeleton buildup technique: Science meets art and intuition. *Quintessence Dental Technology*, **22**, 55-68.
- McLaren, E.A. ve LeSage, B. (2011). Feldspathic veneers: what are their indications?. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **32(3)**, 44-49.
- McPhee, E.R. (1978). Light and color in dentistry. Part I--Nature and perception. *The Journal of the Michigan Dental Association*, **60(11)**, 565-572.
- Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.H. ve Hickel, R. (1997). A new optical 3-D device for the detection of wear. *Journal of Dental Research*, **76**, 1799–1807.
- Meijering, A.C., Roeters, F.J.M., Mulder, J. ve Creugers, N.H.J. (1997). Patients' satisfaction with different types of veneer restorations. *Journal of Dentistry*, **25(6)**, 493-497.
- Mihali, S., Bortun, C. ve Bratu, E. (2013). Nano-ceramic Particle Reinforced Composite-Lava Ultimate CAD/CAM Restorative. *Revista de Chimie*, **1(3)**, 435-437.
- Mink, J.R. ve Timmons, J. H. (1984). Laminate veneers. *Dental Clinics of North America*, **28(1)**, 187-203.
- Minolta K. (2007). Precise Color Communication. Japan: Konica Minolta Sensing Inc.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, **28(1)**, 44-56.
- Mizrachi, M. ve Lowe, R.A. (2011). A new and economical concept no-prep veneers. *Dentistry Today*, **30(4)**, 138-140.
- Moraes, R.R., Correr-Sobrinho, L., Sinhorette, M.A., Puppim-Rontani, R.M., Oglari, F.A. ve Piva, E. (2008). Light-activation of resin cement through ceramic: Relationship between irradiance intensity and bond strength to dentin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **85(1)**, 160-165.
- Morimoto, S., Albanesi, R.B., Sesma, N., Agra, C.M. ve Braga, M.M. (2016). Main Clinical Outcomes of Feldspathic Porcelain and Glass-Ceramic Laminate Veneers: A Systematic Review and Meta-Analysis of Survival and Complication Rates. *International Journal of Prosthodontics*, **29(1)**, 38-49.

Mörmann, W.H., Brandestini, M., Lutz, F. ve Barbakow, F. (1989). Chair side computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, **20**, 329-339.

Munsell, A.H. (1961). *A Color Notation*. (11th ed.). Baltimore, MD: Munsell Color Co.

Nash R.W. (2011). Porcelain Veners, Bölüm A. İçinde: G.A. Freedman (Ed.), *Contemporary Esthetic Dentistry*. St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 436-448.

Nejatidanesh, F., Savabi, G., Amjadi, M., Abbasi, M. ve Savabi, O. (2018). Five year clinical outcomes and survival of chairside CAD/CAM ceramic laminate veneers—a retrospective study. *Journal of Prosthodontic Research*, **62(4)**, 462-467.

Niu, E., Agustin, M. ve Douglas, R. D. (2013). Color match of machinable lithium disilicate ceramics: Effects of foundation restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **110(6)**, 501-509.

Nohl, F.S.A., Steele, J.G. ve Wassell, R.W. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: Aesthetic control, *British Dental Journal*, **192**, 443-450.

Nosti, J. (2009). “Thin is in” the art of minimal & no prep veneer. *Journal of the New Jersey Dental Association*, **80(4)**, 30–31.

Nguyen, J.F., Migonney, V., Ruse, N.D. ve Sadoun, M. (2012). Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental Materials*, **28**, 592-534.

O'Brien W.J., (2008). *Dental Materials and Their Selection*. 4th ed. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co. Inc

Ogunyinka, A. (2000). The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *Journal of Oral Rehabilitation*, **27(5)**, 403-406.

Okubo, S.R., Kanawati, A., Richards, M.W. ve Childress, S. (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **80(6)**, 642-648.

Okuda, W. H. (2000). Using a modified subopaquing technique to treat: highly discolored dentition. *The Journal of the American Dental Association*, **131(7)**, 945-950.

Omar, H., Atta, O., El-Mowafy, O. ve Khan, S.A. (2010). Effect of CAD–CAM porcelain veneers thickness on their cemented color. *Journal of Dentistry*, **38**, 95-99.

Otto, T. ve De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *International Journal of Prosthodontics*, **15(2)**, 122-128.

Overheim, R.D. ve Wagner, D.L. (1982). *Light and Color*. New York City, NY: John Wiley&Sons; 288.

Özcan, M. ve Vallittu, P.K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, **19(8)**, 725-731.

Öztürk, E., Chiang, Y.C., Coşgun, E., Bolay, Ş., Hickel, R. ve Ilie, N. (2013). Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *Journal of Dentistry*, **41**, 8-14.

Paravina, R. (2018). Understanding Color. İçinde: R.E. Goldstein (Ed.) *Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry*. New York City, NY: John Wiley&Sons; 272-292.

Paravina, R.D., Ghinea, R., Herrera, L.J., Bona, A.D., Igiel, C., Linninger, M. ve ark. (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **27**, 1-9.

Paravina, R.D., O'Neill, P.N., Swift Jr, E.J., Nathanson, D. ve Goodacre, C.J. (2010). Teaching of color in predoctoral and postdoctoral dental education in 2009. *Journal of Dentistry*, **38**, 34-40.

Paravina R.D. ve Powers J.M., (2004). Esthetic color training in dentistry. St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 3-33.

Paravina, R. D. ve Swift Jr, E. J. (2009). Color in dentistry: match me, match me not. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **21(2)**, 133-139.

Park, J.H., Lee, Y.K. ve Lim, B.S. (2006). Influence of illuminants on the color distribution of shade guides. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **96(6)**, 402-411.

Parramon, J.M. (1991). *Resimde Renk ve Uygulanışı*. İstanbul: Remzi Kitabevi.

Patil, M., Kambale, S., Patil, A. ve Mujawar, K. (2018). Digitalization in Dentistry: CAD/CAM - A Review. *Acta Scientific Dental Sciences*, **2(1)**, 12-16.

Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N. ve Hämmerle, C. H. F. (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of Dental Research*, **81(8)**, 578-582.

Pecho, O.E., Ghinea, R., Perez, M.M. ve Della Bona, A. (2017). Influence of gender on visual shade matching in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **29(2)**, 15-23.

Pensler, A.V. (1998). Shade selection: problems and solutions. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **19(4)**, 387-90.

Perdiago J. ve Lopes M. (2001). The effect of etching time on dentin

demineralization. *Quintessence International*, **32**, 19-26.

Perroni, A.P., Amaral, C., Kaizer, M.R., Moraes, R.R.D. ve Boscato, N. (2016). Shade of Resin-Based Luting Agents and Final Color of Porcelain Veners. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **28(5)**, 295-303.

Peumans, M., Valjakova, E.B., De Munck, J., Mishevska, C.B. ve Van Meerbeek, B. (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *Journal of Adhesive Dentistry*, **18(4)**, 289-302.

Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1998) The 5-year clinical performance of direct composite additions to correct tooth form and position. *Clinical Oral Investigations*, **1(1)**, 12-18.

Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts P. ve Vanherle G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, **28**, 163–177.

Peutzfeldt, A. (1995). Dual-cure resin ceme: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. *Acta Odontologica Scandinavica*, **53(1)**, 29-34.

Pfeiffer, J. (1998). Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (I). *International Journal of Computerized Dentistry*, **1**, 29–33.

Piemjai, M. ve Arksornnukit, M. (2007). Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. *Journal of Prosthodontics*, **16(6)**, 457-464.

Pilathadka, S. ve Vahalová, D. (2007). Contemporary All-ceramic Materials-Part 1. *ACTA MEDICA-HRADEC KRALOVE-*, **50(2)**, 101-104.

Pincus, C.R. (1938). Building mouth personality. *Journal of South California Dental Association*, **14**, 125-129.

Pini, N.P., Aguiar, F.H.B., Lima, D.A.N.L., Lovadino, J.R., Terada, R.S.S. ve Pascotto, R.C. (2012). Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, **4**, 9-16.

Piwowarczyk, A., Blum, J. ve Abendroth, H. (2015). Non-prep restoration of an ankylosed incisor: A case report. *Quintessence International*, **46(4)**, 281-285.

Plant, C. G. ve Thomas, G. D. (1987). Porcelain facings: a simple clinical and laboratory method. *British Dental Journal*, **163(7)**, 231.

Polat, H.H. (2012). Renk Teorisi ve Temel Yanılıgılar. *Selçuk Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü Dergisi*, **(28)**, 165-173.

Preston, J.D ve Bergen, S.F. (1980). Establishing an environment for shade selection. İçinde: Preston JD, Bergen SF (Ed.), *Color Science and Dental Art: A Self-Teaching Program*. St. Louis: CV Mosby; 24–30.

Preston, J.D. ve Duret, F. (1997). CAD/CAM in dentistry. *Oral Health*, **87(3)**, 17-27.

Quaas, S., Rudolph, H. ve Luthardt, R.G. (2007). Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *Journal of Dentistry*, **35(12)**, 903–908.

Quinn, F., McConnell, R.J. ve Byrne, D. (1986). Porcelain laminates: a review. *British Dental Journal*, **161(2)**, 61-65.

Rafael, C.F., Güth, J.F., Kauling, A.E.C., Cesar, P.F., Volpato, C.A.M. ve Liebermann, A. (2017). Impact of background on color, transmittance, and fluorescence of leucite based ceramics. *Dental Materials Journal*, **36(4)**, 394-401.

Rade, P., Dragutin, D., Ljiljana, A., Dragan, M. ve Kitka R. (1997). Problems in shade matching and reproduction procedure in dentistry: A review of the state of art. *Facta Universitatis*, **4**, 12–16.

Radz, G.M. (2011). Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dental Clinics of North America*, **55(2)**, 353-370.

Ragain, J.C. (2016). A review of color science in dentistry: colorimetry and color space. *Journal of Dentistry, Oral Disorders & Therapy*, **4(1)**, 1-5.

Regalla, R.R., Jadav, C., Babu, D.A., Sriram, R.R., Sriram, S.K. ve Kattimani, V.S. (2013). Evaluation and comparison of quantity and pattern of fluoride release from orthodontic adhesives: an in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, **15(1)**, 99-102.

Reich, S. (2015). Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, **18(2)**, 131-146.

Reich, S., Fischer, S., Sobotta, B., Klapper, H.U. ve Gozdowski, S. (2010). A Preliminary Study on the Short-Term Efficacy of Chairside Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing--Generated Posterior Lithium Disilicate Crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **23(3)**, 214-216.

Reid, J.S., Murray, M.C. ve Power, S.M. (1988). Porcelain veneers--a four-year follow-up. *Restorative Dentistry*, **4(3)**, 60-62.

Reinhardt, J.W. ve Capilouto, M.L. (1990). Composite resin esthetic dentistry survey in New England. *The Journal of the American Dental Association*, **120(5)**, 541-544.

Riquieri, H., Monteiro, J.B., Viegas, D.C., Campos, T.M.B., de Melo, R.M. ve Saavedra, G.D.S.F.A. (2018). Impact of crystallization firing process on the microstructure and flexural strength of zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics. *Dental Materials*, **34(10)**, 1483-1491.

Rosenblum, M.A. ve Schulman, A. (1997). A review of all-ceramic restorations. *The Journal of the American Dental Association*, **128(3)**, 297-307.

Rosenstiel, S.F., Land, M.F. ve Fujimot, J. (2001). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. (3rd ed.) St. Louis, MO: Mosby Inc.

Roulet, J.F., Blunck, U. ve Janda, R. (2003) Adhesion. İçinde: G. Gürel (Ed), *The Science and Art of Porcelain Laminate Veners*. Istanbul: Quintessence; 113-133.

Rouse, J. ve McGowan, S. (1999). Restoration of the anterior maxilla with ultraconservative veneers: clinical and laboratory considerations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*, **11(3)**, 333-339.

Ruse, N.D. ve Sadoun, M.J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, **93(12)**, 1232-1234.

Rusin, R.P. (2001). Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **22(6)**, 35-41.

Russell, M.D., Gulfranz, M. ve Moss, B.W. (2000). In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *Journal of Oral Rehabilitation*, **27(9)**, 786-792. Sakaguchi, R., Ferracane, J. ve Powers, J. (2018). *Craig's Dental Restorative Materials*. (14th ed.). St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences.

Sanjay, N., Budhiraja Sakshi, M., Komuravelli Anil, K., Khandelwal Rownak, O. ve Nayyar, A. S. (2017). Prevalence of Color Blindness in Dental Professionals: A Survey. *Journal of Dental Applications*, **4(2)**, 389-391.

Santos, G.C. Jr., Santos, M.J. Jr, Rizkalla, A.S., Madani, D.A. ve El-Mowafy, O. (2013). Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *General Dentistry*, **61**, 36-40.

Santos, M.J., Costa, M.D., Rubo, J.H., Pegoraro, L.F. ve Santos, G.C. (2015). Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **36**, 31-38.

Sari, T., Ural, C., Yüzbaşıoğlu, E., Duran, I., Cengiz, S. ve Kavut, I. (2018). Color match of a feldspathic ceramic CAD-CAM material for ultrathin laminate veneers as a function of substrate shade, restoration color, and thickness. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **119(3)**, 455-460.

Schmitter, M., Mussotter, K. ve Hassel, A.J. (2008). Interexaminer reliability in the clinical measurement of L* C* h* values using a laminar spectrophotometer. *International Journal of Prosthodontics*, **21(5)**, 422-424.

Science With Me. (2018). *Color*. Erişim: <http://sciencewithme.com/learn-about-color/>

Seghi, R.R., Hewlett, E.R. ve Kim, J. (1989). Visual and instrumental colorimetric assessments of small color differences on translucent dental porcelain. *Journal of Dental Research*, **68(12)**, 1760-1764.

Seghi, R.R., Johnston, W.M. ve O'brien, W.J. (1986). Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **56(1)**, 35-40.

Serbena, F.C., Mathias, I., Foerster, C.E. ve Zanutto, E.D. (2015). Crystallization toughening of a model glass-ceramic. *Acta Materialia*, **86**, 216-228.

Shadman, N., Kandi, S.G., Ebrahimi, S.F. ve Shoul, M.A. (2015). The minimum thickness of a multilayer porcelain restoration required for masking severe tooth discoloration. *Dental Research Journal*, **12(6)**, 562-568.

Shaini, F.J., Shortall, A.C.C. ve Marquis, P.M. (1997). Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *Journal of Oral Rehabilitation*, **24(8)**, 553-559.

Shillinburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R. ve Brackett, S.E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. (3rd ed.) Chicago: Quintessence Publishing Co.

Shokry, T.E., Shen, C., Elhosary, M.M. ve Elkhodary, A.M. (2006). Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **95(2)**, 124-129.

Simonsen R.J. ve Calamia J.R. (1983). Tensile bond strength of etched porcelain. *Journal of Dental Research*, **62**, 297, Abstract 1154.

Skyllouriotis, A.L., Yamamoto, H.L. ve Nathanson, D. (2017). Masking properties of ceramics for veneer restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **118(4)**, 517-523.

Southan, D.E. ve Jorgensen, K.D. (1972). Precise porcelain jacket crowns. *Australian Dental Journal*, **17(4)**, 269-273.

Spear, F. ve Holloway, J. (2008). Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics?. *The Journal of the American Dental Association*, **139**, 19-24.

Stappert, C.F.J., Goldstein, R.E., Tjiptowidjojo, F.A. ve Chu, S.J. (2018). Ceramic Veners and Partial-Coverage Restorations. İçinde: R.E. Goldstein. (Ed.) *R.E. Goldstein's Esthetics in Dentistry*. (3rd ed.). New York City, NY: John Wiley&Sons.

Stavridakis, M.M., Krejci, I. ve Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Journal of Operative Dentistry*, **30(6)**, 747-757.

Stewart, R.E., Witkop, C.J. ve Bixler, D. (1982). *Pediatric Dentistry: Scientific Foundations and Clinical Practice*. St Louis, MO: C.V. Mosby.

Strub, J.R., Rekow, E.D. ve Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, **137(9)**, 1289-1296.

Sundar, V. ve Amber, P.L. (1999). Opals in nature. *Journal of Dental Technology*, **16(8)**, 15-17.

Ten Bosch, J.J. ve Coops, J.C. (1995). Tooth color and reflectance as related to light scattering and enamel hardness. *Journal of Dental Research*, **74(1)**, 374-380.

Tian, T., Tsoi, J.K.H., Matinlinna, J.P. ve Burrow, M.F. (2014). Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dental Materials*, **30(7)**, 147-162.

Trakyalı, G. (2013). Diş rengi belirlenmesinde kullanılan yöntemler. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **34(1)**, 1-10.

Tredwin, C.J., Scully, C. ve Bagan-Sebastian, J.V. (2005). Drug-induced disorders of teeth. *Journal of Dental Research*, **84(7)**, 596-602.

Tung, F.F., Goldstein, G.R., Jang, S. ve Hittelman, E. (2002). The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(6)**, 585-590.

Tung, O.H., Lai, Y.L., Ho, Y.C., Chou, I.C. ve Lee, S.Y. (2011). Development of digital shade guides for color assessment using a digital camera with ring flashes. *Clinical Oral Investigations*, **15(1)**, 49-56.

Turgut, S. ve Bağış, B. (2011). Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, **39**, 57-64.

Turgut, S. ve Bağış, B. (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **109(3)**, 179-186.

Turgut, S., Bağış B. ve Ayaz, E.A. (2014a). Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based CAD-CAM laminate systems. *Journal of Dentistry*, **42(1)**, 68-74.

Turgut, S., Bağış, B., Ayaz, E.A., Korkmaz, F.M., Ulusoy, K.U. ve Bagis, Y.H. (2014b). How will surface treatments affect the translucency of porcelain laminate veneers?. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **6(1)**, 8-13.

Van der Burgt, T.P., Ten Bosch, J.J., Borsboom, P.C.F. ve Kortsmid, W.J.P.M. (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **63(2)**, 155-162.

Van Dijken, J.W. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. **20(12)**. 1115.

Van Landuyt, K.L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A. ve ark. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, **28(26)**, 3757-3785.

Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, **26(1)**, 1–20.

Van Noort, R. (2014). *Introduction to Dental Materials*. (4th ed.). Elsevier Health Sciences.

Vandenbroucke, B. ve Kruth, J.P. (2007). Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. *Rapid Prototyping Journal*, **13**, 196-203.

Vence, B.S. (2000). Sequential tooth preparation for aesthetic porcelain full-coverage crown restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*, **12(1)**, 77-84.

Vichi, A., Carrabba, M., Paravina, R. ve Ferrari, M. (2014). Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **26(4)**, 224-231.

Vita Suprinity for Cerec/inLab Scientific Documentation. (2013). Vita Zahnfabrik. Erişim: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-44049,27568.html>

Vivek, R., Singh, A., Soni, R., Singh, S.V. ve Chaturvedi, T.P. (2013). Conventional and digitally assisted shade matching—A comparative study. *Indian Journal of Dentistry*, **4(4)**, 191-199.

Volpato, C.Â.M., Fredel, M.C., Philippi A.G. ve Petter, C.O. (2011). Ceramic materials and color in dentistry. İçinde: W. Wunderlich (Ed.) *Ceramic Materials*. Londra, UK: Intech Open.

Volpato, C.Â.M., Monteiro Jr, S., de Andrada, M.C., Fredel, M.C., ve Petter, C.O. (2009). Optical influence of the type of illuminant, substrates and thickness of ceramic materials. *Dental Materials*, **25(1)**, 87-93.

Walls, A.W. (1995). The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 2. Clinical results after 5 years of follow-up. *British Dental Journal*, **178(9)**, 337-340.

Walls, A.W.G., Steele, J.G. ve Wassell, R.W. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: porcelain laminate veneers. *British Dental Journal*, **193(2)**, 79-82.

Watts, A. ve Addy, M. (2001). Tooth discolouration and staining: Tooth discolouration and staining: a review of the literature. *British Dental Journal*, **190(6)**, 309-316.

Wee, A.G., Lindsey, D.T., Kuo, S. ve Johnston, W.M. (2006). Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dental Materials*, **22(6)**, 553-559.

Wee, A. G., Rang, E. Y., Johnston, W. M. ve Seghi, R. R. (2000). Evaluating porcelain color match of different porcelain shade-matching systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **12(5)**, 271-280.

Westland, S. (2003). Review of the CIE system of colorimetry and its use in dentistry. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **15(1)**, 5-12.

White, B.A., Caplan, D.J. ve Weintraub, J.A. (1995). A quarter century of changes in oral health in the United States. *Journal of Dental Education*, **59(1)**, 19-57.

White, S.N., Yu, Z. ve Kipnis, V. (1992). Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **68(3)**, 476-481.

Winter, R. (1993). Visualizing the natural dentition. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **5(3)**, 103-118.

Wittneben, J.G., Wright, R.F., Weber, H.P. ve Gallucci, G.O. (2009). A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *International Journal of Prosthodontics*, **22(5)**, 466-471.

- Wyszecki, G. ve Stiles, W. S. (1982). *Color science*. (Vol. 8). New York: Wiley.
- Xing, W., Jiang, T., Ma, X., Liang, S., Wang, Z., Sa, Y. ve ark. (2010). Evaluation of the esthetic effect of resin cements and try-in pastes on ceromer veneers. *Journal of Dentistry*, **38**, 87-94.
- Yap, A. U. (1998). Color attributes and accuracy of Vita-based manufacturers' shade guides. *Operative Dentistry*, **23(5)**, 266-271.
- Yavuzylmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B. ve Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri I. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **22(1)**, 41-48.
- Yiming, L.I. (2003). Tooth color measurement using Chroma Meter: techniques, advantages, and disadvantages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **15**, 33-41.
- Yüzbaşıoğlu, E., Kurt, H., Turunç, R. ve Bilir, H. (2014). Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health*, **14(1)**, 10.
- Yüzügüllü, B. ve Tezcan, S. (2005). Renk değişimine ve mine erozyona uğramış dişlerde laminat venter restorasyon seçeneklerin endikasyon bakımından karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8(2)**, 133-137.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. ve Aksu, L. (1993). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- Zaimoğlu, A. ve Can, G., (2004). *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
- Zimmermann, M., Koller, C., Mehl, A. ve Hickel, R. (2017). Indirect zirconia-reinforced lithium silicate ceramic CAD/CAM restorations: Preliminary clinical results after 12 months. *Quintessence International*, **48(1)**, 19-25.
- Zwemer, T., Stocking, S. ve Gubili, J. (2004). *Mosby's Dental Dictionary*. St. Louis, MO: Mosby Inc.

HAM VERİLER

FORMLAR



ETİK KURUL KARARI



PATENT HAKKI İZİNİ



İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI RENK, KALINLIK VE MATERYALLERLE ÜRETİLEN LAMİNA VENERLERİN RENK MASKELEME ÖZELLİKLERİNİN İN VİTRO İNCELENMESİ

ORJİNALLIK RAPORU

| | | | |
|-------------------|---------------------|-----------|------------------|
| %7 | %5 | %3 | %3 |
| BENZERLİK ENDEKSİ | İNTERNET KAYNAKLARI | YAYINLAR | ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ |

BİRİNCİL KAYNAKLAR

| | | |
|----------|---|---------------|
| 1 | www.bsu.edu İnternet Kaynağı | %1 |
| 2 | Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi | <%1 |
| 3 | Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi | <%1 |
| 4 | Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi | <%1 |
| 5 | dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı | <%1 |
| 6 | web.beun.edu.tr İnternet Kaynağı | <%1 |
| 7 | Munetaka Naitoh. "Can Mandibular Depiction Be Improved by Changing the Thickness of Double-Oblique Computed Tomography Images?", Implant Dentistry, 09/2008 Yayın | <%1 |

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

| | | | |
|-----------------|------------------------|------------------|-------------|
| Adı | Görkem | Soyadı | SENGEZ |
| Doğ.Yeri | İstanbul | Doğ.Tar. | 16.05.1991 |
| Uyruğu | T.C. | TC Kim No | 38120130222 |
| Email | gorkemsengun@gmail.com | Tel | 05367489629 |

Eğitim Düzeyi

| | Mezun Olduğu Kurumun Adı | Mez. Yılı |
|-----------------|--|-----------|
| Doktora | İstanbul Üniversitesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi | 2019 |
| Yük.Lis. | İstanbul Üniversitesi | 2014 |
| Lisans | İstanbul Üniversitesi | 2014 |
| Lise | Adnan Menderes A.L. | 2009 |

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

| | Görevi | Kurum | Süre (Yıl - Yıl) |
|----|------------|-----------------------------|------------------|
| 1. | Diş Hekimi | Dentram Diş Kliniği | 2019-halen |
| 2. | Danışman | Can Akademi OSGB | 2018-halen |
| 3. | Diş Hekimi | Acıbadem Maslak Diş Kliniği | 2014-2017 |

| Yabancı Dilleri | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* | KPDS/ÜDS Puanı | (Diğer) Puanı |
|-----------------|-------------------|----------|---------|----------------|---------------|
| İngilizce | Çok iyi | Çok iyi | Çok iyi | 99 (YDS) | |
| | | | | | |

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

| | Sayısal | Eşit Ağırlık | Sözel |
|----------------------|----------|--------------|----------|
| LES Puanı | 83,46403 | 86,21074 | 75,51648 |
| (Diğer) Puanı | | | |

Bilgisayar Bilgisi

| Program | Kullanma becerisi |
|---------|-------------------|
| Word | Çok iyi |
| Excel | Çok iyi |
| Keynote | Çok iyi |

Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Sengez, G., Doğru, Y., Dörter C. (2018). Diş Hekimliği Eğitiminin Estetik Algıya Olan Etkisinin İncelenmesi, 22. RDD Uluslararası Bilimsel Kongresi, *sözlü sunum*

Karabulut, B., **Sengez, G.**, Dörter, C. (2019). Yaşlı Bireylerin Diş Sağlığı ve Sosyoekonomik Durumları Arasındaki İlişkinin İncelenmesi. *Türkiye Klinikleri J Health Sci*. DOI: 10.5336/healthsci.2018-63708

Sengez, G., Saygılı, S., Yıldız, M., Aksoy, U., Sancaklı, S. (2019). Oral Health Behaviour and Awareness of Young Population in Turkey. *Stoma J Edu*, **6(1)**. DOI: 10.25241/stomaeduj.2019.6(1).art.4

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Suluboya, Yemek Fotoğrafçılığı, İngilizce-Türkçe Çeviri



