

**T.C.**

**EGE ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PARÇALI LAMİNA VENERLERDE YORULMA SONRASI RENK  
STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı**

**Doktora Tezi**

**Diş Hekimi**

**Bahar ELTER**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Atilla KESERCİOĞLU**

**İZMİR**

**2015**



**T.C.**

**EGE ÜNİVERSİTESİ**

**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PARÇALI LAMİNA VENERLERDE YORULMA SONRASI RENK  
STABİLİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı**

**Doktora Tezi**

**Diş Hekimi**

**Bahar ELTER**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Atilla KESERCİOĞLU**

**İZMİR**

**2015**

**DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ**

**Adı Soyadı**

**İmza**

**Başkan :** Prof. Dr. Atilla KESERCİOĞLU

.....

**(Danışman)**

Üye : Prof.Dr. Murat TÜRKÜN

.....

Üye : Doç .Dr. Erhan ÇÖMLEKOĞLU

.....

Üye : Prof. Dr. Bora BAĞIŞ

.....

Üye : Yard. Doç. Dr. M. Selim BİLGİN

.....

Doktora tezinin kabul edildiği tarih:

.....

## ÖNSÖZ

Tüm doktora eğitimim boyunca yanımda olan, gerek mesleki gerekse diğer konularda bilgi ve deneyimlerini paylaşmaktan çekinmeyen; hoşgörülü, anlayışlı ve adaletli davranışlarıyla bana kendimi her zaman şanslı hissettiren tez danışmanım ve değerli hocam Prof. Dr. Atilla KESERCİOĞLU'na,

Doktora eğitimim süresince hiçbir konuda bilgi ve desteğini esirgemeyen, tez çalışmam boyunca bana yol gösteren, fikir veren ve bilimsel katkılarından dolayı minnet duyduğum, her zaman örnek alacağım Doç. Dr. Erhan ÇÖMLEKOĞLU'na,

Tez çalışmam da dahil olmak üzere ihtiyaç duyduğum her konuda yardımına koşan, bilgi ve tecrübelerinden kazanım sağlama fırsatı bulduğum Doç. Dr. Akın ALADAĞ'a,

Doktora eğitimim süresince ilgi ve alakasını üzerimden hiç eksik etmeyen, her konuda bilgisine danışabileceğim, yardımseverliği ve samimiyetiyle bana kendimi özel hissettiren Prof. Dr. Mine DÜNDAR ÇÖMLEKOĞLU'na,

Desteğini ve ilgisini her zaman hissettiğim, birçok konuda yardımını gördüğüm, değerli hocam Prof. Dr. Mehmet SONUGELEN'e,

Bilgi ve deneyimleriyle doktora tezime katkıda bulunan Prof. Dr. Murat TÜRKÜN'e,

Doktora eğitimimin ilk gününden bu yana hiçbir sorumu cevapsız bırakmayan, bilgi birikimi ile beni destekleyen Doç. Dr. Bülent GÖKÇE'ye,

Tez çalışmamın istatistiksel analizinde bana sabırla yardımcı olan Prof. Dr. Mehmet N. ORMAN'a,

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinin alınmasında emeği geçen Yard. Doç. Dr. Tuğba TÜRK'e,

Sabır ve özveriyle tez örneklerimin hazırlanmasında yardımcı olan Dt. Gözde YERLİOĞLU'na; her konuda yardım ve desteklerini gönülden hissettiğim arkadaşlarım Dt. Begüm KOSOR ve Dt. Sena ÜNAL'a; yaşam enerjisiyle beni motive eden, destek ve ilgisiyle beni yalnız bırakmayan Dt. Gizem YAMAN'a,

Doktora eğitimim boyunca birlikte çalıştığım Multidisipliner Klinik çalışma arkadaşlarım Firuzan Tan, Gamze Paken ve klinik hemşirelerine,

Tez örneklerimin hazırlanması sırasında yardım ve desteğini esirgemeyen, başta Melis KURDOĞLU ve Can TOLAY olmak üzere tüm Sirona ekibine,

Tez örneklerimin hazırlanması süresince bilgisine başvurduğum ve bana sabırla yardımcı olan CDT. Coşkun KASAPOĞLU'na,

Hayatımın her alanında sabır ve hoşgörü ile desteğini gördüğüm aileme tüm kalbimle teşekkür ederim.

**İzmir 2015**

**Diş Hekimi Bahar ELTER**

## ÖZET

### **Parçalı Lamina Venerlerde Yorulma Sonrası Renk Stabilitésinin Değerlendirilmesi**

Günümüzde, gelişen teknoloji ve estetik algısıyla birlikte doğala yakın görünümde ve minimal invaziv restorasyonların yapımı mümkün olabilmektedir. Bu amaçla geliştirilen lamina vener restorasyonlar, estetik beklentiyi karşılarken dişte gereksiz madde kaybına neden olan tedavi seçeneklerinin olumsuzluklarını da giderebilmektedir. Dişin bir kısmını ilgilendiren defekt ya da diastema varlığında tüm yüzeyi kaplayan bir restorasyon yerine yalnızca ilgili alandaki sorunu gidermeye yönelik bir restorasyon yapmak daha da konservatif olacaktır. Ancak bu tarz restorasyonların uzun bir kullanım sürecinden sonra ne tür bir klinik bulgu vereceğinin araştırılması gerekmektedir. Çalışmamızın amacı; 4 farklı materyalden yapılmış parçalı lamina vener restorasyonların farklı polimerizasyon tipine sahip 2 ayrı rezin siman ile simantasyonu sonrasında renk stabilitelerinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda lamina vener materyalleri olarak lityum disilikat içerikli cam seramik (IPS e.max CAD Impulse Opal, Ivoclar Vivadent), rezin nano seramik (Lava™ Ultimate, 3M ESPE), feldspatik seramik (CEREC Blocs, Sirona) ve revetman model üzerinde hazırlanan lösit içerikli feldspatik seramik materyali (IPS InLine Dentin, Ivoclar Vivadent) seçilmiştir. Siman olarak ise ışıkla sertleşen (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent) ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen (Variolink N, Ivoclar Vivadent) rezin simanlar kullanılmıştır. Hazırlanan lamina venerler insan dişine benzer özellikler taşıması nedeniyle dana dişlerinin yüzeylerine yapıştırılmıştır. Restorasyonlar 0,2-0,4 mm kalınlıkta hazırlanmış ve bitim sınırında dişle tam bir geçiş sağlanması için simantasyon sonrasında bitirme ve cila işlemlerine tabi tutulmuştur. Hazırlanan örneklere 5-55°C aralığında 5000 devir termal döngü uygulanmış ve renklendirici ajan olarak da kahve solüsyonu kullanılmıştır. Her işlemten sonra spektrofotometre ile L\*, a\*, b\* değerleri ölçülen örnekler aynı zamanda gözlemci grubu tarafından da kenar renklenmesi açısından skorlanmıştır. Elde edilen L\*, a\*, b\* verileri doğrultusunda hesaplanan  $\Delta E$  değerleri ve gözlemci skorları istatistiksel analize tabi tutularak tüm grupların renklenme dereceleri analiz edilmiş ve birbirleriyle karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analizde Oneway ANOVA ve

T-test yapılmıştır. Post ANOVA testi olarak Dunnett T3 testi kullanılmıştır. Gözlemci grubu değerlendirmeleri ise Mann-Whitney U testi ile analiz edilmiştir. Ayrıca tüm gruplardan birer örnek seçilerek restorasyon bitim sınırları taramalı elektron mikroskobunda (SEM) incelenmiştir.

Çalışmada elde edilen sonuçlara göre termal döngü sonrası kahve solüsyonunda bekletilen örneklerin hepsinde istatistiksel olarak anlamlı derecede renklenme gözlenirken ( $p \leq 0,05$ ); yalnızca revetman model üzerinde hazırlanan feldspatik venter (IPS InLine) grubunun ışıkla sertleşen rezin simanla yapıştırıldığı örneklerde klinik olarak fark edilebilir bir renklenme ( $\Delta E < 3,3$ ) değeri saptanmamıştır ( $2,67 \pm 1,475$ ). Tüm gruplar arasında en çok renklenme Lava™ Ultimate materyali ile hazırlanan örnek gruplarında gözlenmiştir ( $13,77 \pm 0,719$ ). Gözlemci grubunun değerlendirmesi de benzer sonuçlar ortaya koymuştur. En çok kenar renklenmesi Lava™ Ultimate grubunda, en az kenar renklenmesi IPS InLine grubunda gözlenmiştir. Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen ya da ışıkla sertleşen rezin siman arasında renk değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ).

Çalışmamızın sonucunda revetman model üzerinde hazırlanan feldspatik seramik lamina venterlerin klinik olarak kabul edilebilir renklenme değerleri gösterdiği görülmektedir. En çok renklenme ise rezin nano seramik yapısındaki Lava™ Ultimate materyali ile hazırlanan venter gruplarında gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Lamina venterler; restorasyonlarda renklenme; renk stabilitesi; cam seramikler; parçalı venterler; rezin nano seramik



## ABSTRACT

### **Evaluation Of Color Stability of Sectional Laminate Veneers After Aging Procedures**

With the advances of dental technology and growing perception of dental esthetics; today it's possible to perform natural looking and minimally invasive restorations. Laminate veneer restorations which are developed for this purpose can eliminate the removal of additional sound enamel and dentine. However; full coverage laminate veneers can be considered invasive if there is a possibility of applying sectional veneers in case of a small defect or diastema presence. But the long term clinical success of anterior sectional restorations have some question marks. The aim of this *in vitro* study was to evaluate the color stability of sectional laminate veneers fabricated with 4 different materials and cemented with 2 different adhesive resin cements.

Lithium disilicate glass-ceramic (IPS e.max CAD Impulse Opal, Ivoclar Vivadent), resin nano ceramic (Lava™ Ultimate, 3M ESPE), feldspathic ceramic (CEREC Blocs, Sirona) and leucite containing feldspathic ceramic (IPS InLine Dentin, Ivoclar Vivadent) prepared on refractory investment were chosen for veneer materials. Light cure resin cement (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent) and dual cure resin cement (Variolink N, Ivoclar Vivadent) were chosen for cementation.

Bovine teeth that are similar to human teeth were used for cementation surface. All restorations were prepared with the thickness of 0,2-0,4 mm and final polishing procedures were handled after cementation as to achieve perfect finishing line between teeth and the restorations. All specimens were subjected to 5000 cycles of thermal cycling in distilled water at 5°C and 55°C prior to immersion in coffee solution. Color differences were measured by a spectrophotometer after each process and  $\Delta E$  values were calculated. Also visual observation and scorings were carried out to determine the marginal discoloration of the restorations.  $\Delta E$  values and observer scores were statistically analysed to determine the discoloration degree and compare the groups. Statistical analyses were carried out with Oneway ANOVA , T-test and as post ANOVA test Dunnett T3 was used. Observer scores were evaluated using Mann-Whitney U test. Besides, scanning electron microscopy (SEM) was used for examination of the restorations' finishing lines.

The results revealed that coffee immersion after thermal aging procedures led to colour changes that were statistically significant in all the evaluated material-cement combinations ( $p \leq 0,05$ ). But feldspathic veneers cemented with light cure resin cement ( $2,67 \pm 1,475$ ) can be considered clinically acceptable ( $\Delta E < 3,3$ ). Amongst all veneer materials, Lava™ Ultimate group showed the lowest color stability ( $13,77 \pm 0,719$ ). Also observer scorings showed the same results that marginal discoloration was higher in Lava™ Ultimate group while no marginal discoloration was observed in IPS InLine group. Dual cure or light cure resin cements showed no statistically significant differences in color stability ( $p > 0,05$ ).

According to the results of this in-vitro study, feldspathic ceramics prepared on refractory investment show clinically acceptable discoloration results compared to other groups. Considerable discoloration results were observed in resin nano ceramic veneer groups.

Keywords: Laminate veneers; discoloration; color stability; glass ceramics; sectional veneers; resin nano ceramic

## İçindekiler

ÖZET .....	I
ABSTRACT .....	III
Tablo Listesi .....	VIII
Resim Listesi .....	IX
Grafik Listesi.....	XI
Kısaltmalar Listesi .....	XII
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1 Lamina Vener Restorasyonları.....	3
2.1.1.1 Direkt Kompozit Rezın Lamına Venerler .....	3
2.1.1.2 İndirekt Kompozit Rezın Lamına Venerler.....	4
2.1.1.2.1 CAD/CAM ile Hazırlanan İndirekt Kompozit Rezın Lamına Venerler .....	5
2.1.2 Hibrit (Seramik Dolduruculu Kompozit) Materyaller ile Hazırlanan Lamina Venerler .....	6
2.1.3 Seramik Lamına Venerler .....	8
2.1.4 Ultra İnce ve Parçalı Lamına Venerler .....	9
2.2 Dental Seramikler.....	10
2.2.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi .....	10
2.2.2 Dental Seramiklerin Yapısı.....	12
2.2.3 Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması .....	13
2.2.3.1 Seramik Alt Yapıların İçeriklerine Göre Sınıflandırılması.....	13
2.2.3.1.1 Güçlendirilmiş Seramik Altyapı Sistemleri.....	13
2.2.3.1.2 Cam Seramikler .....	14
2.2.3.1.3 Zirkonyum oksit içeren seramik altyapı sistemleri (Cercon, Zirkonzahn) .....	15

2.2.3.2 Tüm Seramik Sistemlerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması .....	15
2.2.4 Porselen Lamina Vener Yapımında Kullanılan Seramik Sistemleri .....	16
2.2.4.1 Feldspatik Seramikler.....	16
2.2.4.2 Dökülebilir Cam Seramikler .....	17
2.2.4.3 Isı ve Basınçla Şekillendirilen Seramikler .....	18
2.2.4.4 CAD/CAM Sistemleri.....	20
2.2.4.4.1 CEREC sistemi.....	23
2.3 Lamina Venerlerde Simantasyon .....	26
2.3.1 Lamina Venerlerin Simantasyonunda Kullanılan Simanlar .....	27
2.3.1.1 Kompozit Rezin Simanlar .....	27
2.3.1.1.1 Kompozit Resinin İçeriği .....	28
2.3.1.1.1.2 Kimyasal Yolla Sertleşen (Otopolimerizan) Kompozit Rezin Simanlar.....	31
2.3.1.1.4 Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen Rezin Simanlar (Dual-Cure).....	32
2.4 Adezyon.....	34
2.4.1 Adezyonu Etkileyen Faktörler .....	35
2.4.2 Mine Dokusunun Yapısı ve Adezyon .....	36
2.4.3 Dentin Dokusunun Yapısı ve Adezyon .....	37
2.5 Yaşlandırma.....	38
2.5.1 Yaşlandırma Yöntemleri.....	39
2.5.1.1 Bekleterek Yaşlandırma (Depolama).....	39
2.5.1.2 Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma .....	39
2.5.1.3 Termal Döngü ile Yaşlandırma .....	39
2.6 Renk.....	41
2.6.1 Renk Sistemleri.....	41
2.6.1.1 Munsell Renk Sistemi .....	42

2.6.1.2 CIE LAB Renk Sistemi.....	43
2.6.2 Renk Ölçümleri.....	44
2.6.2.1 Kolorimetreler.....	45
2.6.2.2 Dijital kameralar.....	46
2.6.2.3 Spektrometreler.....	46
2.6.2.4 Spektrofotometreler.....	47
2.6.2.5 Görsel Ölçüm.....	48
2.6.2.5.1 The Toothguide Training Box (TTB).....	49
2.7 Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM) İnceleme.....	51
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	52
3.1 Örneklerin Hazırlanması.....	52
3.1.1 Dişlerin Hazırlanması.....	52
3.1.2 Lamina Vener Restorasyonların Hazırlanması.....	53
3.1.3 Örneklerin Simantasyonu.....	64
3.2 Termal Döngü Uygulaması.....	68
3.3 Örneklerin Renklendirici Solüsyon İçerisinde Bekletilmesi.....	69
3.4 Renk Ölçümlerinin Yapılması.....	70
3.5 Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ile Restorasyon Sınırlarının İncelenmesi.....	72
3.6 İstatistiksel Analiz.....	73
4. BULGULAR.....	75
4.1 Spektrofotometrik analiz bulguları.....	75
4.2 Gözlemci grubuna ait bulgular.....	91
4.3 Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) bulguları.....	96
5. TARTIŞMA.....	100
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	118
7. KAYNAKLAR.....	120

## Tablo Listesi

Tablo 1: Termal döngü öncesi, termal döngü sonrası ve renklendirici ajan sonrası olmak üzere 3 ayrı zamanda yapılan ölçümler ile hesaplanan $\Delta E$ değerleri.....	77
Tablo 2: $\Delta E$ 1-2 için istatistiksel bulgular.....	77
Tablo 3: $\Delta E$ 1-2 için materyaller arası farkın istatistiksel analizi.....	78
Tablo 4: $\Delta E$ 2-3 için istatistiksel veriler.....	79
Tablo 5: $\Delta E$ 2-3 için simanlar arası farkın istatistiksel analizi.....	80
Tablo 6: $\Delta E$ 2-3 için materyaller arası farkın istatistiksel analizi.....	80
Tablo 7: $\Delta E$ 2-3 için simanlar arası farkın her materyal için istatistiksel analiz sonuçları.....	81
Tablo 8: $\Delta E$ 1-3 için siman farkının renk değişimi üzerine etkisinin istatistiksel analizi.....	82
Tablo 9: $\Delta E$ 2-3 için materyaller arası istatistiksel çoklu karşılaştırma analizi sonuçları.....	83
Tablo 10: $\Delta E$ 1-3 için istatistiksel veriler.....	84
Tablo 11: $\Delta E$ 1-3 için simanlar arası farkın istatistiksel analizi.....	85
Tablo 12: $\Delta E$ 1-3 için materyaller arası farkın istatistiksel analizi.....	86
Tablo 13: $\Delta E$ 1-3 için simanlar arası farkın her materyal için istatistiksel analizi sonuçları.....	86
Tablo 14: $\Delta E$ 1-3 için siman farkının renk değişimi üzerine etkisinin istatistiksel analizi.....	87
Tablo 15: $\Delta E$ 1-3 için materyaller arası istatistiksel çoklu karşılaştırma analizi sonuçları.....	88
Tablo 16: $\Delta E$ değerlerinin klinik eşik değerine (3,3) göre istatistiksel analizi.....	89
Tablo 17: 1 ile 2 no'lu gözlemci arası uyum analizi tablosu.....	91
Tablo 18: 1 ile 3 no'lu gözlemci arası uyum analizi tablosu.....	92
Tablo 19: 2 ile 3 no'lu gözlemci arası uyum analizi tablosu.....	93
Tablo 20: Kenar renklenmesi açısından simanlar arası farkın istatistiksel analizi ....	94
Tablo 21: Kenar renklenmesi açısından vernerler arası farkın istatistiksel analizi.....	94
Tablo 22: Mann Whitney U Testi sonuçları.....	95

## Resim Listesi

Resim 1: Lava™ Ultimate içeriğindeki kümeleşmiş nanopartiküller.....	7
Resim 2: Farklı renklere üretilmiş olan Lava™ Ultimate bloklar .....	8
Resim 3 : Çok ince hazırlanmış parçalı lamina venter .....	10
Resim 4: Ağız içi tarama cihazları .....	24
Resim 5: Laboratuvar tipi tarama cihazı .....	24
Resim 6: CEREC kazıma cihazının kazıma esnasındaki görünümü.....	25
Resim 7: Munsell renk çemberi .....	42
Resim 8: CIE LAB Renk evreni .....	44
Resim 9: Vita Easysshade Compact .....	48
Resim 10: Toothguide Trainig Box sistemi .....	50
Resim 11: Tüm dişlerin temizleme sonrasında numaralandırılarak hazır hale getirilmesi.....	53
Resim 12: Lamina restorasyonlarının yapımında kullanılacak materyaller.....	53
Resim 13: CEREC inEos X5 ile dişlerin dijital taraması.....	54
Resim 14: Restorasyon sınırlarının belirlenmesi ve restorasyonun dijital tasarımı ...	55
Resim 15: CEREC MC XL Premium Kazıma cihazı .....	56
Resim 16: IPS e.max restorasyonların kristalizasyon prosedürü .....	56
Resim 17: Porselenlerin kristalizasyon ve pişim işlemlerinde kullanılan VITA Vacumat 6000 M porselen fırını .....	56
Resim 18: Kristalizasyon sonrası restorasyonların görünümü.....	57
Resim 19: Restorasyonların bitim ve cila işlemlerinde kullanılan taş ve lastikler ....	58
Resim 20: Simantasyona hazır hale getirilmiş lamina restorasyon örneği .....	59
Resim 21: Durdurucu amaçlı ataç yerleştirilmiş dişlerin görünümü .....	59
Resim 22: Duosil D dublikat silikonu ve dişlerin dublikat silikonu içerisindeki görünümü .....	60
Resim 23: Revetmanın vakumlu karıştırıcıda hazırlanması ve vibratör üzerinde dublikat boşluklarına dökülmesi .....	61
Resim 24: Revetman model üzerinde porselen uygulaması .....	62

Resim 25: Tabakalama sonrası porselenin pişirilmesi .....	62
Resim 26: Porselen pişirme aşaması tamamlanmış dişlerin görünümü .....	63
Resim 27: Revetmanın kumlanarak uzaklaştırılması .....	63
Resim 28: Simantasyon için diş yüzeyinin hazırlanma aşamaları .....	64
Resim 29: Simantasyon için restorasyon yüzeyinin hazırlanma aşamaları .....	65
Resim 30: Işıkla sertleşen rezin simanın restorasyon içerisine yayılması ve diş yapıştırılması ardından ışık tatbiki .....	66
Resim 31: Dual-cure rezin siman karıştırma sonrası siman spatulu ile restorasyon içerisine yayılması .....	67
Resim 32: Simantasyon sonrası restorasyon sınırının sıfırlanması .....	67
Resim 33: Kök kısmı ayrılmış diş örneğinin pulpa boşluğunun doldurulması .....	68
Resim 34: Tüm örneklerin ölçüm ve fotoğraf çekimleri için hazır hale getirilmesi ..	68
Resim 35: Termal döngü cihazı .....	69
Resim 36: Kahve solusyonunun hazırlanması ve filtre kağıdından geçirilerek süzülmesi .....	69
Resim 37: Etüv .....	70
Resim 38: Örneklerin akan su altında fırçalanması ve hazırlanmış örneklerin distile su içerisinde bekletilmesi .....	70
Resim 39: Restorasyonların renklendirme öncesi ve sonrasında spektrofotmetre ile renk ölçümlerinin yapılması .....	71
Resim 40: Pirinç taşıyıcılara yerleştirilen örnekler .....	73
Resim 41: Sırası ile ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan IPS e.max Opal grubuna ait restorasyon kenarı SEM örneği ....	97
Resim 42: Sırası ile ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan Lava™ Ultimate grubuna ait restorasyon kenarı SEM örneği ..	97
Resim 43: Sırası ile ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan CEREC Blocs grubuna ait restorasyon kenarı SEM örneği .....	98
Resim 44: Sırası ile ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan revetman üzerinde hazırlanmış feldspatik seramik grubuna ait restorasyon kenarı SEM örneği .....	99



## Grafikler Listesi

Grafik 1: $\Delta E$ 1-2 için örnek gruplarının dağılımı.....	78
Grafik 2: $\Delta E$ 2-3 için örnek gruplarının dağılımı.....	81
Grafik 3: $\Delta E$ 1-3 için örnek gruplarının dağılımı.....	85
Grafik 4: $\Delta E$ 1-2 değerlerinin klinik olarak kabul edilebilirlik düzeyleri.....	90
Grafik 5: $\Delta E$ 2-3 değerlerinin klinik olarak kabul edilebilirlik düzeyleri.....	90
Grafik 6: $\Delta E$ 1-3 değerlerinin klinik olarak kabul edilebilirlik düzeyleri.....	91
Grafik 7: Kenar renklenmesine ait ortalama skorların verner materyallerine göre dağılımı .....	96
Grafik 8: Kenar renklenmesine ait ortalama skorların siman tipine göre dağılımı....	96

## Kısaltmalar Listesi

$\Delta E$ : Renk değişim miktarı

$^{\circ}C$ : Santigrat derece

a\*: CIE renk sistemi kırmızı-yeşil koordinatı

b\*: CIE renk sistemi sarı-mavi koordinatı

CAD/CAM: Computer aided design/ Computer aided manufacturing

CIE : Uluslararası aydınlatma komisyonu

ISO: International Organisation for Standardization

L\*: CIE renk sistemi renk değeri koordinatı

MPa : Mega Pascal

N: Örnek sayısı

Ort: Ortalama

p: Anlamlılık

sn: Saniye

SEM: Taramalı elektron mikroskobu (Scanning electron microscope)

UV: Ultraviyole

## 1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde estetik uygulamalar, hastaların beklentileri ile doğru orantılı olarak artmaktadır. Geçmişten günümüze değişik tedavi yöntemleri ile hastaların güzel bir gülüşe kavuşmaları sağlanmaktadır. Tüm seramik kronlar son yıllarda estetik beklentisi olan hastalarda yaygın olarak uygulanmaktadır. Ancak özellikle ön bölge estetiğini sağlayan bu restorasyonlar oldukça fazla diş-doku kaybına neden olan bir tedavi şekli olarak karşımıza çıkmaktadır. (1-5).

Günümüz koşullarında, gelişen teknoloji ve materyal bilimi sayesinde, daha az diş doku kaybı ile, dişin yalnızca labial yüzeyini ilgilendiren lamina vener restorasyonlar uygulanabilmektedir (2, 5-7). Değişik özellikteki materyaller kullanılarak üretilebilen lamina venerler; şekil bozukluğu olan, renklenmiş, kırık ya da pozisyonel anomalisi olan dişlerde konservatif bir tedavi seçeneği olarak uygulanmaktadır (5, 8, 9). Ancak dişin tüm yüzeyini ilgilendirmeyen bir defekt varlığında dişin tüm vestibül yüzeyinde preparasyon yapmak gereksiz doku kaybına neden olmaktadır (2). Bu tip vakalarda dişin yalnızca bir bölümünü kapsayan ve preparasyon gerektirmeyen ince lamina venerler çok daha konservatif sayılabilmektedir (2, 10).

Lamina venerlerin klinik başarısında simantasyon işlemi önemli rol oynamaktadır. Çok ince olarak hazırlanan lamina venerlerin mekanik direnci büyük ölçüde simantasyona bağlıdır (11). Ayrıca simanın optik özellikleri translusent özellikteki bir restorasyonun estetik özelliklerini de etkilemektedir (8, 9, 12, 13).

Lamina vener restorasyonlarının uzun dönemde estetik özelliklerini devam ettirebilmeleri birçok faktöre bağlıdır. Doğru materyaller uygun simantasyon teknikleriyle uygulanmalı ve bitirme, polisaj işlemleri kusursuz yapılmalıdır (6, 8). Lamina vener restorasyonlarda karşı karşıya kalınan en büyük problemlerden biri zamanla renk değişiminin ortaya çıkmasıdır. Renk değişimi; kullanılan materyallere, polimerizasyon şekline, maruz kalınan UV ışığına, ortamdaki ısı değişimine ve renkli gıda tüketimine bağlı olarak gerçekleşebilmektedir (14-16).

Özellikle dişin bölgesel olarak venerlendiği vakalarda mikrosızıntıya bağlı olarak ortaya çıkan renk değişimi, dişin vestibül yüzeyinde gözle rahatça fark

edilebilen restorasyon bitim hattı belirginleşmesine neden olabilmektedir. Ayrıca termal ve oklüzal streslerin de mikrosızıntıyı arttırdığı düşünülmektedir.

Restorasyonda belirgin bir renk değişimi olduğu durumda, estetiğin tekrar kazandırılması ancak restorasyonun yenilenmesi halinde mümkün olabilmektedir (1, 8).

Lamina vener restorasyonlarında meydana gelen renk değişimi gözle ya da spektrofotometre ve kolorimetre gibi renk ölçüm cihazları ile tespit edilebilmektedir. Renk değerlendirmesinde doğru, standardize edilmiş ve sayısal verileri olan sonuçlar elde edildiği için, günümüzde bu tip cihazların kullanımı oldukça yaygındır. Ancak en doğru değerlendirme gözle ve cihazlarla birlikte yapılan değerlendirmedir (16, 17).

Bu bilgiler doğrultusunda yapılan bu çalışmada, dört farklı lamina vener materyali ve iki farklı kompozit rezin siman kullanılarak uygulanan parçalı lamina venerlerde zamana bağlı renklenmenin saptanması amaçlanmıştır. Renklenmenin, termal yaşlandırmaya tabi tutulan örneklerin sık tüketilen bir renklendirici içecek içerisinde bekletilmesi yoluyla elde edilmesi düşünülerek restorasyonun tüm yüzeyinde ve de bitim sınırında oluşabilecek renk farklılıkları spektrofotometre, dijital fotoğrafların karşılaştırılması ve gözlemci grubunun değerlendirmesi yöntemiyle belirlenmiştir.

Çalışmamızın  $H_1$  hipotezi; farklı materyaller ile hazırlanan ve farklı polimerizasyon tipine sahip adeziv rezin simanlarla yapıştırılan parçalı lamina venerlerde zamana bağlı renk değişimi olacaktır.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1 Lamina Vener Restorasyonları**

Estetiğin giderek önem kazandığı günümüz diş hekimliğinde restoratif materyallerin kullanım amacı yalnızca çürük ya da travma gibi nedenlerle kaybolan dokunun giderilmesi değil, aynı zamanda dişin form ya da renk bozukluklarının da giderilmesidir (18, 19). Hatta bazı ülkelerde hastaların yarısının diş hekimine yalnızca daha güzel bir gülüşe sahip olma amacıyla başvurduğu saptanmıştır (19).

Günümüz diş hekimliğinde, eksik diş dokusu birden fazla tedavi seçeneği ile giderilebilmektedir. Tam kronlar yıllarca en güvenilir tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkmış olsa da, yapım aşamasında sağlam diş dokusunun kaldırılma gereksinimi beraberinde birçok dezavantajı da beraberinde getirmiştir (1, 5). Adeziv teknolojinin gelişmesiyle birlikte dişte minimum preperasyon gerektiren lamina vener, parçalı vener, inley, onley ya da overley formundaki restorasyonlar sağlam diş dokusunu korumaya yönelik oldukları için klinisyenler tarafından tercih edilmektedirler (20). Ön bölgeyi ilgilendiren estetik nedenli restorasyon gereksinimleri çoğunlukla lamina vener restorasyonlar ile karşılanabilmektedir.

Lamina vener restorasyonlar, dişin ön yüzüne ince bir katman (0.2-0.8mm) şeklinde uygulanan seramik (indirekt) ya da rezin bazlı kompozit (direkt ya da endirekt) restorasyonlardır (19).

#### **2.1.1 Kompozit Rezin Lamina Venerler**

##### **2.1.1.1 Direkt Kompozit Rezin Lamina Venerler**

Adeziv diş hekimliğinde, mine ve dentine bağlanmaya yönelik elde edilen gelişmeler sayesinde, klinisyenler inkremental teknik ile tek seansta direkt kompozit vener restorasyonlar yapabilmektedirler. Bu yöntemde diş preperasyonu minimum düzeyde yapılır ya da hiç yapılmaz. Restorasyonlar genellikle tek seansta bitirilebilmektedir ve bu sayede indirekt restorasyonlarda zaman kaybına neden olan laboratuvar gereksinimi de oluşmamaktadır. Ayrıca indirekt restorasyonlara kıyasla maliyet daha düşüktür (21, 22).

Direkt lamina venerler, diastemaların kapatılmasında, minor ortodontik düzensizliklerin estetik amaçlı giderilmesinde, lokalize renklenmelerin maskelenmesinde, mine hipoplazilerinde, erozyon ve abrazyon sonucu oluşan labial aşınmalarda, konjenital lateral eksikliğinde ya da dişeti çekilmelerinde dişler arası karanlık boşlukların kapatılmasında endikedir (23).

Rezin kompozitler değişik tipte doldurucu partikül içeren polimer matriksden oluşur. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte doldurucu partikül büyüklükleri macrodan mikroya hatta nano düzeylere düşmüştür. Ayrıca günümüzde değişik büyüklüklerde doldurucu içeren hibrit ya da mikro hibrit kompozitler ile dayanıklı ve renk stabilitesi iyi restorasyonlar yapılabilmektedir (21, 22). Direkt kompozit rezin venerler seramik restorasyonlara kıyasla çok daha ekonomik bir tedavi seçeneğidir (24). Ayrıca; hastanın, restorasyon sonucunu ilk seansta görmesine izin vererek hekime de değerlendirme ve gerekiyorsa modifikasyon yapma imkanı sağlamaktadırlar (24). Ancak polimer malzemeler hala polimerizasyon büzülmesi, boyanma, aşınma ve yüzey parlaklığını yitirme gibi dezavantajlara sahiptir (25).

### **2.1.1.2 İndirekt Kompozit Rezin Lamina Venerler**

İndirekt teknikle kompozit vener yapımı ilk olarak, total protez yapımında kullanılan akrilik dişlerin möllenerak faset haline getirilip ön dişlerin labial yüzeylerine kompozit bir dolgu maddesi ile yapıştırılması şeklinde uygulanmıştır (26). Günümüzde indirekt kompozit materyalleri laboratuvar kompozitleri ya da protetik kompozitler olarak adlandırılmaktadırlar. Bu kompozitler ilk başlarda ön dişlerin restorasyonunda kullanılmış olsalar da, elde edilen teknolojik gelişmelerle birlikte posterior restorasyonların yapımında da kullanım alanı bulmuşlardır (27).

İndirekt kompozit rezinler direkt kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesine bağlı aralık oluşumu ve mikro sızıntı gibi bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak için kullanıma sunulmuştur. Böylece indirekt kompozit restorasyonlar daha geniş çapta kontur değişimi gerektiren vakalarda tercih edilebilmektedir. Direkt yöntem nazaran daha maliyetli olmasına karşın, seramik restorasyonlara kıyasla çok daha ekonomik bir tedavi seçeneğidir (28).

Mikro dolduruculu ya da hibrit rezinler bu tip restorasyonlarda kullanılan materyallerdir. Kullanılan materyalin üstün özellikte olması, restorasyonun aşınma

ve renklenme özelliklerini pozitif yönde etkilemektedir (19). Materyalin doğal dişe yakın şiddette aşınması, renklenmeleri maskeleyebilmesi, kırıldığında ağız içi tamirinin kolay olması, bitirme işlemlerinin laboratuvarında gerçekleşmesine bağlı daha başarılı bitim yüzeyi elde edilmesi gibi avantajlara sahiptir (23).

Bu teknikte klinikte kaybedilen süre daha azdır ancak restorasyonun tamamlanması için ikinci bir seansa ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca porselen venter restorasyonlar kadar iyi ve uzun süreli bir estetik sonuç sağlayamaması nedeniyle porselen lamina venterler tercih sırasında hala ilk yerini korumaktadır(26).

#### **2.1.1.2.1 CAD/CAM ile Hazırlanan İndirekt Kompozit Rezin Lamina Venterler**

Diş hekimliği pratiğinde CAD/CAM teknolojisi ile kullanımda olan çok sayıda ve değişik özellikte blok bulunmaktadır (29). Tüm materyaller arasında kompozit rezin içerikli blokların kullanımı, feldspatik seramiklere göre bazı avantajları olması sebebiyle gittikçe yaygınlaşmaktadır (30-32). Kompozit rezin restorasyonlar, ince yapılması gereken durumlarda, feldspatik seramiklere kıyasla kırılmaya karşı daha dayanıklıdır. Ayrıca estetik ve fonksiyonel amaçlı ekleme, çıkarma gibi bazı modifikasyonlara klinik ortamında seans harcamadan olanak vermesi de tercih sebepleri arasındadır. Restorasyonun tamiri gerektiğinde ise cam seramiklerdekini aksine ağız ortamında hidroflorik asit kullanımı gerektmediği için de hasta açısından daha güvenli olduğu söylenebilir (31).

Bir dezavantaj olarak cam seramiklerdeki polikromatik blok seçeneği henüz kompozit rezin bloklar için geçerli olmadığından estetik beklentinin yüksek olduğu vakalarda kazıma sonrası bazı modifikasyonlara gereksinim duyulmaktadır (31).

CAD/CAM rezin bloklar endüstriyel olarak yüksek ısı ve basınç altında polimerize edildikleri için mikroyapı ve mekanik özellikleri açısından standardize edilmiş ve değişmez niteliktedirler (32, 33). Kompozit rezin bazlı bloklar genelde geçici restorasyon yapımında kullanılıyor olsa da, ideale yakın polimerizasyon parametrelerine sahip oldukları için mekanik açıdan dayanıklıdır ve daimi restorasyon olarak da tercih edilebilmektedirler (33).

### **2.1.2 Hibrit (Seramik Dolduruculu Kompozit) Materyaller ile Hazırlanan Lamina Venerler**

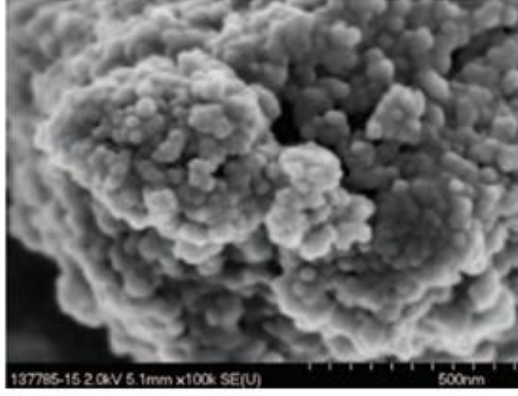
Hibrit seramikler kompozit ve seramik materyallerinin pozitif özelliklerini biraraya getirmek amacıyla üretilmiş materyallerdir (34). Seramiklerin üstün mekanik ve optik özelliklerinin yanı sıra kimyasal stabilite ve biyouyumluluk özellikleri de oldukça iyidir. Rezin kompozitler ise seramiklere göre daha kolay kazınabilen ve şekil verilebilen malzemelerdir ancak aşınma direncinin düşük olması nedeniyle mekanik özellikleri ve biyouyumluluğu seramiğe göre daha kötü sayılabilmektedir (35). Bu nedenle seramiğin avantajlarından da yararlanmak amacıyla seramik partikülleri içeren rezin kompozit materyalleri geliştirilmiştir. Bu materyallerin kırılma direnci geleneksel seramiklere göre daha yüksektir, ayrıca aşınma direnci de kompozit rezin materyallerine göre daha yüksektir. Materyalin aşınma direnci mineye yakın olduğu için karşıt dişte aşınmaya neden olmaz (36).

CAD/CAM sistemlerinin de gelişmesiyle birlikte hibrit materyallerin klinik kullanımları gittikçe yaygınlaşmaya başlamıştır (37).

3M ESPE firmasının nanoseramik teknolojisi ile üretmiş olduğu hibrit yapıdaki Lava™ Ultimate bloklar ne seramik ne de kompozit kategorisinde sınıflandırılmıştır. Rezin nano seramik olarak adlandırılan bu materyaller, ağırlıkça %80 oranında rezin nano seramik içeren rezin matriksden oluşmaktadır. Materyaller üretim aşamasında yüksek ısıda polimerize edilmektedir ve kazıma işlemi sonrasında herhangi bir fırınlama işlemine gereksinim duyulmamaktadır (37).

Lava™ Ultimate bloklar üç çeşit doldurucu seramik partikülü içermektedir. Bunlar çok sayıda çapraz bağ içeren polimer matriks içerisindeki 20 nm'luk silika partikülleri, 4-11nm'luk zirkonya partikülleri ve kümeleşmiş şekilde bulunan silika ve zirkonya nanopartikülleridir (Resim 1).





**Resim 1:** Lava™ Ultimate içeriğindeki kümeleşmiş nanopartiküller.

Üretici firma materyalin bükülme direncini 200 Mpa olarak rapor etmiştir ve bu değer feldspatik ya da lösitle güçlendirilmiş porselen blokların bükülme direncinden (140-160 Mpa) daha fazladır. Ayrıca nanoseramik materyallerin kırılma direncini feldspatik porselen ve direkt kompozit materyalleri ile karşılaştıran araştırmaların istatistiksel sonuçlarına göre, nanoseramik materyallerin diğerlerine göre daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bulunmuştur. Bu sebeple, materyalin denenmesi ya da fonksiyona girmesi neticesinde kırılma ya da çatlamalara daha dayanıklı olduğu söylenebilmektedir.

Diğer kompozit rezin içerikli CAD/CAM bloklarında ortaya çıkan parlatma ve bitim aşamasındaki yetersizlik bu materyalde görülmez; materyalin nanoseramik yapısından dolayı kolayca uyumlandırılabilen ve iyi parlatılabilen bir yüzey oluşturulabilmektedir. Ekstra fırınlama işlemlerinden dolayı oluşabilecek seans kaybı da, bu materyallerin kullanımı esnasında söz konusu olmamaktadır.

Lava™ Ultimate bloklar 8 ayrı renk ve iki ayrı translusensi özelliği olmak üzere farklı optik özelliklerde piyasaya sürülmüştür (37, 38). (Resim 2)



**Resim 2:** Farklı renklerde üretilmiş olan Lava™ Ultimate bloklar

### 2.1.3 Seramik Lamina Venerler

Tüm lamina vener materyalleri düşünüldüğünde; en köklü geçmişe, ilk olarak 1937’de film endüstrisinde kullanılmaya başlayan, seramik venerler sahiptir (19). Dr. Charles Pincus, 1930’lu yıllarda Hollywood film aktörlerinin daha estetik diş görünümüne sahip olması için, porselenden yapılmış ince kaplamalar kullanmış ve porselen lamina vener uygulamasıyla ilgili ilk adımı atmıştır. Hollywood gülüşü bu şekilde ortaya çıkmıştır.

Bu kaplamalar aktörlerin gülüşünü güzelleştirmekteydi ancak çok düşük dayanıma sahip olması ve diş kalıcı olarak bağlanacak kuvvette bir yapıştırıcı kullanılmamasından dolayı daimi bir restorasyon olarak hizmet verememekteydi (39).

1955 yılında Dr. Michael Buonocore’un mineyi asitle pürüzlendirme çalışmalarının ardından 1972 yılında Dr. Alain Rochette, asitle pürüzlendirilmiş mine yüzeyine çeşitli ajanlar uygulayarak porselenin mineye yapışması üzerine çalışmalar yapmıştır (24).

Sonrasında Horn, Simonsen ve Calamia porselen laminate venerleri hidroflorik asitle pürüzlendirip silanize ettikten sonra yapıştırıcı kompozit rezinin bağlanma gücünün arttığını bildirmişlerdir. 1983 yılında Horn, platin foli yöntemi ile kabul edilebilir özelliklerde porselen lamina uygulamasında bulunmuştur (40). 1985 yılında Calamia revetman day yöntemini geliştirmiş ve Hobo & Iwata tarafından dökülebilir apatitten porselen lamina vener yapımı gerçekleştirilmiştir (41, 42).

Seramikler; kompozit rezinlerle mukayese edildiğinde yüksek kırılma dayanımı göstermesi, abrazyona dirençli olması, yüzey polisajının mükemmel

olması, plak akümülyasyonunun düşük olması ve daha yüksek renk stabilitesi göstermelerinden dolayı sıklıkla tercih edilmektedir (19). Ancak porselen lamina venerlerin daha fazla diş preparasyonu gerektirmesi, tamir edilme güçlüğü, ağız içerisinde polisaj işlemlerinin zor olması, yapımının zaman alması, yeterli kalınlık sağlanmadığı takdirde kırılğan oluşu ve maliyetinin yüksek olması gibi dezavantajlara da sahiptir (43).

#### **2.1.4 Ultra İnce ve Parçalı Lamina Venerler**

Günümüzde, adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler sayesinde çok daha koruyucu tedavi seçenekleri uygulanabilir hale gelmiştir. Artık diş hekimleri, estetik restorasyonlarda materyale yer kazanmak için diş dokusu kaldırmak yerine, diş yüzeyine ufak eklemeler yaparak da başarılı sonuçlara ulaşabilmektedir (10, 44).

Küçük ya da orta büyüklükteki estetik düzensizlikler genellikle direkt kompozit restorasyonlarla giderilmektedir (2). Direkt kompozit materyallerinin maliyetlerinin düşük olması, fiziksel ve optik özelliklerinin gelişmiş olması ve tek seansta uygulanabilir olmaları nedeniyle estetik diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedirler. Diğer taraftan porselenlerin üstün renk stabilitesi ve fiziksel dayanıklılık göstermesi, daha uzun ömürlü ve estetik görünümünü uzun süre muhafaza eden restorasyonların yapımına olanak sağlamaktadır.

Geleneksel düşünce yapısına göre porselen restorasyonlar için fazla miktarda diş dokusu eksilmesi gerekmektedir. Ancak günümüzde uygun endikasyon varlığında porselen venerler en konservatif tedavi seçeneği olarak görülmektedir. Feldspatik porselenler 0.2 mm inceliğe kadar pişirilebilmekte ve tercihen dişte preparasyon yapılmaksızın uygulanabilmektedir. Böylece diş dokusuna zarar vermeden dişin görünümü düzeltilebilmektedir (10).

Parçalı ya da ultra ince lamina venerler; preparasyon yapılmış diş yüzeyine ya da hiç preparasyon yapılmamış diş yüzeyine uygulanabilmektedirler. Hem restorasyonun, hem de dişin yüzeyine spesifik ajanlar (asit, silan, adeziv sistemler, rezin siman) uygulanarak kuvvetli bir bağlanma sağlanır ve siman sayesinde estetik kazanım sağlanırken seramiğin direnci de artırılmış olur (45).

Dişin yalnızca bir bölümünü ilgilendiren defekt varlığında, tüm yüzeyi kaplayan bir restorasyon yapmak, hele de mineye hiç zarar vermeden uygulanabilen direkt kompozit rezinler ya da parçalı lamina venerler gibi tedavi seçenekleri mevcutken, invaziv bir yaklaşım olarak görülmektedir (2). Çok ince hazırlanabilen lamina venerler (Resim 3 ) sayesinde dişte hiç preparasyon yapmadan diastemaların kapatılması, diş konturunun düzeltilmesi ve kısmi renk düzensizliklerinin giderilmesi söz konusu olabilmektedir (45).



**Resim 3 :** Çok ince hazırlanmış parçalı lamina vener

## **2.2 Dental Seramikler**

### **2.2.1 Dental Seramiklerin Tarihçesi**

Seramikleri, ilk kez 1774 yılında, Fransız bir eczacı olan Alexis Duchateau, diş hekimliği alanında kullanıma sokmuştur (46, 47). Daha sonra Duchatea'nun yöntemi Nicholas Dubois tarafından daha da geliştirilmiş ve 1788 yılında ilk porselen dişler için patent alınmıştır.

Kişiye özgü porselen dişlerin yapımı ise ilk kez 1808 yılında, İtalyan bir diş hekimi olan Giuseppe Angelo Fonzi tarafından gerçekleştirilmiştir. Fonzi, içinde platin pinler gömülü olan kişiye özel bu porselen dişleri “terrometalik” olarak adlandırmıştır.(48)

İlk zamanlarda, eksik diş boşluğunun şekli doğrultusunda, porselen bloklardan protez dişler hazırlanmaktayken, 1887 yılında Dr. Charles Land porseleni kaviteye göre pişirme işlemini geliştirmiştir. 1889 yılında ise ilk kez bir hastaya seramik jaket kron uygulamış olup; 1903 yılında ise platin folyo tekniği geliştirilmiştir (48, 49). Bu restorasyonlar estetik açıdan kabul edilebilir düzeydeydi ancak düşük bükülme

dayanımları nedeniyle kırıkların oluşması ciddi bir dezavantaj olarak kendini göstermiş ve bu nedenle metal destekli seramik kuronlar daha çok tercih edilmiştir (46, 48, 50). Fakat metal destekli kuronlarda ortaya çıkan zayıf translüsensi ve gingival bölgedeki metal yansıması gibi olumsuzluklar nedeniyle hem mekanik açıdan güçlü hem de estetik üstünlüğü fazla olan seramik sistemlerin geliştirilmesi için çalışmalar devam etmiştir.(13, 51)

Gatzka, 1949 yılında, seramiği vakum ortamında pişirme tekniğini geliştirmiştir. Bu sayede direncin % 20 oranında arttığı, aynı zamanda daha az porözlü bir yapı elde edildiği görülmüştür (24, 50).

1965'te McLean ve Hughes, materyalin direncini arttırmak için % 40-50 oranında alüminyum oksit tanecikleri içeren ve aluminoz porselen çekirdekli jacket kuronları geliştirmiştir (52). Alt yapının "platin folyo" üzerinde, metal destek olmaksızın fırınlanarak hazırlandığı bu sistemde dayanıklılık artırılmış olsa da yetersiz translüsentlik ve tebeşirimsi görüntünün oluşması nedeniyle tatmin edici boyutta estetik sağlanamamıştır (46, 50, 52).

MacCulloch, 1968 yılında cam seramiklerin diş hekimliğinde kullanılmasını önermiştir. Cam seramikler, camın istenilen şekle getirilmesi ardından ısı uygulanarak devitrifikasyon işlemine tabi tutularak seramikleştirilirler. Bu esnada oluşan kristalin partikülleri kuvvet karşısında materyal içerisinde oluşabilecek çatlakları engellemeye yardımcı olarak materyalin dayanıklılık ve sertliğini arttırmaktadır (13, 51, 53).

1972 yılında Southan ve Jorgensen "refraktör day" malzemesini geliştirmiş ve porselenin fırına taşınabilmesi için kullanılan platin yaprak ihtiyacını ortadan kaldırarak bir çok gelişmeye ışık tutmuştur (50, 52, 54).

Amerika'da 1982 yılında Cerestore sistemi ilk kez direkt epoksi materyali üzerinde kalıpla elde edilerek uygulanmıştır (55). 1983'de O'Brien'in kristalize magnezyadan meydana gelmiş yüksek genleşmeli çekirdek materyalini tanıtmasının ardından (49, 56). Zurich Üniversitesi'nde ısı ve basınç ile şekillendirilen IPS-Empress sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklerin kontrollü kristalizasyonu sağlanmıştır (24, 57).

1984 yılında Adair ve Grossman, camın kontrollü kristalizasyonu ile oluşturulan dökülebilir cam seramik olan Dicor'u üretmişlerdir (52).

Dr. Sadoun 1989 yılında, çekirdek materyali olarak yüksek dayanıklılığa sahip olan In-Ceram sistemini geliştirmiştir (58).

1980'li yıllarda dijital bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler de diş hekimliğindeki uygulamalara yansımıştır. Bilgisayar destekli freze sistemleri, yüksek ısı sonucu seramikte ortaya çıkan mikroporoziteleri ve büzölmeleri ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir. Bu sistemler, ayrıca, diş hekimlerinin seramik restorasyonları kolay bir şekilde tasarlayarak kısa sürede şekillendirebilmesine de olanak sağlamıştır (24, 59, 60).

### **2.2.2 Dental Seramiklerin Yapısı**

Seramik, inorganik ametaller için kullanılan genel bir tabirdir. Porselen ise kristalin yapıdaki cam fazlı materyalleri ifade eder (61). Seramikler bir ya da daha fazla metalin metal olmayan bir elementle oluşturmuş olduğu bileşik olarak tanımlanmaktadır. Yapısındaki metal olmayan element oksijen ( $O_2$ ) olup aynı zamanda matriks görevi görmektedir. Oksijen atomları arasında ise daha küçük yapıdaki metal ya da yarı metal atomlar bulunmaktadır. Seramiğin yapısında bulunan kovalent ve iyonik bağlar materyale sertlik, yüksek elastisite modülü, stabilite ve kimyasal ya da termal etkilere karşı direnç sağlamaktadır. Fakat seramiklerde görölen kırılma özelliğinin nedeni de aynı şekilde sözü edilen bağlardır (62).

Dental seramik, dört oksijen atomunun merkezde bulunan silikon atomu ile kimyasal bağ kurarak silisyum tetrahedral ( $SiO_4$ ) yapının oluşmasıyla meydana gelir ve ham maddelerin yüksek derecelerde fırınlanması yolu ile elde edilir. Dental seramikler, seramiklerin özel bir tipidir ve kristalin yapıdaki cam fazlı materyallerdir (48, 50, 51, 53, 61).

Dental porselenin yapısında feldspar, kuartz ve kaolin olmak üzere üç ana madde bulunmaktadır. Feldspar, seramik içerisinde % 60-70 oranında bulunan potasyum aluminasilikat ve sodyum aluminasilikat yapısındaki maddedir. Feldsparın ergime sıcaklığı  $1100-1300^{\circ}C$  arasındadır ve pişme esnasında bileşenlerin ergimesini kolaylaştırır; ergiyerek diğer bileşenleri bir arada tutan bir matriks görevi görür.

Ergime sonrasında ise camsı ve viskozitesi yüksek, parlak bir madde haline gelerek seramiğe şeffaflık kazandırmaktadır (51, 53, 61).

Kuartz; silika yapısındadır ve ergime ısısı diğer maddelere kıyasla daha yüksektir. Yapı içerisinde doldurucu ve tutucu işlevi görerek desteklik sağlar. Pişme sonrasında materyalin büzülmesini önler ve termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcı olur (53, 61).

Kaolin; çin kili olarak da adlandırılan yumuşak, beyaz renkte bir kil türüdür ve granit kayalarından elde edilir. Su ile karıştırıldığı takdirde yapışkan bir hal alır ve seramiğin modelajını kolaylaştırdığı gibi diğer maddeleri de bir arada tutmaya yarar (61). Kaolin, seramiğin opaklığını arttırdığı için diş hekimliğinde düşük kaolin içeren ve cam fazı daha fazla olan seramikler tercih edilmektedir (51, 53).

Üç temel maddeye ek olarak seramiğin içerisine cam modifiye ediciler, ara oksitler, renk pigmentleri, opaklaştırıcı ve luminisans özelliğini geliştiren diğer maddeler de eklenmiştir (61).

### **2.2.3 Tüm Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması**

Tüm seramik sistemleri farklı başlıklar altında sınıflandırılabilir.

#### **2.2.3.1 Seramik Alt Yapıların İçeriklerine Göre Sınıflandırılması**

##### **2.2.3.1.1 Güçlendirilmiş Seramik Altyapı Sistemleri**

*Aluminöz alt yapılı (Hi-Ceram)seramikler*

Alumina tanecikleri ile güçlendirilmiş ve platin folyo üzerine uygulanarak kullanılan çekirdek seramiğidir. % 40-50 oranında alumina içeren feldspatik camdan meydana gelen bu materyal %50 daha yüksek dayanıklılığa sahiptir. İçeriğindeki alumina taneciklerinin yüksek dayanıklılık ve elastiklik modülü vardır bu nedenle camdan daha güçlüdür ve çatlaklar karşısında engelleyici görev görür. Ancak bu materyal ile yalnızca ön bölge restorasyonlarının yapılabilir olması sistemin dezavantajıdır (51, 58).

### *Cam infiltre yüksek dayanıklı aluminöz alt yapılı (In-Ceram) seramikler*

1989 yılında, Mickael Sadoun tarafından slip-casting yöntemi kullanılarak geliştirilen in ceram alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), sistemi ağırlıkça % 99.56 oranında saf alumina içermektedir.

Alumina ile kuvvetlendirilmiş altyapı porseleni üstyapı seramiği için destek sağlamaktadır (54, 61). Ayrıca seramiğin cam infiltrasyonu ile güçlendirilmesi, kristal eklenerek gerçekleştirilen güçlendirme tekniklerinden daha avantajlıdır. Bu sistemde, güçlü olan kristal yapı arasında çatlak ilerlemesi engellenmiş olmaktadır (63). Ön bölge üç üyeli köprülerde kullanım endikasyonu vardır ancak opak yapısı dezavantaj oluşturmaktadır (61). Opak görünümün önüne geçmek amacıyla 1994 yılında in-ceram spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemin üretim tekniği in-ceram aluminayla aynıdır ancak farklı olarak alüminyum oksit yerine magnezyum alüminyum oksit kullanılarak sinterleme işleminden sonra gözenekli bir yapının oluşmasını sağlamıştır. Bu gözenekli yapıya daha sonra cam infiltre edilerek materyalin ışık geçirgenliği arttırılmıştır (64-66).

### *Saf alumina altyapılı (Procera) seramikler*

Bu sistem, CAD/CAM teknolojisini temel almaktadır ve 1993 yılında Andersson ile Oden'in geliştirdiği sinterlenmiş ve % 99,9 oranında saf alüminyum oksit içeren seramik altyapılar olarak kullanıma sokulmuştur. Alumina esaslı materyaller arasında en yüksek dayanıklılığa sahip olan bu sistem Procera All Ceram® (Nobel Biocare, Köln, Almanya) sistemidir, ancak dayanıklılığı zirkonya kadar yüksek değildir (67).

Restorasyonun son formu, termal ekspansiyon katsayısı uyumlu olan feldspatik porselenin vernerlenmesiyle oluşturulmaktadır. Materyalin bükülme direncinin yüksek olması ve translusent yapısı avantaj olarak sayılabilmektedir (67, 68).

#### **2.2.3.1.2 Cam Seramikler**

- Lösitle güçlendirilmiş feldspatik cam seramikler (IPS-Empress, Finesse)
- Lityum disilikat ve apatit içeren cam seramikler (Empress 2)



- Hidroksilapatit bazlı cam seramikler (Hidroksilapatit-Ceraparl)
- Flor apatit bazlı cam seramikler (Empress 2-Ivoclar, IPS d.Sign-Ivoclar)
- Fluoromica cam seramikler (Dicor)

#### **2.2.3.1.3 Zirkonyum oksit içeren seramik altyapı sistemleri (Cercon, Zirkozahn)**

Zirkonyum oksit (zirkonya), 1789 yılında Alman kimyacı olan Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur. Zirkonyanın medikal uygulamalarda kullanılması ise Hermer ve Driskell'in 1969 yılında bu materyalden kalça eklem protezi yapması yoluyla başlamıştır. Materyalin biyouyumluluğu ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle 1990'lı yılların başında diş hekimliği uygulamalarına da girmiştir ve endodontik post, implant dayanağı, tüm seramik kron ve köprü restorasyonlarında kullanılmaya başlanmıştır (69-71). Ancak estetik özelliklerindeki olumsuzluklar ve dişle bağlanması konusundaki problemler nedeniyle lamina venter yapımında tercih edilmemektedir (72).

#### **2.2.3.2 Tüm Seramik Sistemlerin Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması**

- Platin folyo tekniği: Renaissance, Sunrise, Optec HSP
- Isıya dayanıklı refrakter model üzerinde hazırlanan tüm seramik sistemleri: Cerestore, Hi-Ceram, In-Ceram (alumina, zirconia, magnesia)
- Dökülebilir cam seramikler: Dicor, Ceraparl
- Isı ve basınçla şekillendirilen seramikler: IPS-Empress, Empress 2, Finesse, Evopress, Optec 3G, Carrara press
- Bilgisayarlı freze tekniği ile hazırlanan seramik sistemleri: CAD/CAM restorasyonlar (CEREC, Procera, Cicero)
- Kopyalama freze tekniği ile hazırlanan seramik sistemleri: Celay, Celay In-Ceram kombine, Cercon

## 2.2.4 Porselen Lamina Vener Yapımında Kullanılan Seramik Sistemleri

### 2.2.4.1 Feldspatik Seramikler

Feldspatik seramikler, dişe yakın translusensi ve estetik özellik gösterebilmeleri nedeniyle porselen lamina vener yapımında sıklıkla tercih edilmektedir (73). Feldspatik seramikler ile 0.2 mm'ye kadar inceltmiş restorasyonlar uygulanabilmekte ve diş hekiminin yalnızca mine seviyesinde, çok az miktarda kesim yaparak diş yüzeyini hazır hale getirmesi mümkün olabilmektedir.

Ancak bu kadar ince hazırlanan feldspatik lamina venerlerin aşırı kırılğan yapıda olması ve hazırlanması esnasında oluşan mikroporozitelerin materyalde düşük esneme direncine neden olması gibi dezavantajları mevcuttur (74).

#### ○ *Isıya dayanıklı güdük model tekniği*

Bu teknikle hazırlanan restorsyonlar çoğunlukla sinterize edilmiş porselenden oluşturulurlar ve materyalin düşük miktarda kristal içermesi nedeniyle fiziksel olarak güçlü oldukları söylenemez (73).

Hastadan ölçü elde edilmesi ardından, porselenin termal genleşme katsayısına uygun olacak şekilde seçilen porselen revetmanı ölçü içerisine dökülür ve üzerinde porselen işlenecek olan güdük elde edilir (75). Porselen uygulaması öncesinde materyal, muhakkak degassing işleminden geçirilerek amonyumlu gazların uzaklaşması sağlanır (76-78).

Sonrasında revetman güdük üzerine olgunun gerektirdiği şekilde seramik tabakalanarak kondanse edilir ve fırınlanır. Şeklin düzeltilmesi, makyaj ve cila işlemleri her zaman restorasyonu güdükten uzaklaştırmadan yapılır. Tüm işlemler bitirildikten sonra ısıya dayanıklı güdük, kumlama yapılarak restorasyondan uzaklaştırılır (75). Restorasyonun uyumu her zaman ana model üzerinde son kez kontrol edilmelidir (73).

Bu sistemin düşük maliyetle tamamlanabilmesi, estetik sonuçlarının iyi olması, minimum diş kesiminin yeterli olması, şekillendirme ve karakterizasyona açık olması gibi avantajları varken teknik hassasiyet gerektirmesi, teknisyen için

zaman alıcı olması, büzülmeye bağlı uyum sorunlarının gözlenebilmesi ve endikasyonun sınırlı olması gibi de dezavantajları vardır (73).

Son dönemde içeriğine lösit eklenmiş feldspatik seramik sistemleri de geliştirilmiştir. Bu şekilde üretilen IPS InLine (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramik materyali ile refrakter model üzerinde, hem optik özellikleri iyi hem de mukavemeti yüksek restorasyonlar elde edilebilmektedir (79).

#### ○ *Platin folyo tekniği*

McLean ve Hughes'ın 1965 yılında platin folyo üzerinde feldspatik cam seramiğini alumina tanecikleri ile güçlendirdikten sonra çekirdek seramiğini kullanıma sokmasıyla birlikte folyo matriks tekniği kullanılmaya başlanmıştır (73, 80). Bu teknikte de ileri düzey ekipman gerekmemektedir. 0.025 mm kalınlığındaki platin folyo üçgen şeklinde kesilerek güdük üzerine tam olarak adapte edilir ve fazlalıkları kesilir. Uygun renkteki dental porselen bilinen yöntemlerle kondanse edilerek pişirilir (78, 81). Sistemin avantajları; ekonomik olması, uygulamasının zaman almaması, estetiğin kabul edilebilir düzeyde olması, yüzeyin ilave gerektirmemesi olarak sıralanabilirken dezavantajları; endikasyonun sınırlı olması, çekirdeğin hafif opasite yansıtması, porselenin iç yüzeyinin pürüzlendirilme gereksinimi göstermesi olarak sıralanabilir (73).

Ayrıca, günümüzde CAD/CAM teknolojisi kullanılarak da feldspatik restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu materyaller endüstriyel olarak sinterizasyon işleminden geçtikleri için homojen yapıdadırlar. Çeşitli renk ve translusensi seçenekleri bulunan feldspatik yapıdaki CAD/CAM bloklar sayesinde restorasyonların kısa sürede fabrike edilmesi mümkün olabilmektedir. Bu materyaller ile üretilen restorasyonlarda boyama, cila ya da kristalizasyon amaçlı fırınlama işlemlerine gereklilik duyulmamaktadır. Ancak ihtiyaç duyulduğu takdirde karakterizasyon amaçlı boyama ya da seramik ilavesi işlemleri yapılabilmektedir (82).

#### **2.2.4.2 Dökülebilir Cam Seramikler**

Dökülebilir cam seramiklerin geliştirilmesi, diş hekimliğinde estetik materyal kullanımını açısında önemli bir gelişme olarak kabul edilmektedir. Bu sistemle

üretilen porselenlerde plak birikimi diğer sistemlere ve hatta doğal dişe nazaran daha azdır. Ayrıca karşıt dişi aşındırması da minimum seviyede seyretmektedir (83).

Dicor ve Cerapearl sistemleri dökülebilir cam seramik sistemleridir. Dicor sistemi (Dentsply, Burlington, UK), 1985 yılında kullanıma girmiş olan mika bazlı bir sistemdir. Mika bazlı cam seramiklerde, lityum disilikat cam seramiklerdekine benzer olarak, içeriğindeki iğnemi kristaller materyal içindeki mikro çatlakların ilerlemesini engeller ve malzemenin bükülme direncini artırır. Fakat dicor kronlar, düzenli kristal yapı içermeleri nedeni ile ışığı diğer seramik sistemlere göre 3 kat fazla geçirirler. Yani planlanan restorasyonla, dişte renk değişimi isteniyorsa bu sistem çok uygun değildir. Ayrıca sistemin bir diğer dezavantajı ise laboratuvar işlemlerinin uzun ve pahalı olmasıdır (24, 78, 84).

### **2.2.4.3 Isı ve Basınçla Şekillendirilen Seramikler**

#### *IPS Empress I*

Bu sistem 1983 yılında Zurich Üniversitesi'nde geliştirilmiş olan lösitle güçlendirilmiş ve enjeksiyonla şekillendirilen cam seramik sistemidir. 1986 yılında Ivoclar firması IPS Empress I sistemini (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) piyasaya sürmüştür (57).

Bu sistem, cam içinde kontrollü kristalizasyon ile oluşturulmuş birkaç mikron büyüklüğünde lösit kristalleri içerir. Restorasyonlar, esas olarak kayıp mum tekniği kullanılarak, ısı ve basınç altında preslenerek üretilirler. Ayrıca üretilen restorasyonlarda tabakalama ve boyama işlemleri de uygulanabilmektedir (59, 85).

IPS Empress sistemi, doğal dişe çok yakın translüsensi ve aşınma direnci gösterirken içindeki lösit kristalleri de seramiğin dayanıklılığını arttırmaktadır. Bu sistemde metal desteksiz veneerler, inleyler, onleyler ve kronlar yapılabilmektedir ancak sistem tüm seramik köprü uygulamaları için yeterli dirence sahip değildir (57, 86-88).

#### *IPS Empress II*

IPS Empress I sisteminin köprü uygulamaları için yeterli dayanıklılık değerlerine sahip olmamasından ötürü daha güçlü materyallerin arayışı gündeme

gelmiştir. Bu amaçla 1998 yılında içerikte bulunan cam matrikse lityum disilikat kristalleri eklenerek IPS Empress II sistemi geliştirilmiş ve önceki sisteme göre daha geniş endikasyon alanı bulması hedeflenmiştir (86, 89). Lityum disilikat kristallerinin mikro yapısı; birbirine kilitlemiş, küçük, plaka tarzında rastgele dağılmış şekilde görülmektedir. Kristallerin bu dağılmış yapısı, dayanıklılık açısından avantaj sağlar çünkü iğnemsiz kristaller çatlakların sapmasına, dallanmasına ya da küntleşmesine neden olarak bu malzemenin içindeki çatlakların ilerlemesini önler ve bükülme direncini de artırır. Ayrıca seramiğin içinde hacimce daha düşük olmak üzere küçük lityum ortofosfat kristalleri de bulunmaktadır (24, 88, 90). Bu sayede materyalin dayanıklılığı ve kırılma direnci artarak 3 üyeli ön bölge köprü restorasyonları yapımına olanak sağlanmıştır (84, 89).

Materyalin üstük estetik özellikleri vardır ve translüsentliği, doğal diş dentin ve mine yapısına benzer.

Restorasyonlar, sonraki tabakalama ve makyaj işlemleri sırasında yüksek derecede stabilite gösterir hatta bu aşamalarda fırınlama işlemleri restorasyona direnç kazandırır.

Porselen ingotlar basınçla ve vakum altında enjeksiyonla uygulandığı için porözite ve mikrofraktür riski yoktur, ayrıca bu yöntemle mum modelaj örneğin tam bir kopyası büzülme olmaksızın kolayca elde edilir. Bu sayede marjinal adaptasyon da en üst seviyede olmaktadır.

Materyalin ince grenli yapısı nedeniyle aşınma değerleri doğal dişe yakındır ve karşıt dişte mineye benzer aşınma meydana getirir (88).

Ancak sistemin özel ekipman gerektirmesi ve pahalı bir teknik olması gibi dezavantajları da vardır (83).

#### *IPS e.max Press*

Bu sistem Empress II seramik sisteminin daha gelişmiş versiyonudur ve bilinen press teknikleriyle üretilir. Materyalde gömülü şekilde % 70 oranında iğnemsiz lityum disilikat kristalleri bulunmaktadır. Sistemin içeriği, Empress II sistemine benzerdir ancak farklı fırınlama tekniği sayesinde, fiziksel özellikleri artırılmış bir materyaldir. Bu teknikte, renk pigmentleri ilave edilmez, bunun yerine cam içinde çözünen

polivalent iyonlar istenen rengi elde etmek için kullanılır. Renklendirme mekanizmasının iyon salma esasına dayanması sayesinde renk pigmentlerinin mikro yapıda neden olduğu kusurlar gözlenmezken materyalde homojenite sağlanır. Materyalin kırılma dayanıklılığı 400 MPa'dır ve hem anterior hem posterior bölge tek diş restorasyonlar ile köprüler için alt yapı materyali olarak endikasyonu vardır (91).

#### **2.2.4.4 CAD/CAM Sistemleri**

CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing); bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelmekte olup genellikle İngilizce kısaltması ile kullanılmaktadır.

CAD; bir cismin bilgisayar sistemleri vasıtasıyla üç boyutlu model çizimi yapılarak oluşturulan tasarımı anlamına gelmektedir. CAM ise ölçülen ve tasarımı yapılan bilgiler kullanılarak bilgisayar desteği ile üretim anlamına gelmektedir (92).

CAD/CAM sistemlerinin farklı tipteki cihazları, 1950-1960'lı yıllarda endüstri başta olmak üzere değişik alanlarda kullanılmışlardır. Diş hekimliğinde bu tip sistemlerin ilk kullanımı, 1970'li yıllarda optik okuyucular ile ağız içi dokuların bilgisayarda görüntülenebilmesini sağlayan Amerika'lı araştırmacı Bruce Altschuler tarafından gerçekleştirilmiştir. CAD/CAM uygulamalarındaki diğer önemli gelişmeler iste 1980'lerde Fransız araştırmacı Dr. Duret tarafından gerçekleştirilmiştir. Dr. Duret, dayanak dişin ağız içerisinden optik ölçüsünü aldıktan sonra fonksiyonel hareketleri de hesaba katarak tam bir kron protezini torna cihazında frezeleyerek üretmiştir.

1988'de İsviçre'li araştırmacılar Werner Mörmann ve Marco Brandestini geliştirdikleri "CEREC" sistemi ile üretim maliyeti ve uygulanabilirliği mümkün olan ilk dental CAD/CAM sistemini kullanıma sokmuşlardır. Bu yeni sistem ile prepare edilmiş dişin, ağız içi kamera ile görüntüsü alınarak aynı seansta tasarım ve seramik bloklardan kazıma işlemi gerçekleştirilmiştir (93, 94).

1980'lerin başında, diş hekimliğinde altın alaşımları yerine daha ucuz bir materyal olan nikel-krom alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, gözlemlenen metal allerjisi problemi nedeniyle allerjik olmadığı bilinen titanyumun kullanımı

gündeme gelmiştir ve bu amaçla Dr. Andersson, titanyum kopingleri spark erozyon yöntemiyle ürettiği ve Procera® adını verdiği kendi CAD/CAM sistemini tanıtmıştır.

Daha sonra bu sistem, seramik alt yapıların üretimi için dünya çapında ağ bağlantısı olan bir üretim merkezi olarak geliştirilmiştir (94).

1980'li yıllardan günümüze kadar CEREC, Duret, Celay, Procera, Cercon, Cicero ve Lava sistemleri gibi çok sayıda CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemlerin diş hekimliğinde kullanımı ile alumina ve zirkonyum polikristalleri de kullanım alanı bularak, seramik altyapı konusunda ilerleme sağlanmıştır (95).

CAD-CAM sistemleri temelde 3 farklı fonksiyonel ögeden oluşmaktadır;

### *1.) Yüzeyin 3 boyutlu olarak taranması*

Diş hekimliğinde mekanik, intraoral ve optik olmak üzere 3 çeşit tarayıcı sistemi kullanıma sokulmuştur. Mekanik tarayıcı sistemlerde güdük üzerinden iğne ucu, küre ya da pin yardımıyla mekanik tarama yapılır (Procera) . İntraoral (ağız içi) tarayıcılarda hazırlığı tamamlanmış diş ve komşu yapıların okuyucu yardımıyla dijital görüntüleri elde edilir. Optik tarayıcılarda ise ışık ya da lazer projeksiyonu kullanılarak güdük üzerinden optik tarama yapılır. Sistemlerde var olan tarayıcı komponent sayesinde restorasyon için prepare edilmiş dişler, komşu dişler ve oklüzal temasta bulunan dişler intraoral ya da ekstraoral olarak görüntülenebilmektedir (96).

### *2.) Bilgisayar destekli tasarım için yazılım oluşturulması (software)*

Elde edilen görüntülerin ardından bilgisayar ortamında üç boyutlu restorasyon tasarımı için değişik CAD yazılımları kullanılmaktadır. Her sistemin kendine özgü yazılım programı vardır ve birbirleri arasında değiştirilemezler. Hekim ya da teknisyen istediği takdirde sistemin oluşturduğu tasarımı modifiye edebilmektedir (96).

### *3.) 3 boyutlu olarak tasarlanan restorasyonun üretimi*

Restorasyon dizaynı sonrasında CAD yazılımı, verdiği komutlarda üretimi sağlayacak olan CAM ünitesini çalıştırır. Yani CAM aşaması bilgisayar tarafından

kontrol edilen şekillendirme aşamasıdır. Günümüzde kullanılan sistemlerde restorasyonlar, değişik materyallerden oluşturulmuş blokların su soğutması altında elmas disk ve frezler ile aşındırılması yoluyla elde edilir (96).

İhtiyaç duyulduğu takdirde elde edilen restorasyon üzerinde düzeltme, cilalama, makyaj ya da porselen tabakalama işlemleri uygulanabilmektedir (97, 98).

CAD/CAM sisteminin diş hekimliğine kazandırdıkları;

CAD/CAM sistemleri sayesinde geleneksel yöntemlerle ölçü alma işlemi ortadan kaldırılarak model elde etme aşamalarındaki zaman kaybı ve çapraz enfeksiyon riski minimuma indirilmektedir. Sistem için geliştirilmiş prefabrike bloklar sayesinde daha güçlü restorasyonlar daha kısa zamanda elde edilebilir. Birçok restorasyon bu sayede tek seansta üretilebilmekte olup, geçici restorasyon gereksinimi de ortadan kalkmaktadır. Altyapının laboratuvarda hazırlandığı durumlarda ise CAD yazılımları sayesinde teknisyenin harcadığı zaman ve emek büyük ölçüde azalırken laboratuvar aşamalarında meydana gelebilecek hatalar da en aza indirilmiş olur (99).

Sistem için üretilmiş blokların kalite kontrolü piyasaya sürülmeden önce üretici firma tarafından yapılmaktadır; bu nedenle frezelenen üründe yapısal kaynaklı defektler bulunmaz. Ancak geleneksel yöntemlerle porselen yükleme ve fırınlama aşamalarında materyalde çoğu kez internal poröziteler oluşmaktadır; bu da materyalin direnci ve estetik özelliklerine negatif yönde yansımaktadır.

Bir diğer avantajı ise üretim sürecinde elde edilen verilerin daha sonrası için kaydedilip, arşivlenebilir olmasıdır (94).

CAD/CAM sistemlerinin sözü edildiği üzere birçok avantajı mevcuttur ancak üretim maliyetinin yüksek olması, üstün estetik özellikte restorasyonlar için porselen tabakalamaya ihtiyaç duyulması, restorasyon sınırının dişeti altında sonlandığı durumlarda görüntü alınmasının oldukça güç olması gibi dezavantajları da vardır (99).



#### 2.2.4.4.1 CEREC sistemi

CEREC sistemi (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) 1985 yılında Moerman ve Brandestini tarafından hasta başında tek seansta inley yapmak amacıyla geliştirilen ve 1988 yılında piyasaya sürülen, klinikte kullanımı uygun olan ilk CAD/CAM sistemidir. İsmi “Ceramic Reconstruction” ifadesinden alan CEREC sisteminin tasarımı BRAINS AG tarafından yapılmış ve üretimi Siemens tarafından gerçekleştirilmiştir (100-102). Piyasaya sürülen ilk sistem CEREC 1 sistemidir ve bu sistemle ancak inley ve onleyle üretilmekteydi ve restorasyonun oklüzal yüzey morfolojisi de hekim tarafından ağız içerisinde oluşturulmaktaydı (102).

Hem yazılım hem de cihaz konusunda sürekli gelişme sağlanarak 1994 yılında CEREC 2, 2000 yılında da CEREC 3 piyasaya sürülmüştür. Son jenerasyon CEREC sistemleriyle artık her tür restorasyon kazanabilmekte olup değişik materyallerden de üretim gerçekleştirilebilmektedir (103, 104).

Bu sistemde hasta ağızından optik bir okuyucu (CEREC Omnicam, CEREC Bluecam) (Resim 4) yardımıyla doğrudan ölçü alınabildiği gibi laboratuvarında elde edilmiş bir güdüklü model üzerinden CEREC inLab sistemiyle (Resim 5) de ölçü elde edilebilmektedir. İki yöntemde de ölçümler bilgisayar hafızasına kaydedildikten sonra bilgiler, restorasyonun oluşturulması için gelişmiş bir torna cihazına gönderilir ve seçilmiş değişik nitelikteki blokların kazanması yoluyla nihai restorasyon elde edilir (64).

#### *CEREC sistemi ile restorasyon yapım aşamaları*

CEREC Bluecam kameralı sistemde, diş preparasyonunun ardından tarayıcı yardımı ile görüntüler elde edilir. Tarayıcı uç aktive olduğunda 1 cm genişliğindeki lensi infrared ışın yayar ve bu ışınlar da paralel çizgilerden oluşan bir grid içerisinde geçer. Işık paterni ve koyu çizgiler görüntüsü alınacak dişin yüzeyine düşer ve tekrar tarayıcı üzerindeki reseptöre yansır. Yansıyan ışık dijital forma dönüştürülerek bilgisayar ortamına aktarılır.



**Resim 4:** Ağız içi tarama cihazları



**Resim 5:** Laboratuvar tipi tarama cihazı

Diş yüzeyleri görüntünün elde edilmesi için gereken yansıtıcılığa sahip olmadığı için CEREC Bluecam sisteminde ilgili dişlerin ve çevre dokuların ışık yansıtıcı bir madde (pudra) ile kaplamak gerekmektedir (105). Ancak son olarak piyasaya sürülen CEREC Omnicam sisteminde pudra ihtiyacı da ortadan kaldırılmıştır (106). Tarayıcı yardımıyla yapılan optik okumanın ardından preparasyon, donmuş görüntüler olarak ekranda gözlenir (107).

Görüntü bilgisayar ekranında oluştuktan sonra preparasyon sınırları belirlenir ve çizilir. Çizim esnasında sistem restorasyon marjini kendi belirleyerek çizime kolaylık sağlar. İstendiği takdirde sistemin oluşturduğu çizimlerde değişiklik yapılabilir. Sonrasında restorasyon dijital olarak oluşturulmuş olur. Kontakt noktaları, aproksimal değim alanları ve diş yüzeyindeki karakteristik oluşumlar otomatik olarak belirlenirken eksiltme, artırma ya da pozisyonel değişiklikler bu saatten sonra hekim ya da teknisyenin elindedir. Yapılan düzeltmelerin ardından restorasyon sistem tarafından kaydedilir ve kazımaya hazır hale getirilir.

Restorasyon için uygun olan blok seçilir ve kazıma ünitesine adapte edilir. Restorasyonun kazınması esnasında yüksek hızda su spreyi altındaki elmas frezler kullanılır (107, 108). Kazıma sırasında iki uç birbirine simetrik olarak hareket eder ve oklüzal yüz morfolojisi gibi hassasiyet gerektiren yüzeyler bile başarılı bir şekilde oluşturularak morfolojik uyum sağlanır (105). (Resim 6)



**Resim 6:** CEREC kazıma cihazının kazıma esnasındaki görünümü

Geleneksel yöntemler ile 2-3 seansta yapılabilecek restorasyonlar CEREC sistemi sayesinde 1 saate yakın bir zamanda tamamlanabilmektedir. Diş preparasyonundan simantasyona kadar bütün işlemlerin tek bir seansta hazırlanabilmesi ve laboratuvar aşamalarına gereksinim olmaması sistemin tercih edilme sebebidir (109).

### 2.3 Lamina Venerlerde Simantasyon

Simantasyon, hazırlanmış olan diş yüzeyi ile restorasyonun iyi bir şekilde bağlanması için uygulanan klinik işlemler serisidir. Simantasyonun başarısı simantasyon aşamalarına ve kullanılan simanın özelliklerine bağlıdır (110).

Günümüzde diş dokusunu korumaya yönelik geliştirilmiş birçok restoratif teknik bulunmaktadır. Bu teknikler, diş sert dokularını mümkün olduğu kadar muhafaza ederek pulpaya gelebilecek zararı en aza indirmeyi amaçlamaktadırlar. Bu amaç doğrultusunda restorasyonlar, gelişmiş adeziv teknikler kullanılarak, eskisi gibi makro retansiyon konseptine göre değil mikro retansiyon konseptine göre hazırlanırlar.

Eskiden direkt restorasyonlarda kullanılan adeziv prosedürler artık indirekt restorasyonlarda da işlerlik kazanmıştır.

Metal altyapısız restorasyonların başarısı temelde yapıştırıcı ajana bağlıdır. Yapıştırıcı ajan diş ile restorasyon arasında dayanıklı bir bağ oluşturmalı ve marjinal bütünlüğü sağlamalı; ayrıca düşük çözünürlükte olmalı ve düşük radyoopasite değerlerine sahip olmalıdır. İyi estetik sonuçlar verirken biouyumlu olmalıdır (111).

Genellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda rezin simanlar kullanılır. Çünkü rezin simanlar iyi estetik sonuçlar verirken ağız ortamında düşük çözünürlük göstermesi, diş dokularına güçlü bağlanabilmesi, üst düzey mekanik özellikleri ile restorasyonu desteklemesi gibi diğer avantajlara da sahiptir. Fakat rezin simanlar içsel ve dışsal renklenmeye müsait materyallerdir. Materyalin kimyasal bileşiminden ötürü (oksijen yan ürün çıkarması) özellikle içsel renklenmeye neden olabilmektedirler (13).

Tam seramik restorasyonların yapımındaki temel sebeplerden birisi optimum estetik ve doğala en yakın görünümü elde etmektir. Bu amaç doğrultusunda doğal ışık geçişine imkan veren kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının kullanılması da kaçınılmaz olmaktadır.

### **2.3.1 Lamina Venerlerin Simantasyonunda Kullanılan Simanlar**

İndirekt restorasyonların daimi olarak yapıştırılmasında geçmişten günümüze değişik özelliklerde birçok siman kullanılmıştır. Sabit protetik restorasyonların yapıştırılmasında çinkofosfat siman, polikarboksilat siman, cam iyonmer siman ve polimer esaslı simanlar kullanılmaktadır (52, 84).

Günümüzde lamina vener restorasyonların simantasyonunda estetik ve bağlanma üstünlüğü olan rezin esaslı simanlar kullanılmaktadır.

#### **2.3.1.1 Kompozit Rezin Simanlar**

Kompozit rezin simanlar, 1952 yılında ortodontik apareylerin yapıştırılması, inleylerin ve kron restorasyonlarının simantasyonu amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Ancak metilmetakrilat esaslı bu rezin simanalar, teknolojik gelişmelerin ışığında, 1970'li yıllarda polimetilmetakrilat yapıya dönüştürülerek kron köprü yapıştırma simanı olarak da kullanıma sunulmuştur. Adezyon konusunda elde edilen gelişmeler sayesinde 1986'dan beri kompozit rezin simanlar; tam seramik kronların, lamina venerlerin, endodontik postların, inley, onley ve overleylerin simantasyonunda kullanılmaktadırlar (112).

Rezin simanların restoratif kompozitlerden en büyük farkı, düşük doldurucu içermeleri ve vizkozitelerinin düşük olmasıdır (52).

Rezin simanlar kompozit rezin restorasyon materyallerine ve silan uygulanmış porselen yüzeyine kimyasal olarak bağlanabilmektedirler.

Metal alaşım yüzeylerinde kumlanma sonrası mikromekanik retansiyona bağlı tutunma sağlanırken, 4-META (4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride) içeren rezin simanlar metal yüzeyindeki oksit tabakası ile de kimyasal interaksiyona girerek güçlü bir adezyon sağlayabilmektedir (113).

Günümüzde rezin simanlar çoğunlukla tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadırlar. Geleneksel simanlardan farklı olarak seramik, metal, kompozit ve diş dokuları gibi farklı yüzeylere yapışabilme, yüksek basma dayanımı, retansiyonun preparasyon miktarıyla alakalı olmaması, ağız içerisinde çok düşük çözünürlük göstermesi, değişik renk alternatiflerinin olması, asit ile

pürüzlendirilmiş ve silanlanmış porselenin kırılma direncini arttırması gibi özelliklerinden dolayı tercih edilmektedirler (113, 114).

### **2.3.1.1.1 Kompozit Rezinin İçeriği**

Kompozit rezinler temel olarak resin inorganik matriks, doldurucular ve ikisi arasındaki bağı oluşturan bağlayıcı ajandan meydana gelmektedir.

Organik polimer matriks çoğunlukla Bis-GMA'dan (Bisphenol A Glycol Dimethacrylate) oluşur. Ancak yeni ürünlerde daha iyi adezyon sağlaması ve renklenmelere karşı daha dayanıklı olması nedeniyle UDMA (Urethane Dimethacrylate) da kullanılmaktadır (115).

Bis-GMA ve UDMA polimerleri aşırı viskoz yapıda olduklarından viskozitenin azaltılması için yapıya ayrıca trietilenglikol dimetakrilat (TEG-DMA) ilave edilir (116).

#### *Bis-GMA*

Dimetakrilat resin olan Bis-GMA 1962'den bu yana diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Polimerizasyon büzülmesi %4-6'dır ve sertlik, kompresif dayanıklılık ve su emilimini azaltması özelliklerinden dolayı kompozit malzeme üreticileri tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Su emilimi rezinlerin renk stabilitesini koruması açısından önemli bir faktördür; çünkü su emilimi beraberinde renklenmeyi getirmektedir.

#### *Bis-GMA-TEGDMA*

Bis-GMA'nın viskoz yapısının düşürülmesi amacıyla üreticiler materyalin içeriğine TEGDMA veya EDMA eklemişlerdir. TEGDMA, Bis-GMA ile birlikte kullanıldığında viskozitesi kontrol edilebilir ve büzülmesi %3-5 arasında olan bir resin meydana gelmiş olmaktadır.

#### *Üretan Dimetakrilat (UDM)*

UDM, bir diğer difonksiyonel rezindir. Bu resin düşük viskozitelidir ve bu sayede başka bir monomer eklemeye gerek kalmadan doldurucu ile

doldurulabilmektedir. Fakat Bis-GMA'ya nazaran daha kırılğan olması ve daha fazla polimerizasyon büzülmesine uğraması gibi dezavantajları vardır (117).

### *Doldurucular*

Doldurucu taneciklerin büyüklüğü, Şekli ve miktarı, rezin kompozitin fiziksel özelliklerini belirler. Bu partiküller materyale sertlik ve düşük ısıl genleşme katsayısı gibi yeni özellikler katmaktadır. Materyaldeki doldurucu miktarı yüzdesel olarak arttıķa boyutsal stabilite artar, polimerizasyon büzülmesi azalır ve materyalin kırılma direnci artar. Kompozit rezinlerde kullanılan doldurucu partikül büyüklükleri 0.04-100 mikron arasında deęiŐmektedir.

Kullanılan doldurucu partiküller kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, stronsiyum, baryum, lityum alüminyum silikat, yitriyum, cam ve çinko gibi materyallerdir. Titanyum dioksit eklenmesi ile materyalin opasitesi control edilirken renklendirici olarak da demir, bakır magnezyum gibi metal oksitler kullanılmaktadır (17). Ayrıca bazı rezin kompozit simanlar, içeriğinde bulunan "ytterbium triflorid" sayesinde flor salma özelliği de kazanmıŐlardır (113).

### *Bağlayıcı ajanlar (Coupling Ajanları, Ara faz)*

Bağlayıcı ajanlar rezin matriks ile doldurucular arasındaki bağlantıyı sağlamaktadırlar. Geleneksel kompozitlerde rezin matriks ile doldurucular arasında kimyasal bir bağ olmadığından bu iki bileŐen arasında oluşan sızıntı renklenme ve aşınmaya neden olmaktadır. Ancak bağlayıcı ajanların kullanımıyla birlikte matriks ile doldurucu partiküller arasında kuvvetli bir bağ oluşturularak yüzeyde meydana gelen doldurucu kaybı engellenmiŐtir. Bu amaçla genellikle epoksi, vinil ve metil silanlar kullanılmakta olup kompozitlerde sıklıkla kullanılan materyal trimetokisilan vinil-silan türevidir. Silanlar organik matrikse kimyasal bağ ile, inorganik dolduruculara ise iyonik bağlarla bağlanan çift fonksiyonlu moleküllerdir. Ayrıca silanların doldurucu ile organik matriks arasındaki yüzey gerilimini azaltarak doldurucunun rezin ile ıslatılmasını sağlayan bir ajan gibi iş gördüğü düŐünmektedir (17).

### *Diğer bileşenler*

Kompozit rezinlerin yapısına ayrıca başlatıcı ve hızlandırıcılar, viskozite kontrol ediciler, inhibitör ve stabilizatörler ile renk düzenleyici ajanlar ilave edilmektedir (117, 118).

### *Başlatıcılar*

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu; kimyasal yolla, görünür ışık uygulamasıyla ya da ikisinin kombine edilerek kullanılmasıyla gerçekleşir. Polimerizasyon sürecinde başlatıcılar, serbest radikal oluşturarak reaksiyonu başlatırlar.

Polimerizasyonun kimyasal olarak gerçekleştiği sistemlerde tersiyer amin, benzoil peroksidi serbest radikallere ayırıştırır. Işıkla polimerizasyon sağlanan sistemlerde 468 nanometrelik ışık kaynağı ortamda bulunan kamforokinonu tersiyer amin ile bağlantıya geçirerek serbest radikal reaksiyonu başlatır (117, 118).

### *Inhibitörler ve Stabilizatörler*

Polimerizasyonun istenilen zamandan daha erken meydana gelmemesi için kompozit rezininin içeriğine %0.1 oranında 4-metoksifenol (MEHQ) ve butil hidroksitoluen (BHT) ilave edilmektedir. Özellikle kimyasal yolla polimerize olan sistemlerde, artık kimyasallar zamanla sarı-kahverengi renklenme meydana getirmektedir. Eklenen BHT inhibitörünün renk stabilitesine katkıda bulunduğu gözlemlenmiştir (117).

### *Renk düzenleyici ve opaklaştırıcılar*

Renk düzenleyiciler daha fazla renk pigmenti içeren az dolduruculu kompozit rezinlerdir. Opaklaştırıcılar ise alttaki renk düzensizliklerini maskelemek ya da kompozitin rengini açmak için kullanılırlar (119).

Adeziv rezin simanlar; genellikle Bis-GMA veya üretan dimetakrilat rezinin değişen oranlarda inorganik doldurucu ile güçlendirildiği akışkan kompozitlerdir (120).



Rezin kompozit simanlar doldurucu tipine göre sınıflandırılırsa mikro dolduruculu ve hibrid dolduruculu simanlar olarak ikiye ayrılabilirler. Mikro dolduruculu kompozitlerde inorganik doldurucular ortalama 0.04 µm boyutlarındadır. Hibrit doldurucu içeren rezinler ise hem makro hem de mikro büyüklükte doldurucu içeren materyallerdir. Ayrıca hibrit kompozitler prepolimerize prezin partikülleri içermemektedirler. Doldurucu oranı artırılmış olduğu için hibrit kompozitlerde materyal içerisindeki stres iletimi daha fazla olabilmektedir (17).

Adeziv rezin simanlar sertleşme reaksiyonlarına göre kimyasal sertleşen (*auto-cure*), ışıkla sertleşen (*light-cure*) ve hem kimyasal hem ışıkla sertleşen (*dual-cure*) olarak sınıflandırılmaktadırlar (17).

### **2.3.1.1.1.2 Kimyasal Yolla Sertleşen (Otopolimerizan) Kompozit Rezin**

#### **Simanlar**

Otopolimerizan rezin simanlar toz-likit ya da iki pasta şeklinde iki komponentli sistemler olarak kullanıma sunulmuşlardır. Toz-likit sisteminde toz; silik, borosilikat cam, polimer toz ve organik peroksit başlatıcıdan oluşurken likit kısmında, amin hızlandırıcılı BIS-GMA ve/veya diğer dimetakrilat monomerler bulunmaktadır. Çift pat sisteminde ise patların ikisi de hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve doldurucu içermektedir. Katalizör patında polimerizasyonu başlatan benzol peroksit bulunurken diğer patta polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunmaktadır (84).

Bu sistemlerde reaksiyonu başlatan peroksittir ve 20- 30 saniyelik karıştırma süreci sonunda iki komponent kimyasal yolla polimerize olur. Sertleşme reaksiyonu 24 saat boyunca devam eder ve sertleşme sürecinin büyük kısmı hekim kontrolünün dışında gerçekleşir (121).

Materyalin içeriğindeki tersiyer aromatik aminler ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğrayarak zamanla renklenmeye yol açmaktadır. Ayrıca ticari formların renk seçeneği sınırlı olduğu için restorasyon renginin simanla değiştirilmesi gereken durumlarda kullanımı endike değildir. Bu tür simanlar genellikle ışık iletimine izin vermeyen ve kalınlığı 2.5 mm'yi geçen restorasyonların simantasyonunda tercih edilmektedirler (84, 121).

### **2.3.1.1.3 Işıkla Sertleşen (Light Cure) Kompozit Rezin Simanlar**

Işıkla sertleşen rezin simanlar tek patlı sistemler olarak üretilmişlerdir. Bu sistemde fotoinisiyatör olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunmaktadır. Polimerizasyonu başlatan mavi ışık, 420-450 nm dalga boyunda olup halojen, plazma ark, lazer veya LED (Light Emitting Diod) ışık kaynaklarından elde edilirler (84, 122).

Işıkla sertleşen simanlarda da tam polimerizasyon için 24 saat geçmesi gerektiği bildirilmiştir (121).

Bu tip simanlarda, ışık gücündeki yetersizlik, uygulama süresinin kısa tutulması, ışık kaynağının simana olan uzaklığının gereğinden fazla olması gibi durumlarda yeterli polimerizasyon sağlanamamaktadır ve bu da simanın bütün fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerini negatif yönde etkileyebilmektedir (123).

Işıkla polimerize olan simanlar peroksit ve tersiyer amin içermedikleri için otopolimerizan simanlarda görülen renk değişimi bu simanlarda gözlenmez.

Materyalin çalışma süresi uzundur ve istendiği vakit kısa sürede (20-40sn) polimerize olarak sertleşme gösterirler. Sistem tek patlı olduğu için materyalin içerisinde hava boşluğu ve kabarcığı kalma olasılığı düşüktür (84, 124). Ayrıca simantasyon sonrasında artık simanın rahatlıkla temizlenebilmesi de bir diğer avantajdır. Işıkla sertleşen rezin simanlar görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1,5–2 mm'den az olan translüsent yapıdaki restorasyonların yapıştırılmasında kullanılırlar.

Bu tip simanların farklı opasite ve renk seçeneklerinin olması özellikle ön bölge restorasyonlarda estetik başarıyı artırır (84).

### **2.3.1.1.4 Hem Işıkla Hem Kimyasal Yolla Sertleşen Rezin Simanlar (Dual-Cure)**

Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanlar, kimyasal yolla ışıkla aktive olan iki komponentli sistemler şeklinde piyasaya sürülmüşlerdir. Bu tip simanlar, ışıkla sertleşen simanların yeterli ışık ulaşımının engellendiği durumlarda karşılaşılan polimerizasyon sıkıntılarının önüne geçmek için geliştirilmişlerdir (121).

Işık uygulaması ile polimerizasyon süreci başlamaktadır ancak polimerizasyonun maksimum düzeyde gerçekleşmesi, katalizör kısmındaki kimyasal polimerizasyon sistemi sayesinde olmaktadır. Yani iki yolla sertleşen simanlarda hem polimerizasyon başlatıcı olarak kamforokinon, hem de kimyasal aktivator komponentleri (peroksitamin) yer almaktadır.

2 patlı bu sistemde karıştırılma sonrası kimyasal tepkime oldukça yavaştır; bu da hekime yeterli çalışma süresi sağlamaktadır. Fakat ışık uygulanması durumunda simanın ilk sertleşmesi hızlı bir şekilde gerçekleşir. Diğer simanlarda olduğu gibi hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen simanlarda da polimerizasyon 24 saat boyunca yavaş olarak devam etmektedir (84, 124).

Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanlar restorasyon kalınlığının arttığı durumlarda; tam seramik kron, köprü, inley ve onleylerde; kompozit restorasyonların ve porselen veneer restorasyonların simantasyonunda kullanılabilirler. Restorasyon kalınlığının 2.5 mm'yi aştığı durumlarda ideal bir ışık iletimi gerçekleşemeyeceği ve dolayısıyla tam bir polimerizasyon sağlanamayacağı için kullanımının riskli olacağı düşünülmektedir (121, 125).

Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanlarda fotoinisiyator olarak bulunan tersiyer aminler simantasyon sonrası renklenmeye neden olmaktadır ancak kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, içeriğindeki aromatik amin hızlandırıcıların daha az konsantrasyonda olması nedeniyle daha az renk değişimi gözlenmektedir (126).

Adeziv rezin simanların, değişik türde yüzeylere yapışabilmesi, yüksek dayanıklılığa sahip olması, ağız ortamında düşük çözünürlük göstermesi, ince seramik restorasyonlarda materyalinin kırılma direncini arttırması, farklı renk seçeneklerinin olması ve konservatif restorasyonlara olanak sağlaması gibi avantajları varken; aşırı teknik hassasiyet gerektirmesi, geleneksel simanlara göre film kalınlığının daha fazla olması, pulpa duyarlılığına neden olabilmesi, bazı simanlarda oksijenin varlığının polimerizasyonu inhibe etmesi ve simantasyon sonrası artık simanların temizlenmesinin zor olması gibi dezavantajları da mevcuttur (84).

Ancak çok ince hazırlanan lamina venerlerin kompozit rezin simanlarla yapıştırılması sonrasında, zamanla simanda meydana gelebilecek renk değişiklikleri restorasyona yansiyarak estetik görünümde negatif yönlü değişikliklere neden olabilmektedir (12, 16, 127).

İnce lamina venerlerin simantasyonunda genellikle ışıkla sertleşen rezin simanlar kullanılmaktadır. Bu simanların oto-cure ya da dual-cure rezin simanlara göre renk stabilitelerinin daha iyi olması başlıca avantajlarından biridir (127, 128).

## 2.4 Adezyon

Adezyon, farklı türdeki yüzeylerin molekülleri arasındaki çekim kuvvetine bağlı birleşmesidir. Adezyonu sağlayan maddeye “adeziv”, uygulandığı yüzeye ise “adherent” adı verilir. Adeziv genelde sıvı karakterdedir ancak iki materyalin birleşiminden sonra sertleşerek kuvvet iletimine izin veren katı bir hal alır, adherent ise genellikle katı formundaki yüzeyi ifade eder. Adherent ile adezivin bağlanma yüzeyi “ara yüzey” olarak ifade edilmektedir (129, 130).

Adezyon için üç farklı mekanizmadan bahsedilmektedir.

*Mekanik adezyon;* adezivin, bağlanılacak materyalin yüzeyindeki düzensizlikler içerisine girerek güçlü bir kilitlenme oluşturması esasına dayanır ve iyi bir adezyonun temelini oluşturur.

*Kimyasal adezyon;* adeziv ve adherentin farklı yapıda olan atom yüzeyleri arasında oluşan kimyasal bağlanmadır. Bu bağlanma, iyonik ve kovalent bağlar gibi primer kuvvetler ya da hidrojen bağları, iki kutuplu etkileşim veya Van der Waals kuvvetleri gibi sekonder kuvvetler aracılığıyla olabilir.

*Fiziksel adezyon;* hidrojen bağları, Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler gibi sekonder kuvvetler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşir ve zayıf sayılabilecek bir adezyon mekanizmasıdır. Yüzeyler düz ve farklı kimyasal yapıda ise oluşan tek bağlantı tipi fiziksel bağlantı olmaktadır (130-132).

Adeziv diş hekimliğinde kullanılan rezin bazlı materyallerin diş sert dokularına bağlanması ise dört mekanizma ile gerçekleşebilmektedir.

Pürüzlendirilmiş diş yüzeyine rezin penetrasyonu sonucunda diş dokusunda rezin taglerin oluşmasıyla meydana gelen mekanik adezyon ile, dişin organik veya inorganik yapılarında meydana gelen kimyasal adezyon ile, rezin monomerlerinin mekanik ya da kimyasal yolla bağlanabileceği maddelerin diş yüzeyine çökmesi sonucu difüzyon ile ya da bahsedilen 3 mekanizmanın kombinasyonu şeklinde gerçekleşebilir (131).

#### **2.4.1 Adezyonu Etkileyen Faktörler**

Adezyonun kuvvetli olabilmesi için adeziv ve adherent (mine ve/veya dentin) yakın temas halinde olmalıdır. Adherentin yüzey gerilim değeri, ıslanabilirliği ve adezivin adherentle arasında oluşturduğu değim açısı, adezyonda rol oynayan üç önemli kavramdır.

Adezivin yüzey gerilimi, adezyon sağlanacak yapının yüzey enerjisinden düşük olmalıdır. Adeziv, adherent yüzeyini ne kadar güzel ıslatırsa adezyon da o kadar güçlü oluşur. Materyalin ıslanabilirliği arada oluşan değim açısı ile ölçülmektedir. Değim açısı; bir damla adezivin adherent yüzeyinde oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile adherent yüzeyi arasında oluşan açıdır. Bu açının, ideal bir adezyon için, sıfır veya sıfıra yakın olması istenmektedir. Adezivin yüzey gerilimi düştükçe, değim açısı da azalacak ve adezyonu kuvvetlendirecektir (130).

Metakrilat esaslı rezinler, serbest radikal polimerizasyonu sırasında büzülme gösterirler bu nedenle polimerizasyon büzülmesinin negatif etkilerini en aza indirmek için bu gerilime karşı koyabilecek güçte bir bağlanma sağlanmalıdır. Aksi takdirde bağlanma bölgelerinde kopmalar meydana gelebilir. Bu kopmalar; koheziv kopma, adeziv içerisindeki kopma ve arayüz ile bağlanma yüzeyi arasında oluşan kopmalar olarak sınıflandırılmaktadır (131, 133).

Yüzey hazırlığı sırasında oluşan diş yüzey kontaminasyonu, smear tabakası, eksternal streslerin gelişimi ve adezivin fiziksel ve kimyasal özellikleri adezyonu etkileyen önemli faktörlerdir. Ayrıca ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri, pH,

beslenme ve çiğneme alışkanlıkları gibi diğer faktörlerin de diş-restorasyon arasındaki bağlantıyı etkilediği düşünülmektedir (134).

#### **2.4.2 Mine Dokusunun Yapısı ve Adezyon**

Mine dokusu %95-98'i inorganik , %1-2'si organik materyalden ve %1-4'ü de sudan meydana gelen kristalize bir yapıdır . İnorganik kısmın hacim olarak %90-92'lik bölümünü hidroksiapatit kristalleri, kalan kısmını ise mineraller ve eser elementler oluşturmaktadır. Mine histolojik yapı olarak milyonlarca mine prizmasından, prizma kınından ve interprizmatik matriksten meydana gelir. Yaklaşık 10.000 hidroksiapatit kristali birleşerek altıgen yapıdaki mine prizmalarını meydana getirir (130, 131).

Mine, insan vücudundaki en sert dokudur ve asitle temas durumunda çözünmeye başlar. Bu çözünme olayı düzenli bir biçimde gerçekleşmez ve mine-dentin bileşimine gidildikçe artar (130).

İlk kez, Buonocore 1955 yılında minenin asitlenmesini tanımlanmıştır. Buonocore, minenin %85'lik ortofosforik asitle 30 saniye boyunca pürüzlendirdikten sonra metakrilat bazlı materyallerin yüzeye bağlanabileceğini bildirmiş ve adeziv diş hekimliğinin temel kavramlarından birini oluşturmuştur (135). Adezyon mine dokusunun mineralize kısmının asit uygulaması ile uzaklaştırılması yoluyla sağlanır (136).

Asit uygulanan minede yaklaşık 10 µm'lik bir doku kaybı olur ve yüzeyde 5-50 µm derinliğinde çukurcuklar oluşur (26). Mine yüzeyinin bu şekilde pürüzlü hale gelmesi yüzeydeki serbest enerjinin artmasına ve dolayısıyla ıslanabilirliğin ve bağlanma alanının da artmasına neden olur (137).

Düşük viskozitedeki adeziv rezinin asitle pürüzlendirilmiş yüzeyi ıslatarak mikropürüzlü yapının içine penetre olmasıyla rezin tag denilen ve mikromekanik adezyonu sağlayan oluşumlar meydana gelir (137, 138). Resin tagler mikro ve makro olmak üzere 2 farklı tipte tanımlanmışlardır. Makrotagler mine prizmalarının etrafında, mikrotagler ise prizmaların kor kısımlarında oluşmaktadır. Mikrotaglerin yüzey alanları daha geniştir ve yapısal olarak daha güçlüdürler; o nedenle mineye adezyonda esas olarak mikrotaglerin sorumlu olduğu düşünülmektedir (136).

Asit ile pürüzlendirme sonucu mine yüzeyinde meydana gelen değişim, kullanılan asidin çeşidine, konsantrasyonuna, formuna, uygulama süresine, yıkama süresine, minede preparasyon yapılıp yapılmamasına, minenin kimyasal yapısı ve içeriğindeki flor konsantrasyonuna bağlıdır (130).

Mineye adezyon dentine adezyondan daha kolaydır, çünkü minenin yüzey gerilimi dentinden daha yüksektir ve asit uygulamasıyla birlikte minenin yüzey gerilimi daha da artarken rezinin mineye olan değim açısında da azalma olarak bağlanmaya pozitif etki gösterir (136).

Araştırmacılar, Buonocore'dan sonra farklı konsantrasyonlardaki fosforik asitleri minenin asitlenmesinde kullanmışlardır ancak en ideal bağlanmanın %35-40 arasındaki konsantrasyonda gerçekleştiği bildirilmiştir (139).

### **2.4.3 Dentin Dokusunun Yapısı ve Adezyon**

Dentine bağlanma mineye bağlanmaya göre oldukça zor bir işlemdir. Mine yüksek oranda mineralize bir yapıdayken dentin öyle değildir ve dış etkenlere karşı savunma mekanizması geliştiren daha canlı ve dinamik bir dokudur. Dentin ağırlıkça %70 inorganik materyal, %18 organik materyal ve %12 su içerirken; hacimce %25'ini organik materyal, %25'ini su, %50'sini inorganik materyal oluşturur. Ayrıca dentin dokusunda bulunan pulpayı mine-dentin sınırına bağlayan tübüller ile tübüllerin içerisini dolduran dentin sıvısı ve diş preparasyonu sırasında meydana gelen smear tabakası da dentine bağlanmayı güçleştiren faktörler arasındadır (26).

Dentine bağlanmada da temel mekanizma mekanik kilitleme olarak düşünülmektedir. Güçlü bir bağlanma sağlanması için smear tabakası ya uzaklaştırılmalı ya da modifiye edilerek yüzey bağlanma için uygun hale getirilmelidir. Yüzeğe uygulanan ajanlar ile dentin yüzeyinde demineralizasyon meydana gelir; peritubuler dentin yok olur ve kollajen liflerin etrafındaki hidroksiapatit kristalleri ortadan kalkarak kollajen yapı tamamen ortaya çıkar (136). Bu sayede oluşan yüzey, mikroretantif bir yüzeydir ve monomer bu yüzeye mekanik olarak tutunabilir. Monomerin kollajen fibriller arasındaki üç boyutlu mikroretantif ağına içine penetre olmasıyla hibrit tabaka oluşur. Bu tabakanın oluşmasıyla birlikte resin uzantıları dentin tübüllerini tıkar ve ek bir retansiyon oluşur (140).

Dentin adeziv sistemlerinin hekim tarafından kolay ve hızlı bir biçimde uygulanması amacıyla birçok çalışma yapılmış ve değişik sınıflandırmalar ortaya atılmıştır (130).

Minenin asitle pürüzlendirilmesi tekniğinden yola çıkarak geliştirilen dentinin asitlenmesi işlemi, dentindeki smear tabakasını uzaklaştırır ve yaklaşık 0,5-7,5 µm'lık dentin demineralizasyonu meydana getirir (140).

Smear tabakasının erken dönemlerde bağ dayanımını olumsuz etkilediği düşünülse de günümüzde bağlanmadan sorumlu bir substrat olarak görülmektedir. Rezinin dentin tübüllerine ve intertubuler dentine ulaşması, smear tabakasının ortadan kaldırılması sonucu oluşabilir ya da rezinin smear tabakasına infiltre olması yoluyla oluşur. Total etch adeziv sistemlerde smear tabakası ortadan kaldırılırken self etch adeziv sistemlerde uygulanan primer sayesinde smear tabakası kaldırılmaz, tabakanın geçirgenliği artırılır ve rezin infiltrasyonu kolaylaşır (130).

Dentine bağlanma konusunda, oluşturulan hibrit tabaka dentine adezyonun başarısında en önemli kriter olarak kabul edilmektedir. Uygun standartlarda oluşturulmuş hibrit tabaka varlığında yüksek düzeyde bağlanma elde edilirken çok emici görevi nedeniyle de polimerizasyon stresleri hafifletilebilir.

Self etching sistemlerde daha ince bir hibrit tabaka oluşmasına rağmen bağ dayanımında herhangi bir düşüşe rastlanmamıştır (141).

## **2.5 Yaşlandırma**

Dental materyallerin değerlendirilmesinde çevre koşulları da göz önünde bulundurulmalıdır. Vücut, ağız boşluğunun ısısını 37°C de tutmak amacıyla yüksek miktarda enerji sarfetmektedir. Dişler ve restoratif materyaller yaklaşık 7 pH seviyesindeki tükürük içerisinde durmaktadırlar. Ağız ortamı %100 nem seviyesindedir. Fakat ağız ortamına giren değişik özellikteki yiyecek ve içecekler ortamın pH ve ısısında değişik dalgalanmalara neden olmaktadır. Ağız ortamının taklit edilmeye çalışıldığı yapay ortamlarda olası ısı değişimleri ve değişken pH koşulları da göz önünde bulundurulmalıdır.

Dental materyaller, yapay ağız ortamlarında değişik koşullar altında, bazı testlere tabi tutulmaktadır. Yapay ortamlarda pH ve ısı değişiklikleri taklit



edilebildiği gibi çiğneme kuvvetleri ve hareketleri de taklit edilebilmektedir. Bu sayede değerlendirmeye tabi tutulması planlanan materyalde değişik şekillerde yaşlandırma meydana getirilmiş olur (142).

Yaşlandırma işlemi çok uzun süreye yayılırsa materyallerde rengin soluklaşması, parlaklık kaybı, çatlak oluşumu, fazla su emilimi, materyalin direncini kaybetmesi ve oksidasyon gibi istenmeyen durumlara neden olabilmektedir (143).

## **2.5.1 Yaşlandırma Yöntemleri**

### **2.5.1.1 Bekleterek Yaşlandırma (Depolama)**

Bu yöntem genelde örneklerin 37°C'lik suda bekletilmesi yoluyla uygulanır. Bekletilme süresi önceden belirlenmiş olmakla beraber bu süre birkaç ay ile beş yıl arasında değişebilmektedir. Örneklerin bekletildiği ortam genellikle sudur ancak ağız ortamının daha iyi taklit edilebilmesi için yapay tükürük çözeltileri de kullanılır. Bekleme süresince bakteri üremesini engellemek amacıyla hazırlanan solüsyona sodyum azit, kloramin ya da antibiyotikler eklenebilmektedir (144).

### **2.5.1.2 Oklüzal Yükleme ile Yaşlandırma**

Bu yöntemde teste tabi tutulması planlanan malzemeler doğala yakın çiğneme kuvvetlerine maruz bırakılmaktadırlar. Testler çiğneme simülatörü ile ya da kırılma ve yorulma testi düzenelekleri ile gerçekleştirilmektedir (144). Bu yöntem kırılma dayanımı, bağlanma dayanımı ve yükleme sonrası mikrosızıntı testlerinde kullanılmaktadır (145, 146).

### **2.5.1.3 Termal Döngü ile Yaşlandırma**

Dünyada sıklıkla kullanılan bir diğer yaşlandırma yöntemi de termal döngü ile yaşlandırma. Bu yöntem ağız ortamında sürekli meydana gelen pH ve ısı değişiklikleri göz önünde bulundurularak geliştirilmiştir ve malzemelerin *in vivo* dayanımını öngörebilmek için kullanılan *in vitro* bir test yöntemidir.

Bilindiği gibi ağız içerisindeki restorasyonlar gün içerisinde nefes alma, yemek yeme ve değişik sıcaklıklarda sıvı alımı gibi aktivitelerden dolayı birçok kez değişik ısı ve pH değerlerine maruz kalmaktadır. Örneğin soğuk buzlu bir içeceğin ısısı

neredeyse 0 °C iken sıcak bir çay ya da kahvenin ısı 60°C'ye ulaşabilir. Termal döngü işleminde de amaç; *in vitro* olarak diş ya da kullanılacak restoratif materyale ağız ortamını taklit edecek şekilde ısı değişimi uygulanmasıdır (144, 147). Bu nedenle test protokolünde uygulanan sıcaklık değerleri ağız ortamındaki değerleri yansıtmalıdır. Uygulanacak alt ve üst sıcaklık değer aralığının ağız ortamındaki ısı aralığından daha fazla ayarlanması durumunda aşırı gerilimlerin olabileceği düşünülürken daha düşük sıcaklık aralığında da gereken gerilime tabi tutulamayacağı düşünülmektedir (145).

Uluslararası Standartlar Teşkilâtı'nın (ISO) 1994'te yayınladığı ve 2003 yılında yeniden düzenlediği termal siklus protokolünde, alt sıcaklık sınır değerini 5°C, üst sıcaklık sınır değerini ise 55°C olarak önermiştir (ISO TR 11405, 2003). Amerikan Diş Hekimliği Birliği de alt-üst sıcaklık sınır değeri olarak 5-55°C kullanılmasını önermektedir (ADA, Acceptance Program Guidelines 2001) (145).

Termal döngü ile yaşlandırma işlemi ilk kez 1952 yılında Nelsen ve ark. tarafından restorasyon malzemelerinin mikrosızıntı gösterme derecelerini test etmek için geliştirilmiştir. Yöntemde kullanılan test cihazı iki banyo tankı ve örneklerin bu tanklara taşınmasına yarayan taşıyıcı koldan oluşur. Banyo tanklarına değişik türde sıvılar konabilir ve cihaz da konulan sıvıları istenilen sıcaklıkta muhafaza eder. Test edilecek materyaller taşıyıcı kol yardımıyla bir tanktan diğerine transfer edilir. Transfer süresi ve tanklarda bekletilme süresi cihaz üzerinden ayarlanabilmektedir (145).

Termal döngü işleminin yaşlandırma etkisinin 2 farklı şekilde gerçekleştiği düşünülmüştür. Birincisi; sıcak suyun, interfaz bileşenlerinde hidroliz meydana getirerek yetersiz polimerizasyon göstermiş rezinlerin ara bağlarının kopması veya sürekli su alımı ile bozulma ürünlerinin açığa çıkması . İkincisi; materyalin dişe göre daha yüksek termal genleşme ve büzülme katsayısının olmasından dolayı diş ile materyal arasında sürekli genleşme ve büzülme stresleri oluşması ve buna bağlı diş/materyal bağlanma yüzeylerinde oluşan mikroçatlakların daha sonra mikro sızıntıya neden olarak ağız sıvılarının geçişine izin vermesi (144, 148). Örneğin kompozit rezinlerin termal genleşme katsayısı 25-60 ppm °C<sup>-1</sup>, minenin 11,4 ppm °C<sup>-1</sup>, dentinin ise 8 ppm °C<sup>-1</sup> olarak bilinmektedir. Yani kompozit malzemelerin genleşme katsayısı mine ve dentine göre oldukça fazladır (147).

Ayrıca yaşlandırma esnasında kompozit rezinde yapısal birtakım değişiklikler oluşmaktadır. Rezin bazlı restorasyonlarda ya da yapıştırma ajanlarında, degradasyon sonucu açığa çıkan renklenmiş ürünler, yüzey özelliklerinde meydana gelen değişiklikler ve dış faktörlü boyayıcı ajanlar nedeniyle materyalin renginde değişiklikler görülebilmektedir (149).

## **2.6 Renk**

### **2.6.1 Renk Sistemleri**

Renk, ışığın cisim yüzeyine çarptıktan sonra göze ulaşması neticesinde oluşan bir kavramdır. Rengin algılanması için cisim yüzeyine ışık çarpmalıdır (150). Rengin algılanmasında ışık kaynağı dışında obje ve algılayıcı olarak 2 faktör daha rol oynamaktadır. Işık huzmesinin tüm bileşenlerini yansıtan bir obje beyaz olarak algılanırken; tüm ışık huzmelerini soğuran, hiç yansıtmayan bir obje ise siyah olarak algılanır (56).

Yansıyan ışık, göze ulaştıktan sonra rengi algılama kabiliyeti de kişiler arasında farklılık gösterir (150). İnsan gözü, dalga boyu 400-700 nanometre arasında olan ışığı algılayabilir. Renk algılamada retinadaki koni hücreleri görev alır. Renk körlüğü bu hücrelerde herhangi bir anomali varlığında ortaya çıkmaktadır (56). Gözün yorgunluk derecesi, psikolojik faktörler, zeminin rengi, ortamdaki ışık kaynağı gibi faktörler rengin yorumlanmasında farklılıklara neden olur; o nedenle farklı kişiler aynı objeyi farklı görebilir (150).

Sir Isaac Newton ışık üzerine birçok deney yapmış olup 1676 yılında gerçekleştirdiği bir araştırmada tek bir beyaz ışık demetini cam prizmadan geçirip tayf renklerine ayrıldığını gözlemlemiştir. Cam prizmadan geçen ışık demeti dalga boylarına bağlı olarak farklı açılarda kırılır ve kırmızıdan mora değişik tayf renklerini oluşturur. Young ise daha sonra bu deneyin tam tersini yaparak tayfın altı renginin birer ışınını birbiri üzerine düşürerek beyaz ışığı elde etmiştir (151).

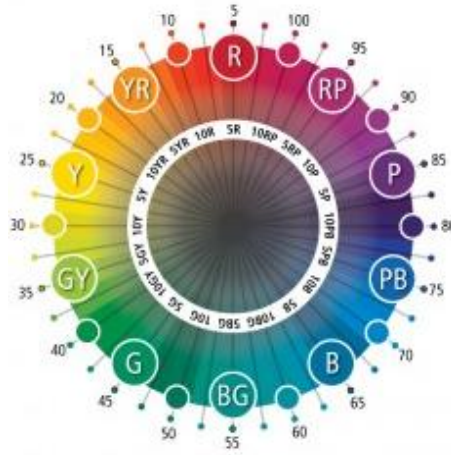
1611’li yılların başında Sigfried Forsis, rengin 3 boyutu olduğunu tanımlamıştır (152) ve bundan sonra günümüze kadar birçok renk belirleme sistemi geliştirilmiştir. Günümüzde en çok tercih edilen 2 renk belirleme sistemi, Munsell ve CIE Lab renk sistemleridir (153).

### 2.6.1.1 Munsell Renk Sistemi

Bir ressam olan Albert Henri Munsell 1905 yılında kroma, value ve hue özelliklerine göre ayırdığı renk kartlarını kullanarak rengin sayısal olarak tanımlandığı bir renk atlası ortaya çıkarmıştır. Bu model daha da geliştirilerek günümüzde de kullanım alanı bulan Munsell renk sistemi oluşturulmuştur. Bu sistem hem kolay uygulanması hem de güvenilir olması nedeniyle diş hekimliğinde renk belirlemede sıklıkla kullanılan bir sistem halini almıştır (154, 155).

Bu renk sisteminde renkler, uzaysal olarak silindiriksel koordinatlarda gösterilmektedir. Bu sistemdeki üç değişken Hue (ton), Value (parlaklık) ve Kroma (doygunluk)'dır (56).

Hue; dışın ana rengini ifade etmekle beraber rengi bir başka renkten ayıran özelliktir. Rengin tonu; mavi, sarı ve kırmızı ifadeleri ile tanımlanmaktadır. Munsell'in oluşturduğu renk çemberinde 10 renk tonu bulunur. Renk tonu dalga boyu kısaldıkça spektrumun mor kısmına, dalga boyu uzadıkça kırmızı kısmına yaklaşmaktadır (156, 157). (Resim 7)



**Resim 7:** Munsell renk çemberi

Doğal dişlerde renk; turuncu ve sarı alan ile sınırlı, kısıtlı bir bölgeyi kapsamaktadır. Günümüzde yaygın kullanım alanı bulan vita renk skalasında diş

renkleri 4 grup hue altında toplanıp A (kahverengi), B (sarı), C gri), D (kırmızı), ifadeleri ile simgelenmektedir (51).

Kroma; rengin doygunluk derecesini gösteren bir terimdir. Bir başka deyişle yoğunluk veya şiddeti ifade eder. Kroma, bir rengin içerisindeki tonun miktarını tanımlamaktadır (152, 157). Bunu en kolay anlamak için bir kova suya damlatılan mürekkep örneği verilmektedir. Kova dolusu suya bir damla mürekkep damlatıldığında düşük kromalı bir karışım elde edilirken tüm mürekkebin akıtılması sonucu yüksek kromaya sahip bir karışım rengi elde edilir (150).

Value; bir cismin parlaklık derecesini ya da rengin açıklık-koyuluk derecesini belirleyen faktördür (157). Siyah ve beyaz olarak iki tip ışık ile ilgili olmakla beraber beyaz en açık tondur ve yüksek value değerine sahiptir. Siyah ise koyudur ve düşük value değerine sahiptir (56). Beyaz bir cisim, üzerine düşen tüm dalga boylarını yansıtır ve value değeri 100 kabul edilir. Siyah bir cisim ise üzerine düşen ışığın tüm dalga boylarını soğurur ve aydınlık değeri 0 kabul edilir (56). Value değeri Munsell ve CIE  $L^*a^*b^*$  renk sistemlerinde merkezde yer alan renksiz bir eksen olarak gösterilmiştir. Bu eksenin en üst noktada beyaz, en alt noktada siyah yer almaktadır. Siyah ve beyaz uçlar arasında grinin tonları yer alır ve kademeli bir geçiş oluşturulmuştur (151). İki cismin renk tonu aynı olsa bile koyu ya da açık görünmeleri value değerlerine bağlıdır. O nedenle diş hekimliğinde de renk seçiminde en önemli faktör value olarak kabul edilmektedir (150, 154).

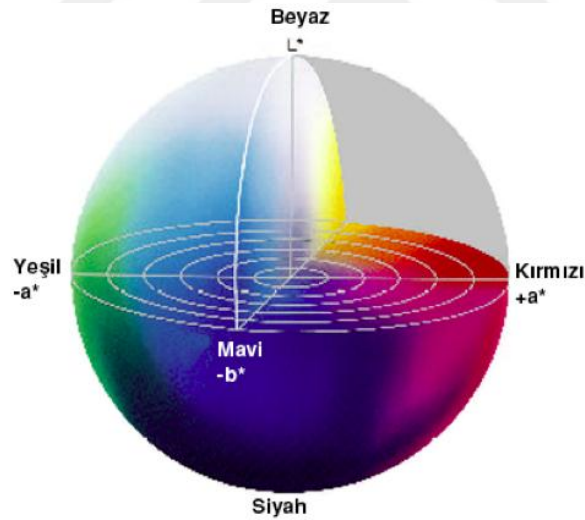
### **2.6.1.2 CIE LAB Renk Sistemi**

Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination); 1913 yılında Viyana'da kurulmuş olan; renk ve görünüm gibi alanlarda standart ışık kaynağı ve gözlemci ile bir renge insan görme sisteminin yanıtını gösteren tristimulus (üç uyaranlı) değerlerinin hesaplamasında öncü olmuş, yetkili organizasyondur (154). Bu sistemde renk belirlemede  $L^*,a^*, b^*$  değişkenleri kullanılmaktadır.  $L^*$  değeri parlaklık ile ilgilidir yani rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını verir. Bu değer Munsell sistemindeki value değerine benzemektedir.  $a^*$  ve  $b^*$  eksenleri ise rengin yoğunluk/kroma ölçüsünü ifade eder.  $a^*$  değeri kırmızı-yeşil renk eksenindeki yoğunluğu  $b^*$  değeri ise sarı-mavi renk eksenindeki yoğunluğu tanımlamaktadır.  $a^*$ 'nın pozitif değeri kırmızı miktarını,

negatif değeri yeşil miktarını bildirirken b\*'nin pozitif değeri sarı, negatif değeri ise mavi miktarını bildirmektedir (56, 154, 157).(Resim 8)

CIE L\*a\*b\* renk sisteminin en önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişikliğinin belirlenebilmesidir. Renk değişim büyüklüğü  $\Delta E$  ile ifade edilmekte ve hesaplanmasında “ $\Delta E = [ (\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2 ]^{1/2}$ ” formülü kullanılmaktadır. Bu formülde yer alan  $\Delta L^*$ ,  $\Delta a^*$  ve  $\Delta b^*$ , iki renk değişkeni arasındaki farkı ifade etmektedir.(56).

Bu sisteme göre restorasyon ve doğal dişlerin renk uyumu  $\Delta E$  değerine göre hesaplanabilmektedir. Yapılan araştırmalarda insan gözünün ayırt edebileceği bir renk farkı için 2 ile 3.7 arasında  $\Delta E$  değeri olması gerektiği bildirilmiştir. Bazı bireyler 0.5 değerindeki bir renk farkını bile algılayabilirken bazı bireyler 4 değerindeki bir farkı dahi algılayamamaktadırlar (56, 151).



**Resim 8:** CIE LAB Renk evreni

### 2.6.2 Renk Ölçümleri

Diş hekimliğinde renk ölçümleri vizüel (görsel) olarak ya da çeşitli aygıtların yardımıyla yapılmaktadır (157, 158).

Görsel ölçüm, renk belirlenmesinde sıklıkla kullanılıyor olsa da ortam koşulları, kullanılan skalanın güvenilirliği ve kişisel faktörler yöntemin güvenilirliğini azaltmaktadır (157-159).

Renk seçiminde ise klinikte en çok başvurulan yöntem renk skalaları kullanarak karşılaştırmalı renk seçim yöntemidir(152, 160, 161). Bu yöntem porselenin diş hekimliğine girdiği yıllardan beri kullanılmaktadır. Renk seçimi yapılırken komsu dişlere en yakın renkler ayrılarak bunlar arasından seçim yapılmaktadır. Ortam koşulları ne kadar standardize edilmeye çalışılsa da ışık kaynağı, hekimin deneyimi, yaşı ya da göz problemleri hata payını yükseltir; yani standardizasyon sınırlıdır ve objektif bir yöntem olarak kabul edilmez (158, 160).

Renk ölçüm cihazları kullanılarak yapılan renk ölçümlerinin görsel renk ölçümleri ile mukayese edildiğinde daha objektif ve hassas olması, sayılarla ifade edilebilmesi ve ölçümlerin daha seri elde edilebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (158).

Renk ölçümünde kullanılan aygıtın tasarımı ve performansı da sonuç değerini etkileyebilmektedir (154). Günümüzde bütün renk ölçüm cihazları detektör, sinyal düzeltici ve yazılımdan oluşmaktadır (156).

Cihazlar arası uyumun olması cihazların güvenilirliğini arttırmaktadır. Çünkü klinikte var olan cihazla yapılan renk seçiminin laboratuvarında kullanılan cihaz yardımıyla oluşturulan restorasyon rengiyle örtüşmesi gerekmektedir (162).

### **2.6.2.1 Kolorimetreler**

Kolorimetre ile ışığın yoğunluğu ve dalga boyuna göre ölçüm yapılmaktadır. Üç ana renkteki her bir ışığın renk ölçümü yapılacak örnek üzerinden yansıma miktarını, referans örnekten yansıyan ışığa göre yüzde olarak ölçmektedir.

Ölçüm neticesinde elde edilen sonuçlar ise üçlü uyaran değerleri (X, Y ve Z) ya da CIE L\*a\*b\* değerleri cinsinden verilmektedir (56).

Kolorimetrenin kullanım alanları yüzey renginin ölçümü ve kendisinden parlak renklerin ölçümü olarak ikiye ayrılmaktadır. Yüzey renklerinin ölçümü için ekstra ışık kaynağına gereksinim duyulmaktadır (154). Ayrıca ağız içerisinde kullanım için

özel başlık ve uçlar eklenmelidir. Matematiksel analize izin veren kontakt tipi kolorimetreler en güvenilir olanlarıdır.

Kolorimetreler diğer cihazlara kıyasla kullanım kolaylığı ve ekonomik olmaları gibi nedenlerle avantajlıdır ancak detektörlerin eskimesi durumunda ölçüm hassasiyeti ve sonuçların tekrarlanabilirliği kaybolmaktadır. Ek olarak bu cihazlar ile metamerizmin belirlenememesi de bir diğer dezavantajdır (154).

### **2.6.2.2 Dijital kameralar**

Dijital kameralar dış hekimliğinde artan bir ivme ile kullanım alanı bulmaktadır. Bu sistemde ölçüm yapılacak cismin bir bölgesinin değil tüm yüzeyinin renk ölçümü yapılabilmektedir. Görüntüler, standardize edilmiş koşullar sağlandıktan sonra dijital fotoğraf makinesi ile elde edilir ve sonuçlar bilgisayar programları ile "CIE LAB" değerleri cinsinden değerlendirilir (154). Bu sistemde kolorimetrik ve multispektral olmak üzere iki farklı yaklaşım kullanılır. Kolorimetrik yaklaşımda, dijital kamera, bilgisayar, renk sensörü ve aydınlatma kutusu bulunmaktadır. Sistemde bilgisayar yazılımı, kamera karakterizasyonu, renk ölçümü ve monitör karakterizasyonu gibi fonksiyonlar bulunmaktadır. Stabil ve eşit miktarda aydınlatılmış kutu içerisine cisim yerleştirilir ve kutunun üzerindeki dijital kamera ile görüntü alınır. Alınan görüntü, sonrasında bilgisayar ortamına aktarılır ve renk değerleri bilgisayar yazılımı vasıtasıyla elde edilmiş olur (154, 161). Multispektral yaklaşımda ise her bir piksel, spektral yansıtma eğrisi ile elde edilmektedir (161).

### **2.6.2.3 Spektrometreler**

Spektrometreler irradiance (parlaklık) ve radiance (ışınım) gibi radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış aygıtlardır (154). Telespektrometreler renk üretimi işlemlerinde kullanım alanı bulmaktadırlar. Bu cihazlarla ölçüm yapılırken ölçüm yapılacak cisim ile temas sağlanmaz, bu özelliği nedeniyle insan gözünün görme koşullarına benzerlik sağlanmış olur. Cihazın hem yüzey renklerini hem de kendisinden parlak renkleri belirleyebilme gibi avantajları vardır ancak pozisyonel hassasiyet gerektirmesinden dolayı ölçümler çok dikkatli yapılmalıdır (154).



#### 2.6.2.4 Spektrofotometreler

Spektrofotometreler diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan, yüzey rengi ölçüm aletlerdir. Bu cihazlar çoklu sensor adı verilen bir sistem ile çalışmaktadır ve her dalga boyunda yansıtılan ışık miktarını ölçebilmektedirler. Bu özelliklerinden dolayı insan gözüyle ayırt edilemeyen renk farklılıkları dahi tespit edilebilmektedir.

Spektrofotometreler ışık kaynağı, monokromatör ve detektörden oluşmaktadır ve cisimden yansıyan ışığın beyaz bir referanstan yansıyan ışığa oranını ölçebilmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Kolorimetrelerin aksine birden fazla ışık kaynağı ile ölçüm yapabildiklerinden, bu cihazlar ile metamerizm de değerlendirilebilmektedir (150, 163).

Spektrofotometreler; porselenlerin, restoratif rezinlerin, yapay dişlerin ve dental materyallerin renkleri açısından sayısal ifadelerini bulmak ve iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek için kullanılmaktadırlar (56, 151).

Diş hekimliğinde geçmişten günümüze değişik firmaların ürettiği birçok spektrofotometre kullanılmaktadır. Vita firması 2002 yılında VITA Easyshade adını verdiği spektrofotometreyi kullanıma sokmuştur (162). Cihaz, fiberoptik kablo aracılığıyla ana üniteye bağlanan bir el aparatı içermektedir. Cihazın probu yaklaşık 5mm çapındadır ve probun içinde 19 adet 1mm çapında fiberoptik demet ve etrafında da halojen lamba bulunmaktadır. Ölçüm esnasına halojen lamba aydınlatma sağlamaktadır ve aynı zamanda çok sayıda spektrometre kullanılmaktadır. Spektrometreler hem ışık kaynağını görüntüler hem de dişe giren ve içeride yayılan ışık miktarını iki ayrı noktadan ölçer. Ölçülen değerler materyalin kalınlığı ve buna bağlı translusensi değeri de göz önünde bulundurularak hesaplanmaktadır. Cihazın ölçüm değerleri Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre verilmektedir. Ayrıca ölçüm öncesinde diş, restorsyon ya da renk skalası şıkları arasından ölçüm modu seçilmelidir (154, 156).

2008 yılında ise 2. jenerasyon olarak kontakt tipi dental spektrofotometre olan VITA Easyshade Compact geliştirilmiştir (Resim 9). Cihaz mobil olarak tasarlanmış olup klinik kullanımlarda kolaylık sağlanmıştır. Ölçüm yapılacak diş yüzeyi LED ışık kaynağı ile aydınlatır ve ortamdaki ışık koşullarının ölçüm değerlerini

etkilemeyeceği ileri sürülmektedir. Ayrıca cihazın, ölçümleri hafızasında saklayabilmesi gibi avantajları da mevcuttur (164, 165).



**Resim 9:** Vita Easysshade Compact

Spektrofotometreler ile elde edilen sonuçlar objektiftir ve standart koşullarda hatasız ve tekrarlanabilir sonuçlar vermektedir. Ancak aletlerin ekonomik olmaması klinik kullanımda bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır (160).

#### **2.6.2.5 Görsel Ölçüm**

Görsel renk değerlendirmesi, ilgili cisim tarafından yansıtılan ışığın gözlemcinin gözü tarafından alınıp yorumlanması yoluyla olmaktadır. Gözlemci gözünün verdiği yanıt, bireyler arasında farklılık gösterdiği gibi ortamdaki ışığın değişmesi sonucunda aynı bireyin farklı zamanlardaki değerlendirmelerinde de değişkenlik gösterebilmektedir.

10 milyonun üzerinde farklı rengi ayırt edebilen insan gözü, en çok yeşil renk bölümünde hassaslaşmıştır. Bu kadar fazla farklı rengi ayırt edebilen insan gözü, renklerin karşılaştırılması konusunda oldukça başarılıdır (56, 151).

Görsel ölçüm esnasında gözlemci, örnekleri birbirleri ile mukayese ederek rengin tonu ya da yoğunluğu açısından bir sıralama yapar (166). Diş hekimliği alanında çalışan kişilerin renk farklılıklarını diğer bireylere göre daha iyi algıladığı belirtilmiştir (167, 168). Ancak görsel ölçüm esnasında hatalı sonuca neden

olabilecek birçok faktör bulunmaktadır. Örneğin ortamdaki aydınlatma şekli, metamerizm, dişlerin ıslak ya da kuru olması; gözlemcinin yorgunluğu, psikolojik durumu, yaşı, görme kusurları, gibi faktörler sonucu etkileyebilmektedir (169, 170).

#### *Görsel Analog Skala (Visual Analog Scale, VAS)*

Görsel analog skala, genellikle sağlık alanında yürütülen çalışmaların geri dönüşü ile ilgili fikir edinmek amacıyla kullanılan ve cevaba dayalı olan bir ölçüm yöntemidir. Bu skala en çok ağrının şiddetini ölçmede kullanılmaktadır (171). 1920'li yıllardan beri kullanılan bu skalada, genellikle horizontal düzlemde 100 mm'lik bir cetvel bulunmaktadır (171). En alt değer, ölçülmesi istenen durumun gerçekleşmediğini ifade ederken en üst değer ise maksimum düzeyde gerçekleştiğini ifade etmektedir (172). Derecelendirme yapacak kişi skala üzerindeki ifadeler arasında bir noktaya işaret koyar ve bu işaretin denk geldiği değer, subjektif verinin sayısal karşılığı olarak kabul edilmektedir (173). Bu skalanın modifiye edilmiş şekilleri de kullanılabilir. Örneğin daha kısa (65mm) formatta ya da vertikal yönde oluşturulmuş olanları da uygulanabilmektedir (171).

#### **2.6.2.5.1 The Toothguide Training Box (TTB)**

Estetik diş hekimliğinde renk seçiminin kabul edilebilir seviyede olması fazlasıyla önem taşımaktadır. Renk seçiminde kolorimetreler ve spektrofotometreler sıklıkla kullanılan aygutlardır. Ancak günümüzde hala en sık tercih edilen renk seçim yöntemi, görsel olarak renk skalaları yardımı ile elde edilmektedir (174, 175).

Görsel renk değerlendirmesi, yansıyan ışık enerjisi uyaranına karşı, gözlemcinin verdiği fizyolojik ve psikolojik cevaba dayanmaktadır. Ve birçok değişken; renk algısını, dolayısıyla da renk seçimini etkilemektedir (169, 170). Renk skalaları gibi geleneksel yöntemler kullanılarak yapılan renk seçimlerinde birbirleriyle örtüşmeyen sonuçlar ortaya çıkabilmektedir (175).

Örneğin dışarıdan gelen ışık, gözün önceden maruz kaldığı uyaranlar, metamerizm, gözlemcinin yaşı, deneyimi ve yorgunluk durumu gibi faktörler renk seçiminde etkili olan faktörlerdir (169, 170, 176).

Ayrıca gözlemcinin önceki deneyimlerinin ve renk seçimi konusundaki eğitim durumunun renk seçimi konusunda etkin rol oynadığı düşünülmektedir (177).

2002 yılında Jakstat, diş hekimliği için bir renk seçimi eğitim sistemi geliştirmiş ve 2007’de bu sistemi daha da geliştirerek Vita firması ile birlikte Toothguide Training Box Mark II (TTB) olarak bilinen sistemi oluşturmuştur (Resim 10). Bu sistem özellikle üniversite öğrencilerinin rengin tanımlandırılması ve doğru renk seçimi konusunda eğitilmeleri için dizayn edilmiştir (175).

TTB cihazı bir bilgisayara bağlı olarak iş gören ve gün ışığı aydınlatması sağlayan bir kutudan oluşmaktadır.(Resim 10) (175).



**Resim 10:** Toothguide Trainig Box sistemi

Sistemde rengin değerlendirileceği objeler diş şeklindedir ve sistem tarafından sırasıyla aydınlık, kroma ve hue değerlerinin doğru eşleştirilmesi istenmektedir.

Renk eşleştirmelerinden oluşan toplamda 3 farklı egzersiz ve sonunda bir final testi bulunmaktadır. Egzersiz kısmındaki katılımcılar belirli bir seviyede performans göstermeden test kısmına geçememekte, ancak egzersiz kısmını başarı ile bitirebilenler daha sonraki teste tabi tutulmaktadır. Bu sayede test sonucu değerlendirilecek olan katılımcıların standardize edilmiş değerlerde bilgi birikimine ve renk değerlendirme kabiliyetine sahip olduğundan emin olunmaktadır. Test

sonucunda ekranda doğru ve yanlış cevapların sayısı belirtilmekte ve sistemde 1000 üzerinden puanlama yapılmaktadır (175, 178).

TTB, renk değerlendirme konusunda etkin bir eğitim aracı olarak görev görmesinin yanısıra, kişinin kendi kabiliyetini ölçmesi şansını da sağlamaktadır (178).

## **2.7 Taramalı Elektron Mikroskobunda (SEM) İnceleme**

SEM’de görüntü elde etme, görüntüsü istenen örnek üzerine hızlandırılmış elektron demeti gönderilmesi ve örnekten yansıtılması ile elde edilen sinyallerin algılanması yoluyla olmaktadır SEM ile yüzeyin yüksek çözünürlükte ve detayda incelenmesi mümkün olabilmektedir. Yüzey morfolojisi hakkında kapsamlı bilgi veren bu sistem bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır (179).

Elektron gönderilmesi ve yansıtılması işleminin sürekli olması için incelenecek yüzeyin iletken halde olması gerekmektedir. Bu amaçla incelenecek yüzeyler öncelikle altın ve palladyumla kaplanmaktadır (180).

### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

Araştırma, değişik materyallerle yapılan ince parçalı lamina venerlerin farklı polimerizasyon tipine sahip simanlarla simantasyonu sonrasında meydana gelebilecek renklenmeyi tespit etmek amacıyla oluşturulmuştur.

Lamina venerlerin yapımı için 4 farklı materyal ve 2 farklı metod kullanılmıştır. Sözü edilen materyallerden 3 tanesi CAD/CAM teknolojisi ile üretilen seramik sistemleriyken, 1 tanesi elde hazırlanan ve revetman model üzerine porselen yüklemesi ile oluşturulan seramik sistemidir. Seçilen lamina materyallerinin içerik olarak da farklı özelliklerde olmasına dikkat edilerek, lityum disilikat esaslı, hibrit (rezin nano seramik), feldspatik ve lösitle güçlendirilmiş feldspatik seramik materyalleri çalışma için kullanılmıştır. Her seramik grubu 20'şer örnekten oluşmaktadır ve her 20 örnek de 10'arlı gruplara ayrılarak iki farklı rezin siman ile yapıştırılmıştır.

Simante edilecek yüzey, doğal diş yapısına en yakın özellikteki dana diş yüzeyi olarak belirlenmiş ve yapıştırıcı ajan olarak ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen olmak üzere iki farklı kompozit rezin siman kullanılmıştır.

#### **3.1 Örneklerin Hazırlanması**

##### **3.1.1 Dişlerin Hazırlanması**

Çekilmiş dana dişleri arasından form ve renk açısından birbirine en yakın olan 80 tanesi seçilerek kök yüzeyi temizlik işlemlerine tabi tutulmuştur. Dişlerin kron kısımlarındaki eksternal renklenmeleri elimine etmek içinse pomza ve polisaj fırçası yardımıyla polisaj işlemi gerçekleştirilmiştir.

%0.1'lik timol solusyonu, ultrasonik karıştırıcıda hazırlanarak çalışma süresince dişlerin dezenfekte ve muhafaza edileceği sıvı ortamı oluşturulmuştur. Tüm bu işlemlerin ardından dişler kullanıma hazır hale getirilmiştir (Resim 11). Dişler 1'den 80'e kadar numaralandırılmış ve bu numaralar her bir dişin palatinal yüzeyine aere tor yardımıyla kazınarak çalışma süresince karışıklığa yol açmayacak şekilde görünür hale getirilmiştir.



**Resim 11:** Tm dişlerin temizleme sonrasında numaralandırılarak hazır hale getirilmesi

### 3.1.2 Lamina Vener Restorasyonların Hazırlanması

Çalışmada 4 farklı seramik materyalinden oluşturulmuş, 20'şer örnekli lamina vener grupları bulunmaktadır. Resim 12'de restorsyonların üretilmesinde kullanılan materyal örnekleri görülmektedir. Grupların hiçbirinde diş yüzeylerinde herhangi bir preparasyon yapılmamıştır.



**Resim 12:** Lamina restorasyonlarının yapımında kullanılacak materyaller

İlk grup, lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik bloklar (IPS e.max CAD, Impulse Opal, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) kullanılarak CEREC CAD/CAM, (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya), sistemiyle üretilmiştir.

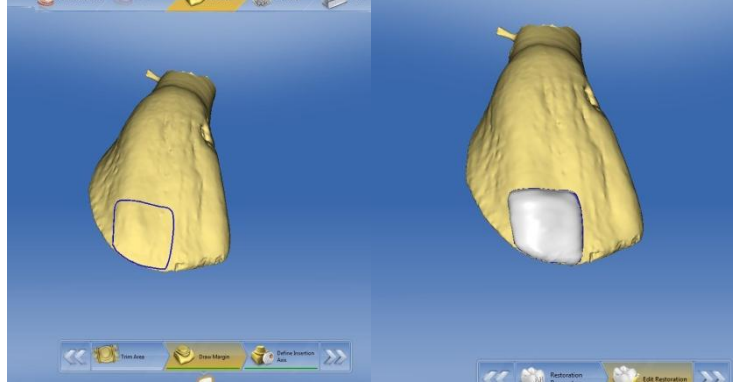
İlgili diş kurutulduktan sonra restorasyonun tasarlanacağı diş yüzeyi dijital okumanın sağlanması için optik pudra (CEREC® Optispray, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile kaplanmış ve laboratuvar tipi CEREC okuma cihazıyla (CEREC inEos X5 , Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) dijital taraması yapılmıştır (Resim 13).



**Resim 13:** CEREC inEos X5 ile dişlerin dijital taraması

Tarama sonrası bilgisayar ekranında oluşan 3 boyutlu görüntü üzerinde preparasyon sınırları belirlenerek restorasyonun dijital çizimi tamamlanmıştır (Resim 14).





**Resim 14:** Restorasyon sınırlarının belirlenmesi ve restorasyonun dijital tasarımı

Bilgisayar yazılımında, restorasyon kalınlığı 0,4 mm siman aralığı ise 0  $\mu$ m olarak belirlendikten sonra nihai restorasyon, sistemin hesaplamaları sonucunda oluşturulmuştur.

Düzeltilme gereken yerler, programın izin verdiği ölçüde manuel olarak düzeltildikten sonra kazıma işlemi için kazıma ünitesine (CEREC MC XL Premium, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) gönderilmiştir. Tüm işlemler diğer 19 diş için de uygulandıktan sonra, IPS e.max CAD Impulse Opal bloklar kullanılarak 20 adet restorasyonun kazınması tamamlanmıştır. IPS e.max CAD bloklar pre-kristalize bloklar oldukları için restorasyonların kazınması tamamlandıktan sonra kristalizasyon işlemine tabi tutulmaktadırlar. Bu amaçla örnekler, üretici firmanın önerdiği doğrultuda, porselen fırınında (Vita Vacumat 6000 M, Bad Säckingen, Almanya) kristalize edilmiştir. Resim 16’da uygulanan kristalizasyon parametreleri ve Resim 17’de tüm pişirme işlemlerinde kullanılan porselen fırını görülmektedir. Örnekler 5’erli gruplar halinde kristalize edildikten sonra inceltme ve bitim işlemleri için hazır hale getirilmiştir (Resim 18).



**Resim 15:** CEREC MC XL Premium Kazıma cihazı

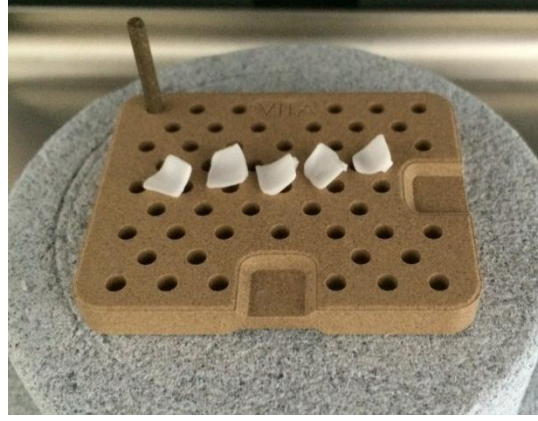
**Crystallization parameters** IPS e.max CAD with or without IPS e.max CAD Crystall./Shades, Stains, Glaze

	B °C/°F	S min	t <sub>1</sub> °C/°F/min	T <sub>1</sub> °C/°F	H <sub>1</sub> min	t <sub>2</sub> °C/°F/min	T <sub>2</sub> °C/°F	H <sub>2</sub> min	V1 <sub>1</sub> /V1 <sub>2</sub> °C/°F	V2 <sub>1</sub> /V2 <sub>2</sub> °C/°F	L °C/°F	t <sub>L</sub> °C/°F/min
IPS e.max CAD HT	403/757	6:00	90/162	820/1508	0:10	30/54	840/1544	7:00	550/820 1022/1508	820/840 1508/1544	700/1292	0
IPS e.max CAD Impulse	403/757	6:00	60/108	770/1418	0:10	30/54	850/1562	10:00	550/770 1022/1418	770/850 1418/1562	700/1292	0

**Resim 16:** IPS e.max restorasyonların kristalizasyon prosedürü



**Resim 17:** Porselenlerin kristalizasyon ve pişirme işlemlerinde kullanılan VITA Vacumat 6000 M porselen fırını



**Resim 18:** Kristalizasyon sonrası restorasyonların görünümü

İkinci gruptaki 20 örnek, rezin nano seramik bloklar (A2 Lava™ Ultimate, 3M/ESPE, St. Paul, MN, USA) ve üçüncü gruptaki 20 örnek ise feldspatik seramik bloklar (A2 Sirona CEREC Blocs, Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılarak aynı yöntemle tasarlanıp kazınarak üretilmişlerdir. Sonuç olarak 3 ayrı materyalden oluşan 60 parçalı lamina venter örneği, ince tesviye ve bitim işlemleri için hazır hale getirilmiştir.

Restorasyonlar, preparasyonsuz diş yüzeyine simante edileceği için; restorasyonun bitim sınırının dişle arasında basamak oluşturmaksızın tam bir uyum içinde hazırlanması gerekmektedir. Bu amaçla kazınması tamamlanan venter örneklerinin, diş yüzeyiyle birleşim yeri sıfırlanacak şekilde, çeşitli möllerle inceltme ve sonrasında parlatma işlemlerine tabi tutulması gerekmektedir.

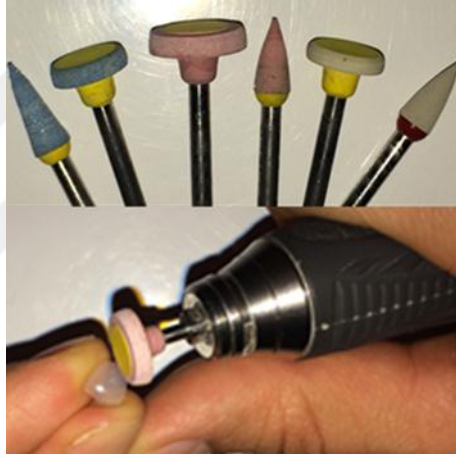
CEREC kazıma ünitesinde kazınması tamamlanan 60 örneğin diş yüzeyleriyle adaptasyonu kontrol edildikten sonra tij çıkıntıları möllenerek uzaklaştırılmıştır.

IPS e.max CAD impulse Opal ve CEREC blocs materyallerinden hazırlanan örnek grupları, porselen tesviyesi için özel olarak üretilmiş çeşitli gren boyutlarına sahip elmas bitirme möletleriyle inceltilerek uygun kalınlığa getirilmiştir (0,2-0,4mm).

Öncelikle kaba grenli frezle (W8Dg, EVE DIAPOL® coarse, Pforzheim, Germany) inceltme işlemi gerçekleştirilmiş; sonrasında orta grenli frezle (W8Dmf, EVE DIAPOL® medium, Pforzheim, Germany) yüzey pürüzsüzleştirildikten sonra;

en son da ince parlatma lastiğiyle (W8D, EVE DIAPOL® fine, Pforzheim, Germany) mekanik cila işlemi uygulanmıştır. Resim 19’da kullanılan tüm frezler görülmektedir.

Lava™ Ultimate materyali hem rezin kompozit hem de seramik içerikli hibrit bir malzeme olduğu için bu materyalden hazırlanan örnek gruplarında bitirme ve cila işlemleri için orta grenli frez (EVE DIAPOL® medium, W8Dmf), ince parlatma lastiği(EVE DIAPOL® fine, W8D), ve en sonunda elmas partiküllü kompozit parlatma lastiği (Optrapol "Next Generation", Ivoclar Vivadent, Liechtenstein ) kullanılmıştır.



**Resim 19:** Restorasyonların bitim ve cila işlemlerinde kullanılan taş ve lastikler

CAD/CAM yöntemiyle hazırlanan 60 lamina veneden örneğin simantasyon öncesi tüm kontrolleri yapılarak hazır hale getirilmiştir (Resim 20).

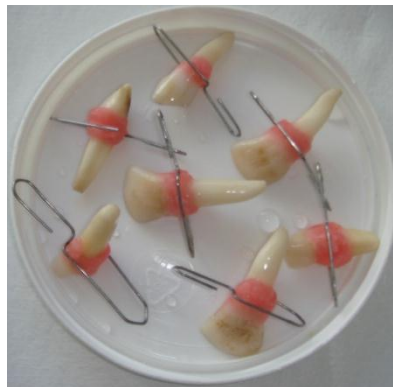


**Resim 20:** Simantasyona hazır hale getirilmiş lamina venter örneği

Çalışmamızda lamina venter yapımında kullanılan diğer materyal ise lösit içeren feldspatik porselendir (A2 InLine Dentin, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

Örnekler porselen pişimine uygun fosfat bazlı revetman (Noritake Nori-Vest, Investment For Ex-3 Porcelain, Kuraray Noritake Dental Inc) üzerinde kademeli porselen yüklemesi ile oluşturulmuştur.

Öncelikle ilgili 20 diş kurutularak dublikasyon için hazır hale getirilmiştir. Dişlerin kolesine yakın olacak şekilde tabaka mum sarıldıktan sonra ortalarına ataç yerleştirilmiş ve dublikasyon materyaline daldırıldığı esnada stoplayıcı görev görmesi sağlanmıştır (Resim 21).



**Resim 21:** Durdurucu amaçlı ataç yerleştirilmiş dişlerin görünümü

Dublikasyon silikonu (Duosil D, Shera, Germany) üreticinin önerdiği doğrultuda 1'e 1 oranında, hava kabarcığı kalmayacak şekilde vibratör üzerinde karıştırıldıktan sonra her örnek için ayrı olarak hazırlanan silindir kaplara boşaltılmıştır.

Dişler sıra ile dublikasyon silikonu dolu kaplara dikey olarak daldırılmış ve köklerin ortasında bulunan durdurucu ataçlar yardımıyla daldırılan seviyede sabitlenmiştir (Resim 22).



**Resim 22:** Duosil D dublikat silikonu ve dişlerin dublikat silikonu içerisindeki görünümü

Bu işlemler 3'erli gruplar şeklinde tekrarlandıktan sonra 20 örneğin de sertleşmesi beklenmiş ve ardından dikkatlice dublikat materyalinden çıkartılmıştır.

Elde edilen diş boşlukları; vakumlu karıştırıcı ile hazırlanan revetman materyali ile, vibratör üzerinde, içerisinde hiç hava kabarcığı kalmayacak şekilde, fırça yardımıyla doldurulmuştur (Resim 23).



**Resim 23:** Revetmanın vakumlu karıştırıcıda hazırlanması ve vibratör üzerinde dublikat boşluklarına dökülmesi

1 saatlik sertleşme sürecinin ardından revetman materyalinden hazırlanan dublikatlar, silikonun içerisinde dikkatlice çıkartılmıştır. Revetman materyali bu aşamada henüz kullanıma hazır değildir ve yeterli dayanıklılığa sahip olması için fırınlama işlemlerinden geçmesi gerekmektedir. Bu amaçla 20 revetman örneği manşet fırınında 1080°C’de 15 dakika bekletilerek hazır hale getirilmiştir.

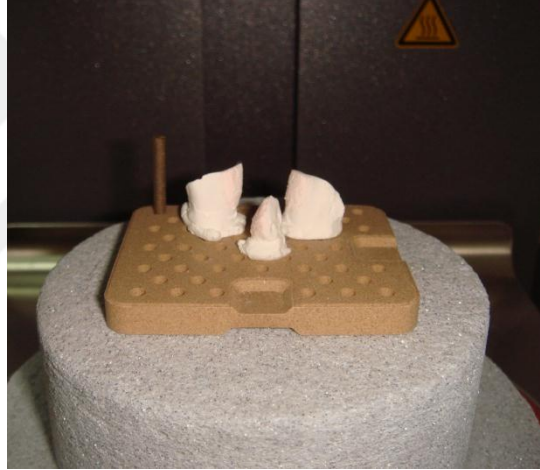
Porselen yükleme için hazır hale getirilen revetman örnekler, porselende oluşabilecek porozitelerin önlenmesi için öncelikle su içerisinde bekletilerek gaz çıkışı sağlanmıştır.

Porselen tozu ve sıvısı (A2 In Line Dentin, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). karıştırıldıktan sonra samur fırça yardımıyla planlanan restorasyon bölgesine ince bir katman halinde sürülmüştür (Resim 24).





**Resim 24:** Revetman model üzerinde porselen uygulaması



**Resim 25:** Tabakalama sonrası porselenin pişirilmesi

Fazla su peçete yardımıyla emdirildikten sonra örnekler ilk pişirme için porselen fırınına (Vita Vacumat 6000 M, Bad Säckingen, Almanya) sokulmuştur (Resim 25). Bu işlem her örnek için 3 kez tekrarlanmıştır ve 3. pişirmenin ardından istenilen kalınlıkta porselen elde edilmiştir. Pişirme işlemleri tamamlanmış tüm örnekler Resim 26'da görülmektedir.





**Resim 26:** Porselen pişirme aşaması tamamlanmış dişlerin görünümü



**Resim 27:** Revetmanın kumlanarak uzaklaştırılması

Revetman, porselen restorasyondan kumlanarak uzaklaştırılmıştır (Resim 27).

Hazırlanan venerlere daha sonra, diğer örneklerde olduğu gibi, möletler yardımıyla inceltme, düzgünleştirme ve parlatma işlemleri uygulanmıştır.

Tüm restorasyonlar alkol içerisinde ultrasonik temizleyicide 15 dakika bekletilerek simantasyona hazır hale getirilmiştir.

### 3.1.3 Örneklerin Simantasyonu

4 farklı materyalden oluşturulan örnek grupları kendi içinde 2'ye ayrılarak biri hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen diğeri ışıkla sertleşen olmak üzere 2 farklı rezin siman ile simante edilmiştir.

Her gruptan 10'ar tane rastgele örnek seçilerek ışıkla sertleşen rezin siman (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) için ayrılmıştır. Diğer örnekler ise hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen (Variolink N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) rezin simanla simante edilmek üzere beklemeye alınmıştır.

Restorasyonlar, diş yüzeylerindeki ilgili bölgeye oturtularak kurşun kalem yardımıyla restorasyon sınır hattı diş üzerinde çizilerek belirlenmiştir. Dişin asitlenmesi ve diğer yapıştırma ajanlarının uygulanması esnasında bu hattın dışına çıkılmamaya özen gösterilmiştir.

Diş yüzeylerindeki ilgili alanlar %37'lik fosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile 30 sn asitlenmiş ve 15 sn hava su spreyi yardımıyla yıkandıktan sonra kurutulmuştur.



**Resim 28:** Simantasyon için diş yüzeyinin hazırlanma aşamaları

Asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmış ve 15 sn. sonra hava spreyi ile dağıtılmıştır. Sonrasında adeziv (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanmış ve 10 sn. beklendikten sonra hava spreyi ile dağıtılmıştır. Son olarak diş yüzeylerine bond (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan,

Liechtenstein) uygulanıp hava ile inceltildikten sonra erken polimerizasyonun önlenmesi için ışık görmeyecek şekilde üzerleri turuncu plastik kapaklar yardımıyla kapatılmıştır.

IPS e.max CAD grubundaki lamina venter örnekler 20 sn, feldspatik seramik (IPS InLine, CEREC blocs) gruplarındaki örnekler ise 60 sn. hidroflorik asitle (Porcelain Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) asitlenmiştir ve 30 sn hava su spreyi ile yıkandıktan sonra kurutulmuştur. Dış yüzeyi ve lamina venter yüzeyi hazırlık işlemleri Resim 28 ve Resim 29’da görülmektedir.



**Resim 29:** Simantasyon için restorasyon yüzeyinin hazırlanma aşamaları

Lava™ Ultimate ile hazırlanan örnekler, hibrit yapıları nedeniyle herhangi bir asitleme işlemine tabi tutulmamıştır. 40 lamina örneğinin tümüne silan (Monobond-Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulanarak 60 sn bekletilmiş ve hava su spreyi ile kurutulmuştur. Lamina restorasyonlarının bağlanma yüzeylerine bond (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandıktan sonra hava spreyi ile inceltmiştir.

Transparan özellikteki ışıkla sertleşen kompozit rezin siman, lamina örneklerin iç yüzeyine sıkılıp yayıldıktan sonra dişteki ilgili bölgeye tam adapte olacak şekilde yapıştırılmıştır (Resim 30).



**Resim 30:** Işıkla sertleşen rezin simanın restorasyon içerisine yayılması ve diş yapıştırılması ardından ışık tatbiki

Taşan siman dikkatlice aplikatörler yardımıyla uzaklaştırıldıktan sonra, ışık önce dişin palatinal yüzeyinden daha sonra restorasyon bölgesinden olmak üzere 40 sn boyunca verilerek yeterli polimerizasyon sağlanmıştır.

Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin siman ile yapıştırılması planlanan diğer 40 lamina vener örneği ve diş yüzeyleri, ışıkla sertleşen rezin simanla yapıştırılan örnek grupları ile aynı prosedürler izlenerek hazırlanmıştır.

Ardından transparan ve low viscosity özellikteki kompozit rezin simanın baz ve katalizörü eşit miktarda sıkılarak yağlı kağıt üzerinde plastik bir spatül yardımıyla karıştırılmış ve lamina vener örneklerin iç yüzeylerine yayılmıştır (Resim 31).

Diş yüzeyine adapte edildikten sonra taşan siman temizlenerek önce palatinal sonra vestibül yüzeyden olmak üzere 40 sn boyunca ışığa tabi tutulmuş ve simanın sertleşmesi sağlanmıştır.



**Resim 31:** Dual-cure rezin siman karıştırma sonrası siman spatulu ile restorasyon içerisine yayılması

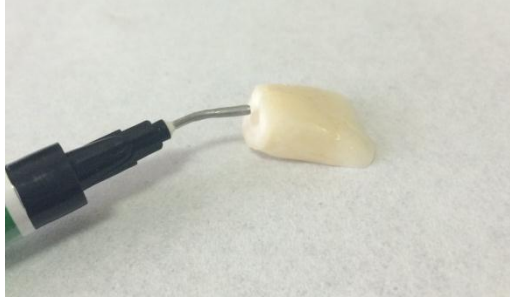
Simantasyon işleminden sonra, restorasyon ve diş yüzeyi arasında sıfır bitim sağlanması için, tüm örnekler tekrar lastik mœletler yardımıyla bitirme ve cila işlemine tabi tutulmuştur (Resim 32).



**Resim 32:** Simantasyon sonrası restorasyon sınırının sıfırlanması

Yorma ve renklendirme işlemlerinden önce restorasyonların simante edildiği dişler kole hizasından separe edilerek köklerinden ayrılmıştır. Pulpa boşlukları ise akışkan kompozitle doldurularak kapatılmıştır (Resim 33). Ardından restorasyon sınırı dışındaki yerler şeffaf tırnak cilasıyla kaplanarak izole edilmiştir.





**Resim 33:** Kök kısmı ayrılmış diş örneğinin pulpa boşluğunun doldurulması

Tüm örnekler gözlemci grubu değerlendirmesi için numaralandırılmış şablonlara yerleştirilmiştir (Resim 34). Bu aşamada hem gözlemci değerlendirilmesi hem de dijital fotoğrafların çekilmesi gerçekleştirilmiştir.



**Resim 34:** Tüm örneklerin ölçüm ve fotoğraf çekimleri için hazır hale getirilmesi

### 3.2 Termal döngü Uygulaması

Örnekler ISO 1567 numaralı standart kapsamında 5-55°C' de 5000 siklus uygulanacak şekilde termal döngü işleminden geçirilmişlerdir. Kullanılan termal döngü cihazı Resim 35'de görülmektedir.



**Resim 35:** Termal döngü cihazı

### 3.3 Örneklerin Renklendirici Solüsyon İçerisinde Bekletilmesi

Termal döngü ile yaşlandırılan örnekler, renklendirme için kahve solüsyonunda bekletilmeye hazır hale getirilmiştir. Kahve solüsyonu, 5gr çözünebilir kahvenin (Nescafe Classic, Nestle, Istanbul, Türkiye) 200 ml kaynar suda 5 dakika karıştırılması ve filtre kağıdından (Tchibo Coffee Filters, Germany) süzülmesi ile elde edilmiştir (Resim 36).



**Resim 36:** Kahve solüsyonunun hazırlanması ve filtre kağıdından geçirilerek süzülmesi

Hazırlanan kahve solüsyonunun sıcaklığı yaklaşık 37 °C olduktan sonra, tüm örnekler solüsyon içerisine konularak ısıyı 37 °C’de sabit tutan etüv içerisinde beklemeye alınmıştır (Resim 37). Solüsyonlar 2 günde bir yenilenmiştir ve örnekler toplamda 3 hafta boyunca kahve solüsyonunda bekletilmiştir.



**Resim 37:** Etüv



**Resim 38:** Örneklerin akan su altında fırçalanması ve hazırlanmış örneklerin distile su içerisinde bekletilmesi.

### 3.4 Renk Ölçümlerinin Yapılması

Toplam 80 adet parçalı lamina venter restorasyonun simantasyon ve bitim işlemleri gerçekleştirildikten sonra, venterlerin vestibül yüzeylerinden



spektrofotometre (VITA Easyshade Compact, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) ile renk ölçümleri yapılmıştır. Ölçümler, gün ışığında ve beyaz arka fon kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tüm örneklerin renk ölçümlerinin aynı koşullarda yapılmasına dikkat edilmiştir (Resim 39). Örnekler; termal döngü öncesinde, termal döngü sonrasında ve kahve solüsyonu içerisinde bekletildikten sonra olmak üzere 3 ayrı aşamada renk ölçümünden geçirilmiştir.

Her aşamadaki ölçüm 3 kez tekrarlanmış ve elde edilen  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerleri kaydedilmiştir. Her üç ölçüm için kaydedilen  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerlerinin ortalaması alınarak her bir restorasyon için tek bir ortalama değer hesaplanmıştır. Bu değerler  $\Delta E$ 'nin hesaplanabilmesi için  $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$  formülü içerisinde kullanılmıştır. Her üç aşamadaki ölçüm değerleri bu yolla mukayese edilmiştir.



**Resim 39:** Restorasyonların renklendirme öncesi ve sonrasında spektrofotmetre ile renk ölçümlerinin yapılması

Ayrıca restorasyonlardaki kenar renklenmesinin değerlendirilmesi için de 3 kişiden oluşan gözlemci grubu oluşturulmuştur. Gözlemciler en az 10 yıllık diş hekimliği deneyimine sahip olup, renk eşleştirme kabiliyetinin ölçüldüğü Tooth Guide Training Box cihazının (Toothguide Training Box, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) testinde 1000 üzerinden en az 800 puan almış kişiler arasından seçilmiştir.

Örnekler, yorma ve renklendirme işlemine tabi tutulmadan önce de, sonrasında oluşabilecek renk farklılıklarının daha rahat algılanabilmesi için, ön değerlendirmeden geçirilmiştir. Görsel değerlendirme işlemi, kuzeyden gelen gün ışığı altında, 11-13 saatleri arasında yapılmıştır.

Gözlemcilerin renk değerlendirmesi 0-4 sayıları arasında skorlama yapılması yoluyla oluşturulmuştur.

Skorlamadaki sayılar;

0: Restorasyon sınırları dahilinde herhangi bir renklenme yok

1: Restorasyonun tek bir kenarında renklenme var

2: Restorasyonda birden fazla kenarda renklenme var

3: Restorasyonun tüm sınırı boyunca renklenme var

4: Restorasyonun hem tüm sınırı hem de tüm yüzeyinde renklenme var ;

anlamı taşımaktadır.

Gözlemci grubunun değerlendirmesine göre, hiçbir işlem uygulanmamış restorasyon yüzeyi ile termal döngü uygulanmış restorasyon yüzeyi arasında fark edilebilir düzeyde kenar renklenmesi bulunmamaktadır. O nedenle kenar renklenme skorlaması kahve solüsyonunda bekletilen örneklerde anlam taşımaktadır.

Renklendirme işlemlerinden sonra daha rahat mukayese edilebilmesi için, dijital fotoğraf makinesi ile tüm restorasyonların yakın çekim fotoğrafları alınarak arşivlenmiştir. Renklendirme işleminden sonra da tüm örneklerin aynı koşullar altında tekrar fotoğrafları çekilmiştir.

### **3.5 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Restorasyon Sınırlarının İncelenmesi**

Her gruptan rastgele seçilmiş bir örnek SEM’de incelenmek üzere ayrıldıktan sonra restorasyon sınırından 1mm dışarıda olacak şekilde kesilerek küçültülmüştür. Dişler dehidratasyona uğramaları için sırasıyla %25, %50, %75, %100’lük alkol solüsyonlarında 15’er dakika bekletilmiştir. Sonrasında kurutma prosedürleri doğrultusunda örnekler pirinç silindirik taşıyıcılar üzerine yapıştırılarak (Resim 40) fosfor pentoksit içeren desikatörde (kurutma kabı) 6 gün boyunca bekletilmiştir. Ardından, yüzey iletkenliğini sağlamak ve yük birikimini önlemek için örnek yüzeyleri vakum altında 200 Å altınla kaplanmıştır. Yüzey hazırlık işlemlerinden

sonra örnekler taramalı elektron mikroskobu (JSM–5200, JEOL, Tokyo, Japonya) ile değişik büyütmelerde incelenmiştir. SEM görüntüleri istenilen büyütme elde edildikten sonra Semafore sistemi (JEOL, Tokyo, Japonya) ile kaydedilmiştir. Tüm yüzey hazırlık ve SEM görüntüleme işlemleri Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi SEM Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.



**Resim 40:** Pirinç taşıyıcılara yerleştirilen örnekler

### 3.6 İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler SPSS 21.0 (SPSS Inc, Chicago, ABD) programı kullanılarak yapılmıştır.

3 farklı aşamada yapılan ölçümler neticesinde elde edilen ortalama  $L^*$ ,  $a^*$ ,  $b^*$  değerlerine bakılarak aşamalar sonrasındaki renk farkları ( $\Delta E$ ) hesaplanmıştır. 1. ve 2. ölçüm, 2. ve 3. ölçüm, 1. ve 3. ölçüm olmak üzere 3 ayrı zamana bağlı  $\Delta E$  değerleri istatistiksel analize tabi tutulmuştur.

Öncelikle numerik skalada elde edilen değerlerin normal dağılıma uygun olup olmadığı Shapiro-Wilk testi kullanılarak analiz edilmiştir. Normal dağılım gösteren verilerde, analiz edilen gruplar arası farkın önem kontrolü için iki yönlü varyans analizi yapılmıştır.

İki yönlü varyans analizinde venter ve siman kombinasyonlarında etkileşimin anlamlı çıktığı gruplarda alt grup analizine geçilmiştir.

Her bir rezin siman grubu için Oneway ANOVA, her bir venter grubu için T-test yapılmıştır.

Varyans analizinde heterojen varyanslar için Post ANOVA testi olarak Dunnett T3 testi kullanılmıştır.

Gözlemciler arasındaki uyumun kontrolü için Weighted Kappa analizi yapılmıştır.

Gözlemci skor ortalamalarının Shapiro-Wilk testi kullanarak normal dağılım göstermediği tespit edilmiş ve non parametrik testler uygulanmıştır.

Kullanılan 2 tip siman arası farkın önem kontrolü için Mann-Whitney U testi yapılmıştır. Her bir siman grubunda viner materyalleri arasındaki farkın önem kontrolü için Kruskal-Wallis testi yapılmıştır.

Test sonucunda farkın önemli olduğu görülen gruplar için Mann-Whitney testi yapılmıştır.

$p \leq 0.05$  anlamlı kabul edilerek istatistiksel hipotez kontrolleri yapılmıştır ( $\alpha=0.05$ ).

## 4. BULGULAR

### 4.1 Spektrofotometrik analiz bulguları

Restorasyonlar tamamlandıktan sonra hiçbir işlemde geçirilmeden önce dijital spektrofotometre ile renk ölçümleri yapılmıştır. Ardından termal döngü işleminden geçirildikten sonra renk ölçümleri yapılmış ve daha sonra kahve solüsyonu içerisinde bekletildikten sonra renk ölçümleri yapılmıştır. Üç ayrı zamanda yapılan renk ölçümleri arasındaki fark  $\Delta E$  formülüne göre hesaplanmıştır.

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

$\Delta E$  1-2,  $\Delta E$  2-3,  $\Delta E$  1-3 olmak üzere 3 ayrı  $\Delta E$  değeri hesaplanmıştır.  $\Delta E$  1-2, termal döngü öncesi ve sonrasındaki ölçümler arasındaki farkı ifade etmektedir.  $\Delta E$  2-3, termal döngü sonrası ve renklendirici ajan sonrasında yapılan ölçümler arasındaki farkı ifade etmektedir.  $\Delta E$  1-3, termal döngü öncesi ve renklendirici ajan sonrasında yapılan ölçümler arasındaki farkı ifade etmektedir.

Formüle göre hesaplanan  $\Delta E$  değerleri Tablo 1’de gösterilmiştir.

Vener materyallerinde 1: IPS e.max Opal

2: Lava™ Ultimate

3: CEREC Blocs

4: IPS InLine

Simanlarda

1: Işıklı sertleşen siman (Variolink Veneer)

2: Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen simanı (Variolink N) ifade etmektedir.

Vener	Siman	ΔE 1-2	ΔE 2-3	ΔE 1-3
1	1	2,93	2,95	2,50
1	1	1,45	3,80	4,23
1	1	6,00	8,30	4,34
1	1	1,54	2,23	2,79
1	1	2,86	3,74	3,08
1	1	0,55	7,93	8,39
1	1	3,08	5,51	3,95
1	1	1,82	1,21	2,68
1	1	3,70	5,41	2,48
1	1	1,44	6,26	7,19
1	2	1,36	5,90	4,95
1	2	1,18	5,18	4,71
1	2	3,50	5,19	2,73
1	2	7,33	5,05	4,17
1	2	2,57	7,93	8,10
1	2	4,56	7,62	3,37
1	2	1,65	4,54	3,83
1	2	2,57	5,37	2,88
1	2	7,02	8,46	3,55
1	2	4,86	7,31	4,15
2	1	4,13	18,90	18,74
2	1	2,02	33,02	31,39
2	1	1,56	18,76	17,49
2	1	3,57	15,39	17,21
2	1	2,02	10,67	11,62
2	1	4,45	4,48	8,83
2	1	1,23	-	-
2	1	4,17	14,85	14,72
2	1	1,21	11,76	12,97
2	2	5,30	9,45	7,92
2	2	1,82	6,47	7,93
2	2	1,09	16,77	17,38
2	2	2,52	12,87	13,74
2	2	4,35	14,83	16,47
2	2	1,70	14,45	16,06
2	2	3,33	5,12	6,74
2	2	2,35	12,45	12,23
2	2	5,16	9,18	4,97
2	2	0,75	13,38	14,01
3	1	3,31	4,12	4,06
3	1	4,03	9,49	6,71
3	1	1,71	3,62	4,81
3	1	3,51	2,95	3,70
3	1	6,41	9,26	7,17
3	1	1,69	4,35	6,03
3	1	2,82	6,27	7,21
3	1	3,85	2,40	5,63
3	1	2,06	5,44	6,31
3	1	7,29	6,46	4,50
3	2	5,09	6,64	5,21
3	2	0,73	2,78	3,45
3	2	7,85	11,19	7,84
3	2	1,55	4,67	5,33
3	2	0,69	5,83	5,72
3	2	1,95	3,73	4,66
3	2	2,80	6,60	4,96
3	2	2,62	4,36	6,42
3	2	2,94	4,74	7,67
3	2	3,05	4,92	7,82
4	1	0,47	3,61	3,51
4	1	0,73	1,15	1,81
4	1	3,55	4,02	2,66
4	1	1,04	1,91	2,91
4	1	1,49	1,09	0,52
4	1	6,80	1,86	6,02
4	1	1,51	1,10	2,10
4	1	0,77	1,40	1,36

4	1	1,92	1,11	2,71
4	1	2,12	2,03	3,12
4	2	4,28	7,44	3,83
4	2	2,04	2,43	4,47
4	2	10,32	3,78	7,94
4	2	2,99	4,63	3,39
4	2	6,76	1,61	5,18
4	2	2,07	3,89	2,88
4	2	5,99	2,38	4,19
4	2	1,60	4,36	5,50
4	2	1,96	5,92	7,43
4	2	2,15	3,10	3,78

**Tablo 1.** Termal döngü öncesi, termal döngü sonrası ve renklendirici ajan sonrası olmak üzere 3 ayrı zamanda yapılan ölçümler ile hesaplanan  $\Delta E$  değerleri

**$\Delta E$  1-2 (Termal döngü öncesi ve sonrasındaki ölçümler arasındaki fark) için istatistiksel bulgular**

Tablo 2’de termal döngü öncesi ve sonrası ölçümler için hesaplanan  $\Delta E$  değerlerinin her örnek grubu için ortalama değerleri ve standart sapma miktarları görülmektedir.

Vener materyali	Siman	Ortalama	Standart sapma	Örnek sayısı
1	1	2,536	1,555	10
	2	3,659	2,233	10
	Total	3,097	1,959	20
2	1	3,164	1,923	10
	2	2,838	1,636	10
	Total	3,001	1,746	20
3	1	3,669	1,885	10
	2	2,927	2,152	10
	Total	3,298	2,005	20
4	1	2,041	1,895	10
	2	4,015	2,858	10
	Total	3,028	2,568	20
Total	1	2,852	1,857	40
	2	3,360	2,230	40
	Total	3,106	2,055	80

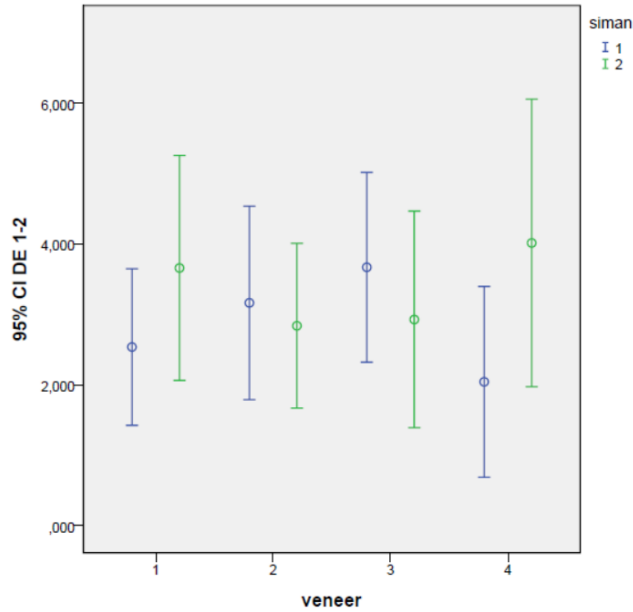
**Tablo 2.**  $\Delta E$  1-2 için istatistiksel bulgular

Vener materyalleri, siman tipleri ve vener&siman kombinasyonlarında termal döngü işlemi sonrasında istatistiksel olarak anlamlı sayılabilecek renk değişimine neden olan bir etkileşim olup olmadığı, iki yönlü varyans analizi ile tespit edilmiştir. Her üç grup için de istatistiksel olarak anlamlı bir etkileşim görülmemiştir (Tablo 3). ( $p>0,05$ ).

	Kareler Ortalaması	F	Önem Düzeyi ( $p$ )
Vener	0,361	0,086	0,968
Siman	5,148	1,221	0,273
Vener&Siman	7,975	1,891	0,139

**Tablo 3.**  $\Delta E$  1-2 için materyaller arası farkın istatistiksel analizi

Termal döngü öncesinde ve sonrasında yapılan ölçümler arasındaki fark ( $\Delta E$  1-2) istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). O nedenle alt grup analizlerine gereklilik doğmamıştır. Her bir vener ve siman grubu için  $\Delta E$  1-2 değerleri Grafik 1’de gösterilmiştir.



**Grafik 1:**  $\Delta E$  1-2 için örnek gruplarının dağılımı



### **ΔE 2-3 (Termal döngü sonrası ve renklendirici ajan sonrasında yapılan ölçümler arasındaki fark) için istatistiksel bulgular**

Tablo 4'te termal döngü sonrası ve kahve solüsyonunda bekletilme sonrasında yapılan ölçümler ile hesaplanan ΔE değerlerinin her örnek grubu için ortalama değerleri ve standart sapma miktarları görülmektedir.

Vener materyali	Siman	Ortalama	Standart sapma	Örnek sayısı
1	1	4,734	2,358	10
	2	6,255	1,423	10
	Total	5,494	2,049	20
2	1	15,311	8,052	9
	2	11,497	3,792	10
	Total	13,304	6,312	19
3	1	5,436	2,458	10
	2	5,546	2,319	10
	Total	5,491	2,327	20
4	1	1,928	1,061	10
	2	3,954	1,753	10
	Total	2,941	1,752	20
Total	1	6,852	6,454	39
	2	6,813	3,735	40
	Total	6,725	5,222	79

**Tablo 4.** ΔE 2-3 için istatistiksel veriler

ΔE 2-3 analizinde vener materyalleri, siman ve ikisinin kombinasyonu için ortalama ΔE değerlerine bakıldığında; Lava™ Ultimate grubunun en çok renklenme gösterdiği (13,304) , sonrasında birbirine yakın değerlerle bunu IPS e.max Opal (5,494) ve CEREC Blocs (5,491) gruplarının izlediği, en az renklenmenin ise IPS InLine vener grubunda (2,941) olduğu görülmektedir.

2 tip siman arasındaki farka bakıldığında ΔE değerlerinin yakın olduğu görülmektedir (6,85-6,81) (Tablo 5).

Siman	Ortalama	Std. Hata	Alt sınır	Üst sınır
1	6,852	0,557	5,742	7,963
2	6,813	0,549	5,717	7,908

**Tablo 5.** ΔE 2-3 için simanlar arası farkın istatistiksel analizi

Vener materyali, siman kombinasyonları değerlendirildiğinde ise en fazladan en aza doğru renklenme değerleri sırasıyla Lava™ Ultimate-Variolink Veneer, Lava™ Ultimate-Variolink N, IPS e.max Opal-Variolink N, CEREC Blocs-Variolink N, CEREC Blocs- Variolink Veneer, IPS e.max Opal-Variolink Veneer, IPS InLine-Variolink N, IPS InLine -Variolink Veneer kombinasyonlarında görülmektedir.

Vener materyalleri, siman tipleri ve vener&siman kombinasyonlarında termal döngü sonrasında ve kahve solüsyonunda bekletildikten sonra istatistiksel olarak anlamlı sayılabilecek renk değişimine neden olan bir etkileşim olup olmadığı, iki yönlü varyans analizi ile tespit edilmiştir. Vener grubu ile vener&siman kombinasyonlarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p \leq 0,05$ ) (Tablo 6)

	Kareler Ortalaması	F	Önem Düzeyi ( $p$ )
Vener	397,450	32,919	0,000
Siman	0,031	0,003	0,960
Vener&Siman	33,687	2,790	0,047

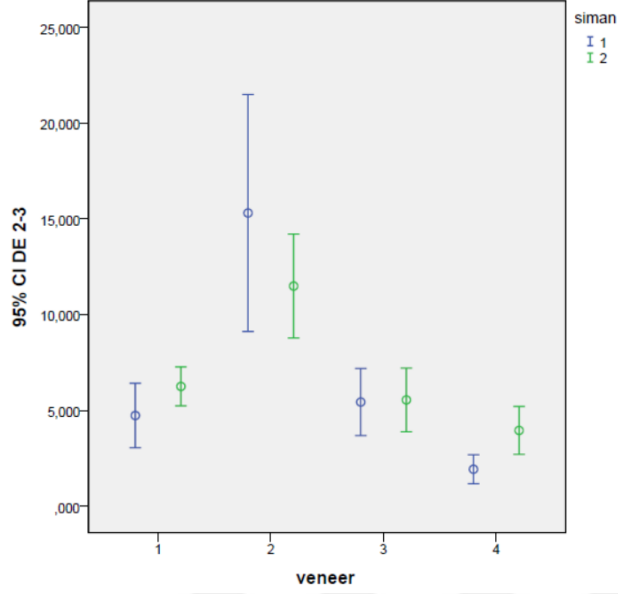
**Tablo 6.** ΔE 2-3 için materyaller arası farkın istatistiksel analizi

Vener materyalleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p \leq 0,05$ )

Vener materyalleri ve siman kombinasyonları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p \leq 0,05$ )

Yalnızca simanlar mukayese edildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. ( $p > 0,05$ )

Yani termal döngü sonrası renklendirici ajanda bekletilen örneklerin hepsinde istatistiksel olarak anlamlı derecede renklenme gözlenmiştir. En çok renklenme Lava™ Ultimate materyalinin Variolink Veneer ile simante edildiği örnek grubunda gözlenirken en az renklenme IPS InLine grubunun Variolink Veneer ile simante edildiği örnek grubunda gözlenmiştir. Her bir vener ve siman grubu için ΔE 2-3 değerleri Grafik 2’de gösterilmiştir.



**Grafik 2:** ΔE 2-3 için örnek gruplarının dağılımı

Çalışmada kullanılan ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanlar arasında ΔE 2-3 için renklenme dereceleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. ( $p>0,05$ )

İki yönlü varyans analizinde veneer materyalleri ve siman arasında istatistiksel olarak anlamlı görünen bir etkileşim söz konusu olduğu için alt grup analizleri yapılmıştır.

### T-test

Vener materyali	Önem Düzeyi ( $p$ )	Ortalama fark	Farkın std. hatası
1	0,098	-1,520	0,871
2	0,196	3,814	2,837
3	0,919	-0,109	1,068
4	0,006	-2,025	0,648

**Tablo 7.** ΔE 2-3 için simanlar arası farkın her materyal için istatistiksel analiz sonuçları

Tablo 7’de görüldüğü gibi T-test ile her bir malzeme için yapıştırıcılar arası farkın yarattığı sonucun anlamlı olup olmadığı analiz edilmiştir.

Buna göre yalnızca IPS InLine grubunda yapıştırıcılar arası fark anlamlı çıkmıştır ( $p:0,006$ ) . Yani Variolink N (hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen) ile simante edilen IPS InLine restorasyonlar Variolink Veneer (ışıkla sertleşen) ile simante edilenlere göre anlamlı derecede daha fazla renklenme göstermiştir ( $p\leq 0,05$ ). Diğer örnek gruplarında yapıştırıcıdan kaynaklanan renk değişimi anlamlı değildir ( $p>0,05$ ).

Tablo 8’de görüldüğü gibi Oneway ANOVA testi ile yalnızca kullanılan siman farkı göz önünde bulundurularak renk değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı analiz edilmiştir.

Variolink Veneer kullanılan tüm grupların ortalama renk değişim miktarı istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p\leq 0,05$ )

Variolink N kullanılan tüm grupların ortalama renk değişim miktarı istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p\leq 0,05$ )

#### Oneway ANOVA

Siman	Kareler Ortalaması	F	Önem Düzeyi ( $p$ )
1 Gruplar Arası Gruplar içerisinde	316,528 18,097	17,490	,000
2 Gruplar Arası Gruplar içerisinde	106,767 6,217	17,174	,000

**Tablo 8.** ΔE 1-3 için siman farkının renk değişimi üzerine etkisinin istatistiksel analizi

Heterojen varyanslar içinse Post ANOVA testi olarak Dunnett T3 çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır (Tablo 9).

Siman (I)Vener (J)Vener	Ort. Fark (I-J)	Std. hata	Sig.
1 1 2	-10,576907*	2,785996	,022
1 1 3	-,701872	1,077353	,984
1 1 4	2,806699*	,817819	,026
2 2 3	9,875035*	2,794668	,032
2 2 4	13,383606*	2,705237	,006
3 3 4	3,508572*	,846891	,007
2 1 2	-5,242220*	1,281093	,009
2 1 3	,708322	,860669	,951
2 1 4	2,300874*	,714150	,028
2 2 3	5,950542*	1,405969	,004
2 2 4	7,543095*	1,321366	,000
3 3 4	1,592552	,919542	,442

**Tablo 9.** ΔE 2-3 için materyaller arası istatistiksel çoklu karşılaştırma analizi sonuçları

Variolink Veneer kullanılan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada çıkan sonuca göre;

IPS e.max Opal - Lava™ Ultimate ( $p:0,022$ ), IPS e.max Opal- IPS InLine ( $p:0,026$ ), Lava™ Ultimate - CEREC Blocs ( $p:0,032$ ), Lava™ Ultimate - IPS InLine ( $p:0,006$ ), Cerec Blocs - IPS InLine ( $p:0,007$ ) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p \leq 0,05$ ).

Variolink N kullanılan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada çıkan sonuca göre;

IPS e.max Opal - Lava™ Ultimate ( $p:0,009$ ), IPS e.max Opal- IPS InLine ( $p:0,028$ ), Lava™ Ultimate - CEREC Blocs ( $p:0,004$ ), Lava™ Ultimate - IPS InLine ( $p:0,00$ ) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p \leq 0,05$ ).

**$\Delta E$  1-3 (Termal döngü öncesi ve renklendirici ajan sonrasında yapılan ölçümler arasındaki fark) için istatistiksel bulgular**

Tablo 10'da termal döngü öncesinde ve kahve solüsyonunda bekletilme sonrasında yapılan ölçümler ile hesaplanan  $\Delta E$  değerlerinin her örnek grubu için ortalama değerleri ve standart sapma miktarları görülmektedir.

Vener materyali	Siman	Ortalama	Standart sapma	Örnek sayısı
1	1	4,162	2,054	10
	2	4,244	1,533	10
	Total	4,203	1,764	20
2	1	15,804	6,839	9
	2	11,744	4,499	10
	Total	13,668	5,937	19
3	1	5,614	1,282	10
	2	5,908	1,494	10
	Total	5,761	1,363	20
4	1	2,672	1,475	10
	2	4,860	1,682	10
	Total	3,766	1,905	20
Total	1	6,839	6,134	39
	2	6,688	3,934	40
	Total	6,762	5,107	79

**Tablo 10.**  $\Delta E$  1-3 için istatistiksel veriler

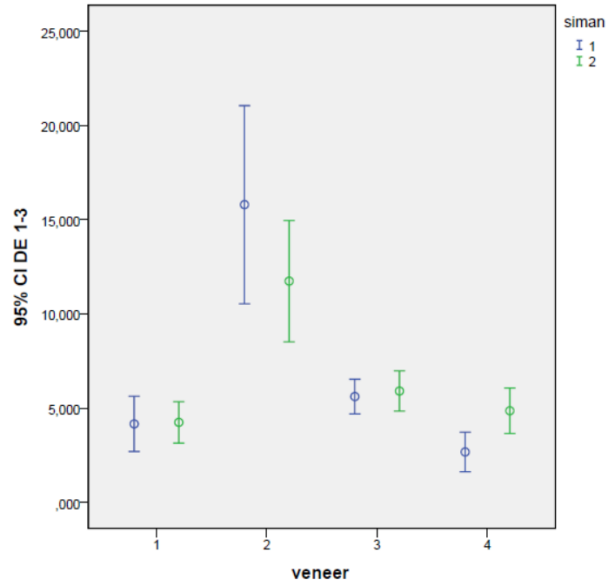
$\Delta E$  1-3 analizinde vener materyalleri, siman ve ikisinin kombinasyonu için ortalama  $\Delta E$  değerlerine bakıldığında; Lava™ Ultimate grubunun en çok renklenme gösterdiği (13,668) , sonrasında birbirine yakın değerlerle bunu CEREC Blocs (5,761) ve IPS e.max Opal (4,203) gruplarının izlediği, en az renklenmenin ise IPS InLine grubunda (3,766) olduğu görülmektedir.

2 tip siman arasındaki farka bakıldığında  $\Delta E$  değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmektedir (7,063-6,689) ( Tablo 11) .

Siman	Ortalama	Std. Hata	Alt sınır	Üst sınır
1	7,063	0,502	6,063	8,064
2	6,689	0,495	5,702	7,676

**Tablo 11.** ΔE 1-3 için simanlar arası farkın istatistiksel analizi

Vener materyali siman kombinasyonları değerlendirildiğinde ise en fazladan en aza doğru renklenme değerleri sırasıyla Lava™ Ultimate-Variolink Veneer, Lava™ ultimate-Variolink N, CEREC Blocs- Variolink N, CEREC Blocs –Variolink Veneer, IPS InLine - Variolink N, IPS e.max Opal-Variolink N, IPS e.max Opal-Variolink Veneer, IPS InLine -Variolink Veneer kombinasyonlarında görülmektedir (Grafik 3) .



**Grafik 3:** ΔE 1-3 için örnek gruplarının dağılımı

Vener materyalleri, siman tipleri ve veneer&siman kombinasyonlarında termal döngü öncesindeki ve kahve solüsyonunda bekletildikten sonraki ΔE değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı sayılabilecek renk değişimine neden olan bir etkileşim olup olmadığı, iki yönlü varyans analizi ile tespit edilmiştir. Vener grubu ile veneer-siman kombinasyonlarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p \leq 0,05$ ) (Tablo 12)

	Kareler Ortalaması	F	Önem Düzeyi ( <i>p</i> )
Vener	397,450	32,919	0,000
Siman	0,031	0,003	0,960
Vener&Siman	33,687	2,790	0,047

**Tablo 12.**  $\Delta E$  1-3 için materyaller arası farkın istatistiksel analizi

Çalışmada kullanılan ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanlar arasında  $\Delta E$  1-3 için renklenme dereceleri açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

İki yönlü varyans analizinde vener materyalleri ve siman arasında istatistiksel olarak anlamlı görünen bir etkileşim söz konusu olduğu için alt grup analizleri yapılmıştır (Tablo 13, Tablo 14).

#### T-Test

Vener materyali	Önem Düzeyi ( <i>p</i> )	Ortalama fark	Farkın std. hatası
1	0,921	-0,811	0,810
2	0,141	4,056	2,628
3	0,643	-0,293	0,622
4	0,006	-2,187	0,707

**Tablo 13.**  $\Delta E$  1-3 için simanlar arası farkın her materyal için istatistiksel analizi sonuçları

Tablo 13’de görüldüğü gibi T-test ile herbir malzeme için yapıştırıcılar arası farkın yarattığı sonucun anlamlı olup olmadığı analiz edilmiştir.

Buna göre  $\Delta E$  2-3’de çıkan sonuçlara benzer olarak  $\Delta E$  1-3’de de yalnızca IPS InLine grubunda yapıştırıcılar arası fark anlamlı çıkmıştır ( $p:0,006$ ) . Yani Variolink N (dual-cure) ile simante edilen IPS InLine restorasyonlar Variolink Veneer (ışıkla sertleşen) ile simante edilenlere göre anlamlı derecede daha fazla renklenme



göstermiştir ( $p \leq 0,05$ ). Diğer örnek gruplarında yapıştırıcıdan kaynaklanan renk değişimi anlamlı değildir. ( $p > 0,05$ ).

#### Oneway ANOVA

Siman	Kareler Ortalaması	F	Önem Düzeyi ( $p$ )
1 Gruplar Arası Gruplar içerisinde	327,878 12,760	25,697	,000
2 Gruplar Arası Gruplar içerisinde	118,307 6,915	17,108	,000

**Tablo 14.**  $\Delta E$  1-3 için siman farkının renk değişimi üzerine etkisinin istatistiksel analizi

Kullanılan siman farkı göz önünde bulundurularak renk değişiminin istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı Oneway ANOVA testi ile analiz edilmiştir (Tablo 14).

Variolink Veneer kullanılan tüm grupların ortalama renk değişim miktarı istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p \leq 0,05$ )

Variolink N kullanılan tüm grupların ortalama renk değişim miktarı istatistiksel olarak anlamlıdır. ( $p \leq 0,05$ )

Heterojen varyanslar içinse Post ANOVA testi olarak Dunnett T3 çoklu karşılaştırma analizi yapılmıştır (Tablo 15).

Siman (I)Vener (J)Vener	Ort. Fark (I-J)	Std. hata	Önem Düzeyi (p)
1 1 2	-11,641638*	2,370521	,004
1 1 3	-1,451924	,765729	,352
1 1 4	1,490477	,799813	,367
2 2 3	10,189714*	2,315565	,011
2 2 4	13,132115*	2,327059	,002
3 3 4	2,942401*	,618204	,001
2 1 2	-7,500709*	1,503252	,002
2 1 3	-1,664147	,677191	,129
2 1 4	-,616311	,719817	,943
2 2 3	5,836562*	1,499349	,014
2 2 4	6,884398*	1,519078	,004
3 3 4	1,047836	,711631	,610

**Tablo 15.** ΔE 1-3 için materyaller arası istatistiksel çoklu karşılaştırma analizi sonuçları

Variolink Veneer kullanılan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada çıkan sonuca göre;

IPS e.max Opal - Lava™ Ultimate ( $p:0,004$ ), Lava™ Ultimate - CEREC Blocs ( $p:0,011$ ), Lava™ Ultimate - IPS InLine ( $p:0,002$ ), CEREC Blocs - IPS InLine ( $p:0,001$ ) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p \leq 0,05$ ).

Variolink N kullanılan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada çıkan sonuca göre;

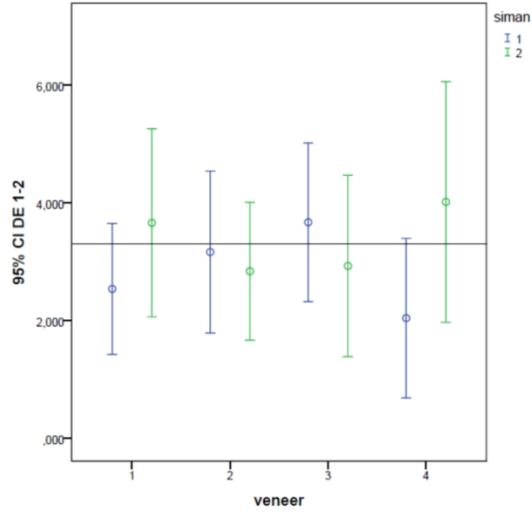
IPS e.max Opal - Lava™ Ultimate ( $p:0,002$ ), Lava™ Ultimate - CEREC Blocs ( $p:0,014$ ), Lava™ Ultimate - IPS InLine ( $p:0,004$ ) grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p \leq 0,05$ ).

Çalışmamızda renk değişiminin klinik olarak fark edilebilirlik üst sınırı 3,3 olarak alınmıştır. Bu üst sınır doğrultusunda materyallerin klinik kullanımda gözle görülebilen renk değişimi gösterip göstermediği analiz edilmiştir (Tablo 16).

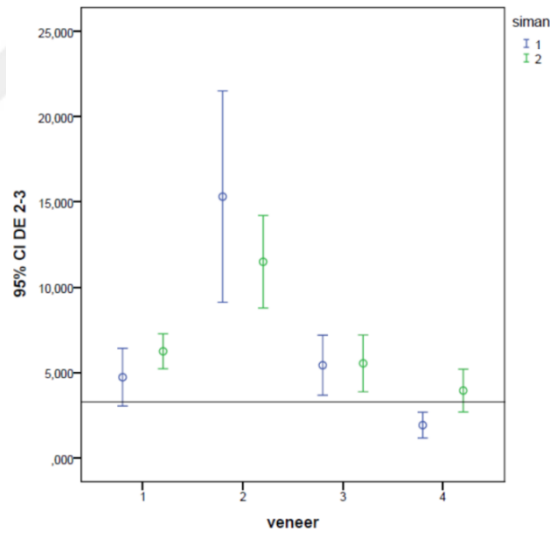
vener	siman	t	df	Önem Düzeyi (p)	Ort. Fark	
1	1	ΔE 1-2	-1,554	9	,155	-,764098
		ΔE 2-3	1,923	9	,087	1,434415
		ΔE 1-3	1,328	9	,217	,862363
1	2	ΔE 1-2	,508	9	,623	,358943
		ΔE 2-3	6,564	9	,000	2,954521
		ΔE 1-3	1,946	9	,084	,943539
2	1	ΔE 1-2	-,224	9	,828	-,136432
		ΔE 2-3	4,475	8	,002	12,011323
		ΔE 1-3	5,485	8	,001	12,504001
2	2	ΔE 1-2	-,893	9	,395	-,462053
		ΔE 2-3	6,834	9	,000	8,196741
		ΔE 1-3	5,935	9	,000	8,444248
3	1	ΔE 1-2	,619	9	,551	,368980
		ΔE 2-3	2,748	9	,023	2,136288
		ΔE 1-3	5,708	9	,000	2,314287
3	2	ΔE 1-2	-,548	9	,597	-,373053
		ΔE 2-3	3,062	9	,014	2,246199
		ΔE 1-3	5,517	9	,000	2,607686
4	1	ΔE 1-2	-2,101	9	,065	-1,259086
		ΔE 2-3	-4,088	9	,003	-1,372284
		ΔE 1-3	-1,346	9	,211	-,628114
4	2	ΔE 1-2	,791	9	,449	,714868
		ΔE 2-3	1,179	9	,269	,653647
		ΔE 1-3	2,932	9	,017	1,559850

**Tablo 16.** ΔE değerlerinin klinik eşik değerine (3,3) göre istatistiksel analizi

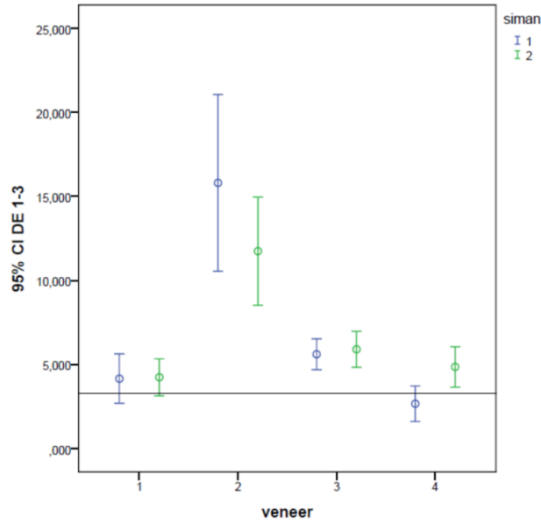
Yalnızca yaşlandırma sonrası renklenme değerlerine bakıldığında IPS e.max Opal&Variolink N, CEREC Blocs &Variolink Veneer ve IPS InLine &Variolink N gruplarında 3,3 eşik değerinin üzerinde renklenme görülmektedir (Grafik 4). Ancak değerler istatistiksel olarak anlam ifade etmemektedir ( $p>0,05$ ). Kahve sonrası renklenme değerlerine bakıldığında ise IPS InLine &Variolink Veneer grubu hariç diğer örneklerin hepsinde eşik değerinin üzerinde renklenme değerleri ( $\Delta E>3,3$ ) tespit edilmiştir (Grafik 5, Grafik 6). Ancak; istatistiksel olarak anlam ifade edenler IPS e.max Opal&Variolink N grubu ( $\Delta E$  2-3), tüm Lava™ Ultimate grupları, tüm CEREC Blocs grupları, IPS InLine &Variolink Veneer ( $\Delta E$  2-3) ve IPS InLine &Variolink N ( $\Delta E$  1-3) gruplarıdır ( $p\leq 0,05$ ).



**Grafik 4:** ΔE 1-2 değerlerinin klinik olarak kabul edilebilirlik düzeyleri



**Grafik 5:** ΔE 2-3 değerlerinin klinik olarak kabul edilebilirlik düzeyleri



**Grafik 6:**  $\Delta E$  1-3 değerlerinin klinik olarak kabul edilebilirlik düzeyleri

#### 4.2 Gözlemci grubuna ait bulgular

Gözlemcilerin birbiriyle olan uyumlarının değerlendirilmesi için Weighted Kappa analizi yapılmıştır. Tablo 17’de 1. ve 2. gözlemcinin vermiş olduğu skollara göre elde edilen sayısal veriler görülmektedir.

	A	B	C	D	E	Total
A	30	5	0	0	0	35
B	8	13	0	0	0	21
C	1	1	8	3	0	13
D	0	0	1	7	0	8
E	0	0	0	0	3	3
Total	39	19	9	10	3	80

**Tablo 17.** 1 ile 2 no’lu gözlemci arası uyum analizi tablosu

1 ile 2 no'lu gözlemci arasındaki uyumun sayısal değeri 61'dir (%76,25).

Weighted kappa: 0,798 değerindedir ve iki gözlemci arasındaki uyum iyi olarak nitelendirilmiştir.

Tablo 18'de 1 ve 3. gözlemcinin vermiş olduğu skorlara göre elde edilen sayısal veriler görülmektedir.

Tablo 19'da 2 ve 3. gözlemcinin vermiş olduğu skorlara göre elde edilen sayısal veriler görülmektedir.

	A	B	C	D	E	Total
A	35	0	0	0	0	35
B	14	7	0	0	0	21
C	2	2	7	2	0	13
D	0	0	1	7	0	8
E	0	0	0	1	2	3
Total	51	9	8	10	2	80

**Tablo 18.** 1 ile 3 no'lu gözlemci arası uyum analizi tablosu

1 ile 3 no'lu gözlemci arasındaki uyumun sayısal değeri 58'dir (%72,50).

Weighted kappa: 0,755 değerindedir ve iki gözlemci arasındaki uyum iyi olarak nitelendirilmiştir.

	A	B	C	D	E	Total
A	38	1	0	0	0	39
B	13	6	0	0	0	19
C	0	2	7	0	0	9
D	0	0	1	9	0	10
E	0	0	0	1	2	3
Total	51	9	8	10	2	80

**Tablo 19.** 2 ile 3 no'lu gözlemci arası uyum analizi tablosu

2 ile 3 no'lu gözlemci arasındaki uyumun sayısal değeri 62'dir (%77,50).

Weighted kappa: 0,815 değerindedir ve iki gözlemci arasındaki uyum çok iyi olarak nitelendirilmiştir.

Gözlemcilerin her ölçüm aşamasında verdiği skorlar toplanarak ortalamaları alınmıştır. Bu ortalamalara göre her materyal ve siman kombinasyonları kenar renklenmesi açısından istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Gözlemci skor ortalamaları Shapiro Wilk testine göre normal dağılım göstermediği için istatistiksel analizde non parametrik testler kullanılmıştır.

Her bir vener materyali için kullanılan iki tip siman arasında kenar renklenmesi açısından bir fark olup olmadığı Mann Whitney U testi ile analiz edilmiştir (Tablo 20). Her materyal için simanlar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Vener materyali		Skor Ortalaması
1	Mann-Whitney U Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	45,000 0,739
2	Mann-Whitney U Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	50,000 1,000
3	Mann-Whitney U Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	38,000 0,393
4	Mann-Whitney U Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	40,000 0,481

**Tablo 20.** Kenar renklenmesi açısından simanlar arası farkın istatistiksel analizi

Bir diğer testte her bir siman için 4 farklı vener materyali arasındaki fark analiz edilmiştir. (Kruskal-Wallis Test) Materyaller arası fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 21).

Siman	Önem Düzeyi ( $p$ )
1	,000
2	,000

**Tablo 21.** Kenar renklenmesi açısından venerler arası farkın istatistiksel analizi

İstatistiksel olarak önem arz eden gruplar için ikili gruplar halinde Mann Whitney U testi yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 22’de görülmektedir.



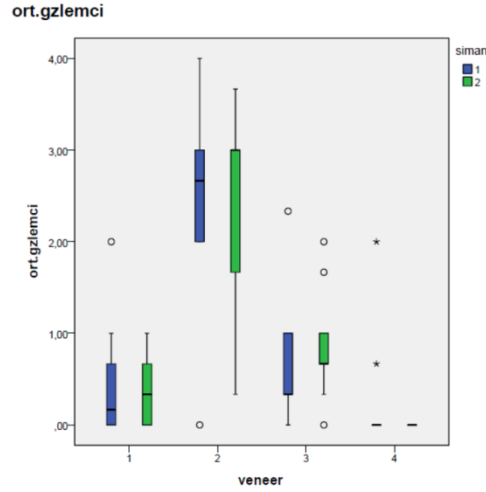
Siman	Vener Materyali	Önem Düzeyi ( <i>p</i> )
1	1-2	,002
2	1-2	,001
1	1-3	,254
2	1-3	,033
1	1-4	,248
2	1-4	,002
1	2-3	,004
2	2-3	,009
1	2-4	,001
2	2-4	,000
1	3-4	,028
2	3-4	,000

**Tablo 22:** Mann Whitney U Testi sonuçları

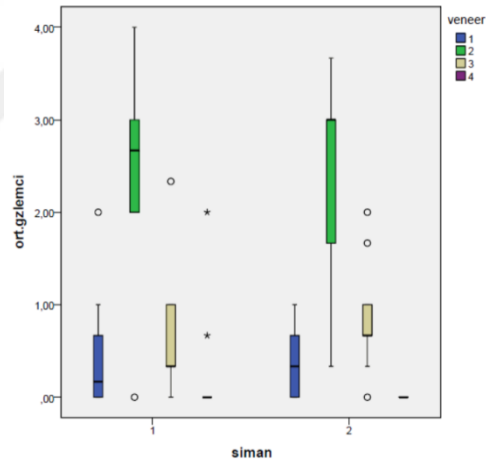
Test sonuçlarına göre Variolink Veneer simanı için; IPS e.max Opal ile CEREC Blocs ve IPS e.max Opal ile IPS InLine grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Diğer tüm ikili karşılaştırmalarda materyaller arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

Variolink N simanı için tüm ikili karşılaştırmalarda materyaller arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

Grafik 7 ve Grafik 8’de kenar renklenmesine ait ortalama skorların veneer materyalleri ve siman tipine göre dağılımı gösterilmektedir.



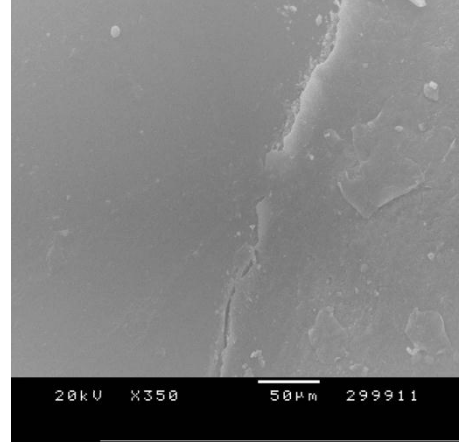
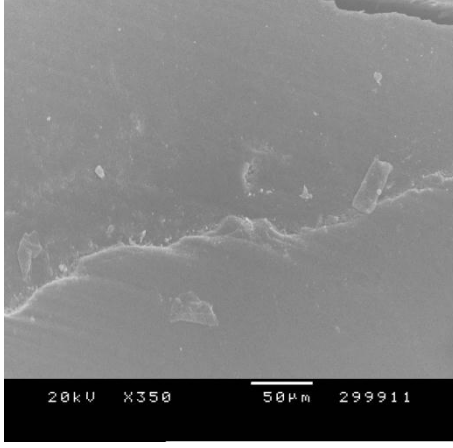
**Grafik 7:** Kenar renklenmesine ait ortalama skorların veneer materyallerine göre dağılımı



**Grafik 8:** Kenar renklenmesine ait ortalama skorların siman tipine göre dağılımı

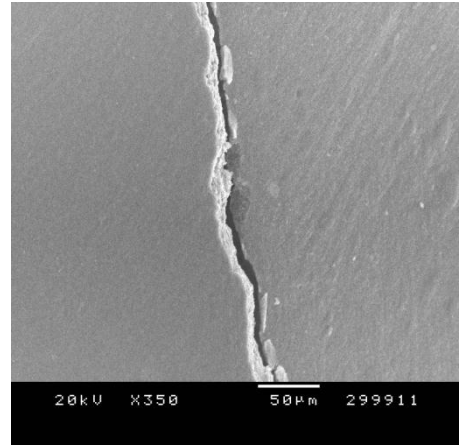
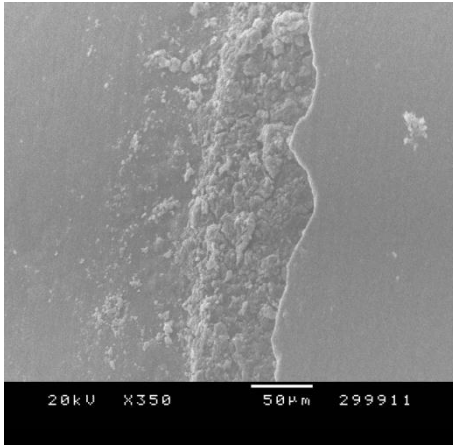
### 4.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) bulguları

Taramalı elektron mikroskopi ile dişte preparasyon yapmaksızın hazırlanan lamina venerlerde, restorasyon-diş sınırındaki geçiş sınırı incelenmiştir. Böylece materyallerin ağızda uygulanan bitim ve cila işlemlerinden sonra kusursuz gözükken bitim sınırı hakkında detaylı bilgi sahibi olunmaktadır. Örnekler 350X büyütme altında incelenmiştir.



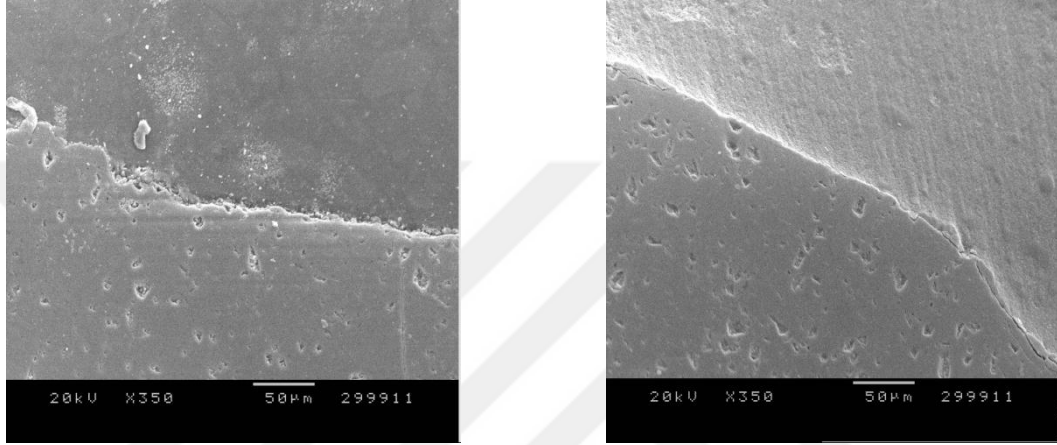
**Resim 41:** Sırası ile ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan IPS e.max Opal grubuna ait restorasyon kenarı SEM örneği

IPS e.max Opal materyalinin ışıkla sertleşen (Variolink Veneer) ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen (Variolink N) rezin simanlarla simantasyonu sonrasında alınan SEM görüntülerinde belirgin bir fark görülmemektedir (Resim 41).



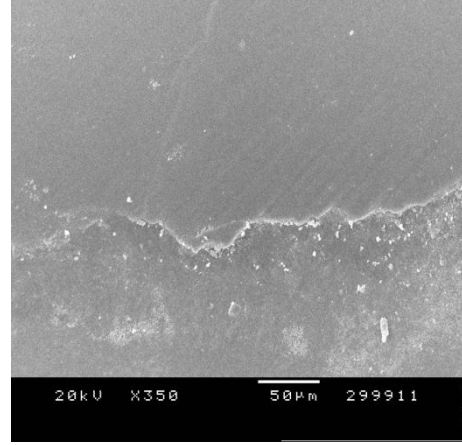
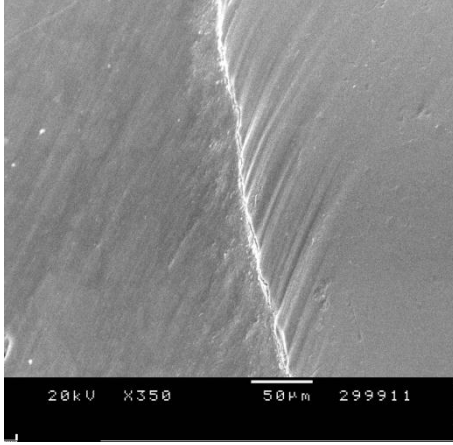
**Resim 42:** Sırası ile ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan Lava™ Ultimate grubuna ait restorasyon kenarı SEM örneği

Lava™ Ultimate grubunun ışıkla sertleşen (Variolink Veneer) rezin simanla yapıştırıldığı örnekte materyalin bitim sınırında meydana gelen kopma ve kırılmalar sonucu yüzeyde kalan siman artıkları görülmektedir. Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen (Variolink N) rezin siman ile bağlanmanın sağlandığı örnekte ise diş ile restorasyon arasında ayrılma gözükmemektedir (Resim 42). Bunun nedeni olarak materyal siman bağlantısının zayıflığı düşünülebilmektedir.



**Resim 43:** Sırası ile ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan CEREC Blocs grubuna ait restorasyon kenarı SEM örneği

CEREC Blocs materyalinin ışıkla sertleşen (Variolink Veneer) ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen (Variolink N) rezin simanlarla simantasyonu sonrasında alınan SEM görüntülerinde de belirgin bir fark görülmemektedir. Ancak ışıkla sertleşen ile simante edilen örnekte bitim sınırı daha düzensiz olarak dikkati çekmektedir (Resim 43).



**Resim 44:** Sırası ile ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan revetman üzerinde hazırlanmış feldspatik seramik grubuna ait restorasyon kenarı SEM örneği

Revetman model üzerinde feldspatik porselenden hazırlanan lamina venerlerde, ışıkla sertleşen rezin simanla yapıştırılan örnekte, bitim sınırı mükemmel yakın görülmektedir. Herhangi bir kırılma ya da yüzey düzensizliği göze çarpmamaktadır. Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla simante edilen örnek grubunda da oldukça ince bir geçiş gözlenirken; yüzey düzensizlikleri ışıkla sertleşen ile simante edilen örneğe göre daha fazla dikkat çekmektedir (Resim 44). Ancak iki grupta da bitirme ve cila işlemleri diğer materyal gruplarına göre daha başarılı gözükmektedir.

## 5. TARTIŞMA

Hastaların günümüz diş hekimliğinden beklentileri, gelişen teknoloji ve materyal bilimi sayesinde, büyük ölçüde karşılanabilmektedir (7, 8).

Ön dişlerde restorasyon gereksinimi doğuran ana nedenler; diş çürükleri, dişlerde meydana gelen kırıklar, kısmi renk farklılıkları, dişler arasındaki diastemalar, çapraşıklıklar ve abrazyonlar olarak sıralanabilmektedir (178). Restorasyon uygulamasındaki neden her ne olursa olsun, temel hedef fonksiyon ve estetiğin minimum biyolojik kayıpla yerine getirilmesidir (5).

Adeziv teknolojisindeki ilerlemeler nedeniyle artık; sağlam diş dokusu kaldırılarak uygulanan restorasyonlar yerini daha az madde kayıplı direkt ya da indirekt kompozit restorasyonlara, lamina venerlere, parçalı lamina venerlere, inley ya da onleyle bırakmaktadır (2).

Ön bölge dişlerini ilgilendiren bir defekt varlığında ise hiç preparasyon yapmadan uygulanabilen ve yalnızca defektli bölgeyi ilgilendiren parçalı lamina venerler, hem estetik hem de konservatif tedavi sonuçları sunmaktadır (2, 10, 45).

Yalnızca sağlıklı mine seviyesinde yapışma sağlanan ince vener restorasyonlarda, dentin dokusunda bağlanma sağlanan daha kalın vener restorasyonlara kıyasla daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (181). Lamina vener restorasyonlarında, mine yüzeyinde sağlanan adezyon bağlanmada altın standart olarak kabul edilmektedir (2, 182). Günümüzde, vakaların izin verdiği ölçüde, preparasyonsuz ya da minimum düzeyde preparasyon ile hazırlanan ince lamina vener restorasyonlar gittikçe popüler hale gelmektedir.

Lamina vener yapımında, geçmişten günümüze kadar, değişik içeriğe sahip birçok materyal kullanılmıştır. Parçalı lamina vener yapımı söz konusu olduğunda ise materyal seçiminde dikkat edilmesi gereken başka hususlar da gündeme gelmektedir.

Ön bölgede bulunan ve dişin görünen tüm yüzeyinin kaplanmadığı bu tip restorasyonlarda restorasyon bitim sınırının diş yüzeyi ile tam bir geçiş sağlaması için materyalin inceltilmeye (0,01 mikrona kadar) uygun olması gerekmektedir. Ayrıca uzun dönemde, restorasyon-diş arasında renk farkı oluşmaması için hem restorasyonun hem de simanın diş ile aynı düzeyde renklenme potansiyeline sahip

olması gerekmektedir. Bu çalışmada farklı içerikteki materyaller kullanılarak uygulanan parçalı lamina venerlerde, ağız içi koşulları da dikkate alarak zamana bağlı renklenme miktarlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Doğal diş yüzeylerinin kullanıldığı çalışmalarda, çok sayıda diş toplanması ve bu dişlerin standardize edilmesi çalışma sürecinde zorluğa neden olabilmektedir (183, 184). Bu nedenle çeşitli araştırmacılar insan dişi kullanmak yerine insan dişine en yakın nitelikteki diğer memelilerin dişlerini kullanma yoluna gitmişlerdir. Bu amaçla en sık kullanılan diş dana dişleridir (183-187). Nakamichi ve ark.(188) dana dişleri üzerinde yapmış oldukları bir çalışmada, dana diş minesi ve yüzeyel dentininde bağlanma dayanımının insan dişine yakın olduğunu, dolayısı ile *in vitro* bağlanma dayanımı çalışmalarda dana dişlerinin kullanılabilir olduğunu bildirmişlerdir. Schilke ve ark. (189) yapmış oldukları mikromorfolojik kıyaslamaya dayalı araştırmada, insan dişi ve dana dişi dentin dokusunda benzer sayıda ve ortalamada dentin tübülü olduğunu bildirmişlerdir. Camargo ve ark.(187) çalışmaları sonucunda insan dişi dentin dokusunda daha fazla dentin tübülüne rastlandığını bildirmişlerdir. Ancak dentin tübüllerinin çapını kıyasladıklarında herhangi bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Buna karşın Lopes ve ark.(190) yapmış oldukları çalışmada dana dişi dentin tübülleri ve insan dişi dentin tübüllerini yüzeyel, orta kısım ve derin dentin dokuları olarak karşılaştırmış ve insan dişi dentin dokusunda milimetre kareye düşen dentin tübülünün dana dişine kıyasla daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Feagin ve ark.(191) yapmış oldukları araştırmada dana ve insan dişlerini kimyasal içerikleri açısından karşılaştırmışlardır. Demineralizasyon sürecinde mine yüzeyinden eşit miktarda Ca/P uzaklaştığını ve remineralizasyon aşamasında da benzer davranışların gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Davidson ve ark. (192) yaptıkları çalışmada dana diş ve insan diş minesindeki kalsiyum oranlarını karşılaştırmışlardır. Bu oranların dana diş minesinde %37,9, insan diş minesinde %36,8 olduğunu ancak dana diş minesinde daha homojen bir dağılım gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Lopes ve ark.(186) çalışmalarında iki farklı tipteki adezivin insan ve dana diş yüzeyine olan bağlanmalarını karşılaştırmışlardır. Mine yüzeyindeki bağlanma dana ve insan dişleri arasında herhangi bir fark oluşturmazken, kullandıkları bir tip adezivde dana dişi dentin yüzeyinde daha kuvvetli bir bağlanma olduğu bildirilmiştir. Reis ve ark.(193) bağlanma dayanımı ve asitlenmiş yüzeylerin mikromorfolojilerinin mukayese edildiği araştırmalarında dana dişi ve insan dişi

mine ve dentin yüzeylerinde benzer bağlanma dayanımı sonuçları ve benzer morfolojik değişimler gözlemlediklerini belirtmişlerdir.

Abuabara ve ark.(194) yapmış oldukları mikro sızıntı araştırmasında cam iyonomer ve kompozit ile restore ettikleri insan ve dana dişlerinde kenar sızıntısı varlığını spektrofotometre yardımıyla incelemişler ve dana dişlerinde anlamlı derecede daha fazla mikro sızıntı olduğunu belirtmişlerdir. Buna karşın Almeida ve ark.(195) yaptıkları benzer bir çalışmada mikrosızıntı varlığını stereomikroskop yardımı ile incelemişler ve hem insan hem de dana dişlerinin benzer sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Birçok araştırma gösteriyor ki dana dişleri ile insan dişleri arasında kayda değer ölçüde benzerlik söz konusudur. *In vitro* çalışmalarda gözlenen çok sayıda ve aynı standartta insan keser dişi elde etmedeki güçlükler nedeniyle, biz de çalışmamızda insan dişine en yakın diş olan dana dişlerini kullandık.

Doğal dişlerin kullanıldığı *in vitro* çalışmalarda dişlerin temizlenme ve saklanma koşulları önem kazanmaktadır. Çekimi yapılan dişin bekletilme süresince dehidratasyona uğramaması gerekmektedir. Bunun yanında, dişlerin saklandığı sıvı ortamının da diş yüzeyinde araştırmayı etkileyecek herhangi bir yapısal ya da fiziksel değişikliğe neden olmaması gerekmektedir (196). Çekilmiş dişlerin saklanma solüsyonları ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu solüsyonlar, suyun değişik formları olabildiği gibi formalin, alkol, timol, sodyum hipoklorit, glutaraldehit ve salin solüsyonları da olabilmektedir (196-201).

Çeşitli saklama solüsyonlarında bekletilen çekilmiş dişlerin adeziv sistemlerle olan bağlanma dayanımları mukayese edildiğinde mine ve dentinin bağlanma dayanımı değerlerinde, solüsyona göre farklılık oluşabildiği bildirilmiştir (197, 199, 200, 202).

Tosun ve ark.(203) yapmış oldukları çalışmada çekilmiş dişleri distile su, formol ve timolde bekletmiş ve ardından rezin kompozit ile aralarındaki bağ dayanımını ölçmüşlerdir. En yüksek bağlanma dayanımının distile su grubunda, en düşük bağlanma dayanımının ise timol grubunda görüldüğü bildirilmiştir. Ancak formol grubu ve timol grubu arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Distile su, antibakteriyel özellik taşımamasından dolayı, yüksek bağ



dayanımı değerleri vermiş olsa bile, elverişli bir saklama solusyonu olarak nitelendirilmemektedir.

Ziskind ve ark.(204) alışmalarında çekilmiş dişlerini hidrojen peroksit, cetylpyridinium chloride, timol ve fosfat ile tamponlanmış salin solusyonlarında bekletmiş ve ardından bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı testlerine tabi tutmuşlardır. Timolde bekletilen dişlerde diğerleri ile mukayese edildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış ve bu sonuç da Aquilino ve ark.'nın (201) yapmış olduğu çalışmayı desteklemiştir.

Fujisawa ve Kadoma (205), değişik tırdeki fenolik bileşiklerin metakrilat monomerlerinin polimerizasyonu üzerine etkisini araştırmış ve timolün metil metakrilatın polimerizasyonunu inhibe ettiğini bildirmişlerdir.

Retief ve ark.(206) yaptıkları çalışmada kloroamin, etanol, salin, formol ve timolde beklettikleri dişlere dolgu yaptıktan sonra makaslama testlerine tabi tutmuşlardır. Timol ve etanolde saklanan dişlerde diğerlerine nazaran daha dşişk bağ dayanımı olduğu belirtilmiştir ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Soares ve ark., Goodis ve ark., Haller ve ark., yaptıkları çalışmalar sonucunda çekilmiş dişlerin timolde saklanmasının dentin geçirgenliği, mikrosızıntı ve bağlanma dayanımı açısından anlamlı bir negatif etkiye sahip olmadığını belirtmişlerdir (202, 207, 208). Bizim alışmamızda da çekilmiş dana dişleri %0,1'lik timol solusyonunda bekletilerek; hem dezenfeksiyonu sağlanmış hem de çalışma sşresince dişlerin dehidrate olması önlenmiştir.

Lamina vener yapımında; kompozit, seramik ya da her iki materyalin birlikte bulunduğu hibrit malzemeler kullanılabilir (209). Seramik lamina venerlerin uygulanması 1938'lere dayanırken kompozit rezin lamina venerlerin uygulanması günümüze daha yakın yıllara dayanmaktadır (210).

Ön bölge estetiğinde direkt ya da indirekt kompozit rezin restorasyonlar çok uzun zamandır ve sıklıkla kullanılmaktadır. İndirekt yöntemle uygulanan kompozit rezin restorasyonların direkt kompozit rezin restorasyonlara kıyasla; aşınmaya, kırılmaya ve renklenmeye daha dirençli olduğu bildirilmiştir (211, 212).

Ozakar Ilday ve ark.'nın (213) yaptığı, 3 yıllık kontrolü kapsayan, *in vivo* çalışmada indirekt ve direkt kompozit restorasyonları karşılaştırılmış ve indirekt yöntemle uygulanan restorasyonların anatomik form, kenar uyumu, kenar renklenmesi, postoperatif semptomlar ve renklenme açısından daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Mangani ve ark.(210) indirekt kompozit rezin lamina venerlerin klinik kullanımında birçok avantaj sağladığını savunmuşlardır. Benzer materyalden olan adeziv rezin simanın polimerizasyonu esnasında oluşan stresleri absorbe etmesi, hasta başında bitirme ve polisaj işlemlerinin kolay ve risksiz olması, simantasyon öncesinde materyalin mekanik özelliklerinden ödün vermeden modifikasyonlara izin vermesi, göreceli olarak daha ekonomik olması gibi avantajları nedeniyle seramik malzemeye iyi bir alternatif olarak gösterilmiştir.

Ancak tüm avantajlarına rağmen uzun dönemde kompozit materyalinde meydana gelen renklenme büyük bir dezavantaj oluşturmaktadır (143, 214, 215). Kompozit rezinlerdeki renk değişimi içsel ya da dışsal nedenlerle meydana gelebilmektedir (33). Işıkla polimerize olan kompozit rezin sistemlerde polimerizasyon başlatıcı olarak genellikle kamforokinon bulunmaktadır. Polimerizasyonun yetersiz olduğu durumlarda reaksiyona girmeyen kamforokinon varlığı materyalde sarımsı renk değişimine neden olmaktadır. Ayrıca materyalde yer alan tersiyer aromatik veya alifatik aminler gibi diğer polimerizasyona yardımcı ajanlar da ortam koşulları doğrultusunda sarı veya kahverengi renklenmeye neden olabilmektedir. Bu tip renklenme içsel renklenme olarak adlandırılmaktadır (216, 217).

İçsel renk değişimi genelde monomer matriksin dönüşüm süreci ile ilgilidir ve bu durum, polimerizasyon sistemine ve koşullarına bağlıdır. Polimerizasyonun yetersiz olması boyayıcı ajanların materyal tarafından absorbe edilmesine neden olmaktadır (214, 218, 219). Boyayıcı nitelikteki gıdaların tüketilmesi, sigara kullanımı, kötü ağız hijyeni, restorasyonun yüzey pürüzlülüğü, materyalde meydana gelen kimyasal reaksiyonlar ve su emilimi gibi birçok faktör kompozit rezinlerde renklenmeye neden olmaktadır (217, 220, 221). Dış kaynaklı renklenmelerin düzenli ağız bakımı ya da klinikte uygulanabilecek bitirme ve cila işlemleri neticesinde uzaklaştırılabileceği düşünülmektedir (222).

Gawriolek ve ark.(223) çalışmalarında kompozit ve seramik materyallerini değişik solüsyonlar (kahve, çay, kırmızı şarap, distile su) içerisinde bekletmiş ve renk değişim değerlerini ölçmüşlerdir. Kompozit materyallerinde seramiğe göre daha fazla renklenme olduğu tespit edilmiştir. Samra ve ark.(224) çalışmalarında bir tip direkt kompozit rezin materyalini, üç farklı indirekt kompozit rezin materyalini ve bir tip seramik materyalini kahve solüsyonu içerisinde bekleterek renklenme değerlerini ölçmüşlerdir. Yapılan ölçümler sonucunda en fazla renklenme direkt kompozit rezin materyalinde gözlenirken en az renklenmenin seramik materyalinde olduğu belirtilmiştir.

Ertaş ve ark.(216) 5 farklı tipteki kompozit materyalini çay, kahve, kırmızı şarap ve su içerisinde bekleterek renklenme değerlerini ölçmüşlerdir. Çay, kahve ve kırmızı şarapta bekletilen örnek gruplarının hepsinde klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üzerinde renklenme tespit edilmiştir. Stawarczyk ve ark.'nın (33) yapmış olduğu benzer bir çalışmada 5 tip CAD/CAM rezin materyali, 4 tip direkt kompozit materyali ve tek tip cam seramik materyali renklenme değerleri açısından karşılaştırılmıştır. Kahve, çay ve kırmızı şarapta bekletilen örnekler renklenme açısından mukayese edilmiş ve bir grup hariç olmak üzere CAD/CAM rezin materyalleri seramiğe yakın renklenme değerleri gösterirken kompozit bazlı rezinlerde daha fazla renklenme gözlenmiştir.

Bizim çalışmamızda dişin yalnızca bir kısmını kaplayan lamina vener yapımı planlandığı için, uzun dönemde meydana gelebilecek renklenme, restorasyonsuz alan ile restorasyon arasında belirgin renk farkı doğuracağından, malzeme seçiminde lamina vener materyali olarak kompozit rezinlere yer verilmemiştir.

Onun yerine seramikle güçlendirilmiş kompozit içerikli hibrit bir rezin nano-seramik malzeme olan 3M ESPE Lava™ Ultimate CAD/CAM blokları çalışmamızda kullanılan materyaller arasındadır. Hibrit malzemeler, kompozitlerin olumlu özellikleri ile seramiğin olumlu özelliklerini bir arada tutarken, doğal diş yapısını da koruması amacıyla üretilmiş materyallerdir (34, 36, 225).

Coldea ve ark.(36) yaptıkları çalışmada polimer infiltre edilmiş seramik materyallerinin mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre, poröz yapıdaki feldspatik seramiğin içerisine polimer infiltre edildiği takdirde

materyalin mekanik özelliklerin geliştirilebileceği belirtilmiştir. Ayrıca materyaldeki polimer oranı ve seramik oranı da bükülme dayanımı, elastiklik modülü ve sertlik değerlerini etkilemektedir.

Güth ve ark.(226) aralarında seramik infiltre edilmiş polimer malzemelerin de yer aldığı 16 farklı tipteki polimer malzemeyi optik özellikleri bakımından cam seramikle karşılaştırmışlardır. Gruplar arasında bulunan Lava™ Ultimate ışık geçirgenliği açısından altıncı sırada yer alarak diğer polimer malzemelere kıyasla daha tatmin edici estetik sonuçlar vermiştir.

Fasbinder ve ark.(227) yapmış oldukları bir çalışmada, rezin nano-seramik (Lava™ Ultimate, 3M ESPE), diğer bir hibrit seramik (Enamic, Vita) ve lösitle güçlendirilmiş cam seramik (EmpressCAD, Ivoclar) malzemelerinin bitirme ve cila işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülük değerlerini ölçmüşlerdir. Lava™ Ultimate materyalinde yüzey pürüzlülüğü en az seviyede gözlenirken lösitle güçlendirilmiş cam seramikte yüzey pürüzlülüğünün diğer iki materyale kıyasla daha fazla olduğu belirtilmiştir.

Andrew ve ark. çalışmalarında 0,3 mm'ye kadar inceltilebilir ve oklüzal venter restorasyonlarda tercih edilen kompozit esaslı CAD/CAM materyali (Paradigm MZ100) ve kompozit-seramik içerikli CAD/CAM materyalini (Lava™ Ultimate) kırma testlerine tabi tutmuş ve çalışma sonucunda materyal inceliğinden bağımsız olarak Lava™ Ultimate grubu örneklerinin kırılma dayanımının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Mariana ve ark.(228) çalışmalarında ikisi CAD/CAM kompoziti (Lava™ Ultimate, Paradigm MZ100) ikisi laboratuvar kompoziti (SR Adoro, Premise Indirect) olmak üzere dört farklı materyali kahve, çay, kırmızı şarap ve distile suda beklettikten sonra renklenme değerlerini ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucuna göre CAD/CAM kompozitleri laboratuvar kompozitlerine kıyasla daha fazla renklenme göstermiştir.

Awada ve ark. (229) rezin ve seramik yapısındaki değişik CAD/CAM materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Lava™ Ultimate, Vita Enamic, Cerasmart, IPS Empress CAD, Vitablocs Mark II ve Paradigm MZ100 bloklar kullanmışlardır. Cerasmart ve Lava™ Ultimate

materyallerinin bükülme dayanımları diğer materyallere göre daha yüksek bulunurken kenar bitim pürüzlülüğü de en düşük değerde gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda restorasyonlar preparasyonsuz diş yüzeyine yapıştırıldığı için kenar bitim hattının rahatça sıfırlanabilmesi ve mümkün olduğunca pürüzsüz olması gerekmektedir. Lava™ Ultimate materyalinde kompozit içeriğe ek olarak silika ve zirkonya nanopartikülleri bulunmaktadır (37). Bu nedenle malzeme, mekanik özellikleri açısından birçok avantaja sahiptir ve çalışmamızda materyal gruplarımız arasında yer almıştır.

Lamina vener yapımında kullanılan tüm materyallerin avantajları ve dezavantajları düşünüldüğünde seramikler hala tercih sıralamasında birinci sırada yer almaktadır (6, 18, 19). Bizim çalışmamızda da diğer parçalı lamina vener materyalleri olarak değişik yapım tekniklerine ve içeriğe sahip seramik malzemeleri kullanılmıştır.

Lamina vener yapımında kullanılan ilk seramik materyali feldspatik seramiklerdir. Feldspatik porselen, kuvars ve feldspar içeren silika bazlı bir porselen tipidir. Materyalin yüksek cam içeriğinden dolayı; mine ve dentinin optik özellikleri çok iyi taklit edilebilmektedir. Bu yüzden feldspatik seramikler, geçmişten günümüze lamina vener yapımında sıklıkla kullanılmaktadır. Feldspatik seramikler estetik üstünlükleri yanı sıra yüksek aşınma direnci, basma dayanımı ve biyouyumluk gibi avantajlara da sahiptir. Fakat içeriğinde güçlendirici barındırmaması nedeniyle mekanik açıdan zayıf sayılabilmektedirler (230). Ancak yapılan çalışmalar göstermiş ki, bağlanmanın mine seviyesinde olduğu durumlarda, feldspatik lamina venerler 10 yıllık süre zarfında % 95 oranında başarı göstermiştir (231). Gresnigt ve ark. (2) yayınlamış oldukları vaka raporunda, hastalarına ön bölge diastema kapatılması amacıyla 0,01-0,5 mm kalınlığında feldspatik dentin porseleni kullanarak kısmi vener uyguladıklarını belirtmişlerdir ve sonuç hem hasta hem hekim açısından tatmin edici olarak nitelendirilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin üstün mekanik özelliklerinin olması beklenmemektedir. Çünkü ince hazırlanan parçalı lamina venerler ilgili diş yüzeyine rezin siman ile kuvvetli bir bağlanma sağlarken mekanik dirençleri artmakta (232); ayrıca ön dişlerin konumları nedeniyle de oklüzal yüklere maruz kalmamaktadırlar.

CAD/CAM teknolojisi ile üretilen feldspatik lamina venerler (CEREC Blocs) , örnek gruplarımızdan bir diğeri oluşturmaktadır.

Porselenin mekanik direnci, içeriğine değişik yapılarda güçlendiriciler katılmasıyla arttırılmaktadır. Günümüzde lamina vener yapımında kullanılan güçlendirilmiş seramik sistemleri genellikle lösit içerikli ve lityum disilikat içerikli cam seramik sistemleridir (233, 234). Son dönemde lösit içerikli cam seramikler; yeterli kuvvet dayanımı göstermesi, diş yapısı ve adeziv sistemlerle bütünlük sağlaması ve üstün estetik sonuçlar vermesi gibi özelliklerinden dolayı lamina vener yapımında sıklıkla kullanılmaktadır (234). Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin en çok kullanım şekli laboratuvarında preslenerek üretilen şeklindedir. Ancak birçok avantajından dolayı CAD/CAM teknolojisi ile üretilen aynı yapıdaki bloklar da gittikçe artan kullanım alanı bulmaktadır. Lösit içerikli cam seramiklerin değişik firmalar tarafından üretilmiş farklı ticari formları bulunmaktadır (235). Biz çalışmamızda Ivoclar firmasının ürettiği içeriğine lösit eklenmiş bir cam seramik sistemi olan IPS InLine'ı revetman model üzerinde tabakalama yöntemiyle uygulayarak kullandık.

Lamina vener yapımında kullanılan bir diğeri güçlendirilmiş cam seramik sistemi lityum disilikat içeren cam seramik sistemleridir. Bu sistemler pres yöntemiyle üretilbildiği gibi CAD/CAM teknolojisi kullanılarak da üretilmektedir. Lityum disilikat içerikli cam seramikler, yaklaşık %70 oranındaki kristal içeriklerinden dolayı 360 Mpa'a varan kırılma dayanım değerleri göstermektedir; bu da Lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerin gösterdiği değerlerin 3 katına denk gelmektedir. Yüksek kristalin içeriğine rağmen materyalin estetik beklentiyi büyük ölçüde karşılayan translusent formları da mevcuttur (235). IPS e.max CAD (Ivoclar, Vivadent) lityum disilikat içerikli bloklar 3 farklı translusenside (HT, LT, MO) bulunmaktadır. Daha sonra Ivoclar firması, farklı optik nitelikteki "Impulse" bloklarını piyasaya sürmüştür. Bu bloklar Value (Value1,2,3) ve Opal (Opal 1,2) olmak üzere beş ayrı renk tonundan oluşmaktadır. Opal blokların özelliği, doğal diş minesindeki opalesans efektin restorasyonlara yansıtılabilmesidir ve özellikle minenin yerine uygulanabilecek nitelikte bir malzeme olarak ortaya çıkmıştır. Bu nedenle materyalin, ince lamina venerler gibi minimal invaziv ve estetik restorasyonlarda kullanılması önerilmektedir (91). Bizim çalışmamızda mine

seviyesinde uygulanacak olan ince restorasyonlar planlandığı için, IPS e.max Opal materyali de çalışma grupları arasında yer almıştır.

Günümüzde lamina vener restorasyonların simantasyonu kompozit rezin simanlarla yapılmaktadır. Bu amaçla, klinikte ışıkla sertleşen (light cure) ya da hem ışıkla hem de kimyasal yolla sertleşen (dual cure) rezin simanlar kullanılabilir (13, 232, 236). Fakat kompozit rezinlerde görülen renklenme problemi rezin simanların da uzun dönem klinik başarısını etkileyebilmektedir. Resin simanlarda görülen renk değişimi polimerizasyon sürecinde görevli olan amin oksidasyonu nedeniyle gerçekleşmektedir. Işıklı sertleşen resin simanlarda genellikle alifatik amin bulunurken, hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen resin simanlarda alifatik amine ek olarak aromatik tersiyer aminler de bulunmaktadır. Aromatik tersiyer aminler oksidasyona daha yatkındır ve bu nedenle içeriğinde aromatik tersiyer amin bulunduran simanlar daha fazla renklenme göstermektedir. Yani hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen resin simanlarda ışıkla sertleşen simanlara göre daha fazla renklenme beklenmektedir (13, 217, 237). Fakat ışık geçirgenliğinin sınırlı olduğu durumlarda yalnızca ışıkla sertleşen resin simanların kullanımı yetersiz polimerizasyona neden olabilmektedir (238, 239). O nedenle endikasyonun gerekleri doğrultusunda her iki tip simanın da klinik kullanımı söz konusu olabilmektedir.

Restorasyonun bitim sınırında adeziv resin siman, ağız ortamına açık olduğu için yalnızca içsel renklenme değil, dış kaynaklı renklemeler de restorasyon hattı boyunca estetik olumsuzluğa neden olabilmektedir (240). Özellikle restorasyon bitim sınırının parçalı lamina venerler gibi ön bölgede olduğu durumlarda oluşabilecek kenar renklemesi tüm restorasyonun başarısını etkilemektedir. Çalışmamızdaki amaç kullanılan materyale göre oluşabilecek renklemeyi tespit etmek olduğu için, çalışma kapsamında 4 farklı materyal ile oluşturulan parçalı lamina vener restorasyonlar ışıkla sertleşen ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen olmak üzere iki farklı resin siman ile simante edilmiştir.

Restorasyonlarda simantasyon sonrasında meydana gelen dış kaynaklı renklemeler sigara kullanımı ya da boyayıcı nitelikteki gıdaların tüketilmesi ve resin simanların sıvı absorpsiyonu gibi fizikokimyasal özellikleri nedeniyle meydana gelmektedir (240). Ayrıca yüzey pürüzlülüğünün de dış kaynaklı renklemeye katkıda bulunduğu bilinmektedir (241). Araştırmalar göstermiş ki doğru ekipman

kullanıldığı takdirde mekanik cila işlemleri glazelenmiş porselen kadar düzgün bir yüzey oluşturabilmektedir (242-244). Çalışmamızdaki örnekler, yüzey pürüzlülüğü nedeniyle oluşabilecek renklenme ihtimaline karşı simantasyon sonrasında lastik mōletlerle bitim ve cila işlemlerine tabi tutulmuştur. Bu sayede sonradan uygulanan glaze tabakasının restorasyon bitim sınırında kalınlık oluşturma riski de elimine edilmiştir. Çalışmamızda elde edilen SEM görüntülerinde de anlaşılacağı gibi tüm gruplarda bitim sınırında sifıra yakın restorasyon-diş geçişi sağlanmıştır.

Literatürde, diş hekimliğinde estetik amaçlı kullanılan retoratif materyallerin ve beraberinde uygulanan rezin simanların renklenme değerlerinin incelendiği birçok çalışma bulunmaktadır (12, 13, 15, 16, 33, 223, 236, 240, 245-247).

Özellikle kompozit rezin içerikli malzemelerin renklenme değerlerine bakılmak istendiğinde renklendirici ajan içerisinde bekletilmeden önce ya da renklendiricide bekletilmeksizin materyalde yaşlandırma işlemi uygulanan çalışmalar mevcuttur. Restoratif materyallerin *in vitro* renk stabilitelerinin tespiti için değişik türde yaşlandırma testleri uygulanmaktadır. Yaşlandırma testleri süresince sıvı ortama maruz kalan rezin siman içerisindeki monomerler, ortamdaki suyu emer ve bu durum da materyalde renk değişimine neden olabilmektedir. Günümüzde en çok uygulanan yöntemler, UV yaşlandırma, hızlandırılmış yaşlandırma ve termal döngü ile yaşlandırmadır (248-250).

Archegas ve ark. (127) ince seramik laminaların simantasyonunda kullanılan rezin siman ve akışkan kompozitlerin simantasyondan sonra estetiği olumsuz yöde etkileyebilecek bir renk değişimi gösterip göstermediğini inceledikleri çalışmalarında örnekleri hızlandırılmış yaşlandırma işlemine tabi tutmuşlardır. Hızlandırılmış yaşlandırma işlemi, renklendirici ajanda bekletilmeksizin, hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanda en fazla olmak üzere tüm örneklerde renk değişimine neden olmuştur. Ancak tüm değerler klinik olarak kabul edilebilir seviyededir ( $\Delta E < 3$ ). Turgut ve ark.(16) yapmış oldukları bir başka çalışmada seramik lamina venerlerin değişik rezin simanlarla yapıştırılması sonrasında renklenme değerlerini incelemişlerdir. Simantasyon sonrasında ve hızlandırılmış yaşlandırma sonrasında renk değerleri kolorimetre ile ölçülerek karşılaştırılmıştır. Yaşlandırma işleminin tüm örneklerde renk değişimine neden olduğu ancak bu durumun klinik olarak fark edilebilir düzeyde olmadığı belirtilmiştir. İki çalışma da ağız ortamındaki koşulların



renklendirici gıdalara maruz kalmaksızın kompozit rezinlerde renklenmeye neden olduğunu desteklemektedir. Bunun nedeni olarak da materyalin içeriğinde bulunan aromatik aminlerin ve başlatıcıların zamanla renk değişimine neden olduğu gösterilmektedir (248, 251, 252). Çalışmamızda hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen ve ışıkla sertleşen rezin simanla dış yüzeylerine simante edilen lamina venerler termal döngü ile yaşlandırma işleminden geçirilmişlerdir. Örnek çalışmalarda çıkan sonuçlara benzer olarak, termal döngü öncesinde ve sonrasında renk ölçümleri yapılan örneklerin hepsinde renk değişimi tespit edilmiştir. Ancak klinik olarak fark edilebilir düzeyde olanlar ( $\Delta E < 3,3$ ) hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan IPS e.max Opal, ışıkla sertleşen rezin simanla yapıştırılan CEREC Blocs ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan IPS InLine feldspatik seramik gruplarıdır. Renk değişim değerleri tüm gruplarda birbirine çok yakındır ve istatistiksel olarak anlam ifade etmemektedir ( $p > 0.05$ ).

Noie ve ark.(253) çalışmalarında hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen ve ışıkla sertleşen özelliklerde 3 farklı simanın hızlandırılmış yaşlandırma sonrasında renk değişim değerlerini ölçmüşlerdir. Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanlarda renklenme değerleri daha yüksek çıkmasına rağmen bu değerler klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilindedir. Yani hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen ve ışıkla sertleşen rezin simanlar arasında klinik olarak önem taşıyan renk değişim farkı bulunmamıştır. Kılınç ve ark.(13) çalışmalarında farklı tipteki rezin simanların translusent yapıdaki restorasyonların simantasyonu sonrasında meydana getirdiği renk değişimini hızlandırmış yaşlandırma sonrasında ölçmüşlerdir. Hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan gruplar daha fazla renklenme göstermesine rağmen,  $\Delta E$  değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir. Ghavam ve ark.(254) çalışmalarında feldspatik porselenden hazırladıkları disklere değişik polimerizasyon tipine sahip simanları yapıştırmış ve bu örnekleri hızlandırılmış yaşlandırma işlemine tabi tutmuşlardır. Renk ve opasite değişimleri analiz edilen örnek gruplarının hiçbirinde anlamlı değerlerde renk değişimi tespit edilmezken simanların opasitelerinde artma belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da ışıkla sertleşen (Variolink Veneer) ve hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen (Variolink N) olmak üzere iki tip siman kullanılmıştır. Kullanılan vener materyallerinden bağımsız olarak yalnızca iki tip siman arasındaki renk

değişim farkı mukayese edildiğinde, aşamaların hiçbirinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Lee Yong-Keun (250) çalışmasında rezin kompozitlerde meydana gelen renk değişimini CIELAB  $\Delta E^*$  ve CIEDE 2000 olmak üzere iki farklı sistemi karşılaştırarak ölçmüştür. Materyalde renklenme meydana gelmesi amacıyla örnekler termal döngü işlemine tabi tutulmuştur. Biz de çalışmamızda örnekleri öncelikle termal döngü işlemine tabi tutarak ortamda oluşabilecek ısı farkının ve nemliliğin materyalde meydana getirdiği içsel renklenme miktarını ölçmeyi hedefledik. Sonrasında ise yorulan materyal sıkça tüketilen bir renklendirici gıda içerisinde bekletilerek dış etkenlerin de dahil edildiği bir renklendirme ortamı oluşturulmuştur.

Uluslararası Standartlar Teşkilatı (ISO) termal döngü protokolünü en son 2003'de düzenlemiş ve alt sıcaklık sınır değerini 5°C, üst sıcaklık sınır değerini ise 55°C olarak önermiştir (ISO TR 11405, 2003). Amerikan Diş Hekimliği Birliği de sıcaklık sınır değerleri olarak 5 ve 55°C'lerin kullanılmasını önermiştir (ADA, Acceptance Program Guidelines 2001) (145). Literatüre bakıldığında örneklerin sıcak ve soğuk su tanklarındaki daldırılma süreleri değişkenlik göstermektedir. Schmid-Schwab ve ark.(255) ağız ortamına alt ve üst sınır değerlerinde bir gıda girdiği zaman 2-5 sn içerisinde ortam sıcaklığının eski haline döndüğünü bildirmişlerdir. Li ve ark.(256), Helvatjoglu-Antoniades ve ark.(257), Ernst ve ark.(258), Doerr ve ark.(259) çalışmalarında daldırma süresini 5 sn olarak ayarlamışlardır. Amaral ve ark.(260) gerçek hayatta insan dişlerinin alt ve üst sıcaklık değerlerine uzun süreyle maruz kalmadığını yani 10-15 saniyelik daldırma süresinin yeteceğini bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda tanklara daldırma süresini 15 sn olarak belirledik. Termal döngü işlemindeki bir başka değişken de daldırma sayısıdır. Biçer ve ark.(261) yaptıkları çalışmada termal döngü işleminin farklı kompozit rezin materyallerinin renk stabilitesi üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Örnekler 5000 daldırma sayısı ile termal döngü işleminden geçirilmiştir ve çalışma sonucunda tüm kompozit rezinlerde klinik olarak fark edilebilir düzeyde renk değişimi olduğu belirtilmiştir. Campos ve ark.(262) hibrit yapılı seramik malzeme ile rezin simanın bağlanma dayanımını ölçtükleri bir çalışmada örnekleri 6000 tekrarlı termal döngü işleminden geçirmişlerdir. Pazinato ve ark.(263) termal döngü işleminde daldırma sayısının kompozit rezin restorasyonlarda mikrosızıntıyı etkileyip

etkilemediğini araştırmışlardır. Çalışma kapsamında örnekler 500, 1,000, 2,500 ve 5,000 tekrarlı daldırma işleminden geçirilmiştir. Sonuç olarak daldırma sayısının mikrosızıntı üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Biz çalışmamızda örnekleri yaklaşık 2 yıllık yaşlandırma işlemine denk gelen 5000 tekrarlı termal döngü işleminden geçirdik.

Literatüre bakıldığında birçok boyayıcı gıda bu tarz renklendirme prosedürü içeren çalışmalarda kullanılmıştır. Bu amaçla kullanılan ve sıklıkla karşımıza çıkan gıdalar; şarap, kahve, siyah çay ve koladır (216, 219, 223). Fujita ve ark.(264) çalışmalarında kompozit rezin gruplarının da dahil olduğu örnekleri kırmızı şarap, kahve ve yeşil çayda beklettikten sonra 1.gün, 3. gün, 1.,2. ve 4. haftalarda ölçerek renklenme değerlerini tespit etmişlerdir. En fazla renklenmenin kırmızı şarapta bekletilen örneklerde görüldüğü, bunun nedeni olarak da alkolün materyal yüzeyinde pürüzlülüğe neden olarak boyanmayı arttırabileceği belirtilmiştir. Köksal ve ark.(265) protez yapımında kullanılan değişik türdeki takım dişleri 4 hafta boyunca kahve, siyah çay ve kolada bekletmişlerdir. Çalışmanın sonucunda en çok renk değişiminin kahvede bekletilen örneklerde olduğu belirtilmiştir. Ertaş ve ark.(216) yapmış oldukları benzer bir çalışmada farklı tipteki kompozit rezinleri siyah çay, kola, kahve, kırmızı şarap ve suda bekleterek renklenme değerlerini ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda kırmızı şaraptan sonra, en çok renklenmenin kahvede bekletme sonucunda olduğunu bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda günlük yaşantıda daha sık tüketildiğini düşündüğümüz kahveyi renklendirici ajan olarak kullandık.

Yapılan literatür taramasında kahve solüsyonu hazırlamada birbirine yakın oranların kullanıldığı görülmektedir (216, 240, 247, 265, 266). Biz de çalışmamızda 200ml kaynar suya 5gr çözünebilir kahve koyarak renklendirici amaçlı solüsyonumuzu hazırladık. Sarkis E.(149), Dietschi ve ark.(220) yapmış oldukları çalışmada örneklerini kahve solüsyonu içerisinde 3 hafta, Köksal ve ark.(265) 4 hafta, Samra ve ark.(224) 2 hafta, Shiozawa ve ark.(240) ise 1 hafta bekletmişlerdir. Guler ve ark. (266) örnekleri solüsyon içerisinde 24 saat bekletmenin 1 aydan daha fazla zamana denk geldiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızdaki örnekler kahve solüsyonu içerisinde 3 hafta bekletilerek yaklaşık 2 yıla denk gelen bir renklenme süreci hedeflenmiştir. Sözü edilen çalışmalarda olduğu gibi bizim çalışmamızda da

kahve solüsyonunda bekletilen örneklerin çoğunda klinik olarak fark edilir düzeyde renklenme ortaya çıkmıştır. Yalnızca ışıkla sertleşen rezin simanla yapıştırılan lösit içeren feldspatik seramik grubundaki (IPS InLine) renklenme değerleri diğerlerine kıyasla çok düşük olup klinik olarak fark edilebilir düzeyde değildir ( $\Delta E < 3,3$ ). En çok renk değişimi ise rezin nano seramik içeriğindeki Lava™ Ultimate grubunda görülmüştür. Ancak Lava™ Ultimate materyalinin laboratuvar tipi başka kompozit materyallerle mukayese edildiği bir çalışmada laboratuvar kompozitlerine göre çok daha az renklenme gösterdiği belirtilmiştir (228). Çalışmamızda kullanılan diğer viner materyalleri seramik yapısında olduğu için kompozit içerikli olan Lava™ Ultimate materyalinin diğerlerine göre daha fazla renklenme göstermesi beklenen bir sonuçtur.

Diş hekimliğinde renk ölçümü amacıyla geliştirilmiş değişik nitelikte birçok aygıt bulunmaktadır. Kolorimetreler, spektrofotometreler, spektrometreler ve dijital kamera ile görüntüleme sistemleri bu amaçla diş hekimliği pratiğinde ve ilgili araştırmalarda kullanım yeri bulmuştur (160, 267). Spektrofotometreler ve kolorimetreler en sık kullanılan renk ölçüm cihazlarıdır (162) ancak kolorimetreler kullanım kolaylığı ve maliyet açısından daha avantajlı gözükse de metamerizmden etkilenmesi ve filtrelerin zamanla eskimesi gibi dezavantajları nedeniyle spektrofotometreler kadar güvenilir ve tekrarlanabilir sonuçlar vermemektedir (268, 269). Dozic ve ark.(270) 5 farklı ağız içi renk ölçüm cihazını karşılaştırmış ve Vita Easyshade spektrofotometrenin hem *in vitro* hem *in vivo* koşullarda daha güvenilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda termal döngü ve renklendirici ajanda bekletilme sonrasında restorasyonlarda oluşabilecek renk farklılıklarını ölçmek amacıyla kontakt tipi Vita Easyshade Compact spektrofotometresini kullandık.

Renk ölçümlerinin sayısal verilere dönüştürülmesi ve ölçümler arası karşılaştırmanın kolaylaştırılması amacıyla farklı sistemler (CIE L\*a\*b\*, CIE LUV, XYZ, Lch, HSB/HSV, RGB ) geliştirilmiştir. Renk ölçüm sistemleri arasında en yaygın kullanılanı CIE L\*a\*b\* sistemidir (250, 271). Bu sistem, ölçümler arasındaki renk farkının  $\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$  formülüne göre hesaplanmasına olanak vermektedir. Bu sistemde L\* ölçüm yapılan nesnenin aydınlık derecesini, a\*

kırmızılık ya da yeşillik derecesini, b\* ise sarılık ya da mavilik derecesini ifade etmektedir (271).

Yapılan literatür taramasında görülüyor ki ölçümler arasındaki renk farkını ifade eden  $\Delta E$  değerinin klinik olarak fark edilebilirlik sınırı ( $\Delta E$  1 -  $\Delta E$  3,7) çalışmalar arasında değişkenlik göstermektedir. Ertan ve ark.(272) çalışmalarında fark edilebilir  $\Delta E$  sınır değerini 1 olarak kabul etmişlerdir. Haselton ve ark.(273) bu sınırı 3,7 olarak kabul ederken Tung ve ark.(155) ile Guan ve ark.(274) bu sınırı 2 olarak kabul etmişlerdir. Fakat yapılan çalışmalar gösteriyor ki en sık kullanılan ve klinik olarak kabul edilen sınır  $\Delta E$  değeri 3,3'tür. Ruyter ve ark (275), Fujita ve ark (264), Kim ve ark.(276), Vichi ve ark.(277), Um ve ark.(278), Köksal ve ark.(265), Stober ve ark.(279) renk farklılığının klinik olarak kabul edilebilir sınırını 3,3 olarak vermişlerdir. Biz de çalışmamızda restorasyonların renk ölçümleri sonrasında elde edilen  $\Delta E$  değerlerini yorumlarken klinik olarak kabul edilebilir üst sınırı 3,3 olarak aldık.

Karaokutan ve ark. (280) yapmış oldukları benzer bir çalışmada CAD/CAM ile ürettikleri inley restorasyonların yaşlandırma sonrası renklenme değerlerini ölçmüşlerdir. Bu amaçla feldspatik seramik (CEREC Blocs), rezin nano seramik (Lava Ultimate) ve lösit infiltre cam seramik (IPS Empress CAD) materyallerini kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda tüm materyallerde renk değişimi saptanmıştır. En düşük renklenme feldspatik grubunda gözlenirken en yüksek renklenme rezin nano seramik grubunda gözlenmiştir. Ayrıca diğer materyallerden farklı olarak rezin nano seramik (Lava Ultimate) grubunun renk değişim değeri klinik olarak kabul edilebilir sınırın üzerindedir ( $\Delta E >5,5$ ). Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre de en fazla renk değişimi Lava Ultimate grubunda gözlenirken en az renk değişimi feldspatik seramik yapısındaki IPS InLine grubunda gözlenmiştir.

Klinikte renk farkının ölçülmesinde görsel değerlendirmenin de yeri büyüktür. Özellikle kenar renklenmesi gibi renk ölçüm cihazlarının işlev gösteremeyeceği alanlarda renk farklılığının algılanması gözlemcinin yetisine kalmaktadır. Guess ve Stappert (281) yaptıkları çalışmada farklı preparasyon dizaynlarına sahip venter restorasyonlarda kenar uyumu, kenar sızıntısı, kenar renklenmesi gibi özellikleri incelemişlerdir. Skorlamaların gözlemciler tarafından yapıldığı bu çalışmada, kenar uyumunun kötü olduğu örneklerde kenar renklenmesinin de ona bağlı olarak arttığı

sonucu ortaya çıkmıştır. Bizim çalışmamızda da Lava™ Ultimate ile hazırlanan örnek gruplarında diğer gruplara kıyasla SEM görüntülerinde daha kötü kenar uyumu izlenmektedir. Çalışmamızdaki gözlemci değerlendirmesinde de Lava™ Ultimate grubu en çok kenar renklenmesi gösteren grup olarak karşımıza çıkmaktadır. Kenar uyumu ve kenar renklenmesi ilişkisi açısından çalışmamızdan çıkan sonuç Guess ve Stappert'in araştırmasını destekler niteliktedir.

Diş hekimliğinde renk algısı ve renk seçim kabiliyetinin artırılması için geliştirilmiş sistemler mevcuttur. Tooth Guide Training Box (TTB) Vita firmasının geliştirmiş olduğu ve bu işe yarayan cihazlardan birisidir. Llena ve ark.(175) TTB ile ilgili yaptıkları bir çalışmada üniversite öğrencilerinin renk seçme kabiliyetlerini TTB eğitimi öncesinde ve sonrasında ölçmüşlerdir. TTB sonrasında renk eşleştirme konusunda daha hızlı ve doğru sonuçlar alındığı görülmüştür. Ayrıca Haddad ve ark. (177), Sinmazisik ve ark. (178), da çalışmalarında bireylerin renk algılama kabiliyetlerini TTB ile ölçmüşlerdir. Yapılan araştırmalar gösteriyor ki TTB renk eşleştirme kabiliyetini ölçerken bu kabiliyetin gelişmesine de vesile olmaktadır.

Çalışmamızda termal yaşlandırma işlemine tabi tutulan ve renklendirici solüsyonda bekletilen örneklerde oluşan kenar renklenmesi, 10 yıllık klinik tecrübesi olan diş hekimleri tarafından yapılmıştır. Gözlemcilerin seçilmesinde dikkate alınan bir diğer kriter de TTB testinde 1000 üzerinden en az 800 puan alınmış olmasıdır. Şartlar doğrultusunda uygun olan 3 kişi renk değerlendirmede gözlemci olarak belirlenmiştir.

Restorasyonların kenar uyumlarının değerlendirilmesinde taramalı elektron mikroskobu (SEM), verdiği sonuçların güvenilirliği nedeniyle sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Ayrıca, kenar adaptasyonunu saptamada kullanılan mikrosızıntı testlerindeki örnekten kesit alma gerekliliği de bu yöntemde söz konusu değildir.

Kompozit rezin restorasyonların kenar uyumlarının incelenmesine yönelik birçok araştırmada SEM kullanılmıştır (282-285). Krifka ve ark.(286) seramik inleylerin ve parsiyel seramik kronların termal döngü sonrasında kenar uyumunu, mikrosızıntı testlerine ek olarak SEM kullanarak da incelemişlerdir. Biz de çalışmamızda restorasyonların simantasyonu sonrasında uyguladığımız bitirme ve cila işlemlerinin etkinliğini incelemek, preparasyonsuz hazırlanan lamina veneerlerde

restorasyon-diş sınırında oluşturulan geçişin yüzey özelliklerini detaylı olarak görebilmek için 350X büyültme altında SEM analizi yaptık. Bu sayede değişik materyallerle oluşturulan parçalı lamina venerlerde, ağızda bitirme ve cila işlemleri yapıldıktan sonra, bitirme sınırının hangi materyalde daha düzgün sağlanabildiğine dair fikir edinilmiş olundu. Ritter ve ark.(287), Idriss ve ark.(288) çalışmalarında kenar uyumu tespitini restorasyon sınırında oluşan aralığın ölçülmesi yoluyla yapmışlardır. Çalışmamızda elde edilen SEM görüntülerinde yalnızca Lava™ Ultimate grubunun Variolink N ile simante edilen yarısında diş ile restorasyon arasında ayrılma gözükmemektedir. O nedenle kenar uyumlarının karşılaştırılmasında yalnızca aralık değil restorasyon sınırında meydana gelen kopmalar, siman artıkları, yüzey pürüzlülüğü de göz önünde bulundurulmaktadır. Frankenberger ve ark.(289) çalışmalarında 2'si seramik 2'si hibrit olmak üzere 4 farklı yapıda CAD/CAM materyalini termal döngüye tabi tuttuktan sonra bağlanma dayanımı açısından mukayese etmişlerdir. Tüm materyaller bağ dayanımı açısından iyi sonuç vermiştir ancak sıralamaya bakacak olursak seramik yapısındaki materyallerin hibritlere göre daha yüksek bağ dayanımı gösterdiği, hibritlerin arasında da Lava™ Ultimate materyalinin en düşük bağ dayanımına sahip olduğu görülmektedir. Elsaka (290) da yapmış olduğu çalışmada biri Lava™ Ultimate olmak üzere iki tip hibrit CAD/CAM materyalini bağ dayanımı açısından mukayese etmiş ve Lava™ Ultimate grubunda daha düşük bağ dayanımı sonucu belirtmiştir. Çalışmamızda Lava™ Ultimate grubunun daha fazla içsel renklenme, kenar renklenmesi ve sınır düzensizliği göstermesinin bir nedeni de diğer materyallere nazaran daha düşük bağlanma direnci sergilemesi olarak gösterilebilir.

Teknoloji ve materyal bilimindeki gelişmeler sayesinde, her geçen gün yeni malzemeler üretilip piyasaya sürülmektedir. Parçalı lamina venerlerde kullanım alanı bulabilecek daha farklı yapıdaki seramik ve hibrit materyaller ile, yapmış olduğumuz bu *in vitro* çalışmanın diğer *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarla desteklenebileceğini düşünmekteyiz.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı materyallerden yapılmış parçalı lamina venerlerin yorulma ve kahve solüsyonunda bekletme işlemleri sonrası renk stabilitesinin değerlendirildiği *in vitro* çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre;

- Yalnızca termal döngü işleminden geçirilen örneklerde, işlem öncesi renk değerleri ile işlem sonrası renk değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- Yorulma sonrası kahve solüsyonunda bekletilen örneklerin hepsinde istatistiksel olarak anlamlı derecede renklenme saptanmıştır. Sadece revetman model üzerinde tabakalama yöntemiyle hazırlanan feldspatik seramik (IPS InLine) venerlerin ışıkla sertleşen rezin simanla yapıştırıldığı örnek grubundaki renklenme değerleri klinik olarak önem taşımamaktadır ( $<\Delta E 3,3$ ).
- Materyaller arası renklenme değerleri mukayese edildiğinde ise Lava™ Ultimate materyalinde diğerlerine nazaran çok daha fazla renklenme eğilimi olduğu görülmektedir. Diğer 3 grubun renk değişim değerleri birbirine yakın seyrederken en az renk değişimi IPS InLine grubunda gözlenmiştir.
- Vener materyallerinden bağımsız olarak hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen ve ışıkla sertleşen rezin simanlar kendi aralarında karşılaştırıldığında ise renklenme değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Ancak materyal & siman kombinasyonları tek tek incelendiğinde; tabakalama yöntemiyle hazırlanan feldspatik seramik (IPS InLine) grubunda hem ışıkla hem kimyasal yolla sertleşen rezin simanla yapıştırılan venerler, ışıkla sertleşen rezin simanla yapıştırılanlara göre anlamlı derecede daha fazla renklenme göstermiştir.
- Gözlemci grubu değerlendirmesi göz önünde bulundurulduğunda alınan sonuçlar spektrofotometrik değerlendirme sonuçları ile benzeşmektedir. En çok kenar renklenmesi Lava™ Ultimate materyalinde gözlenirken IPS InLine grubunda hiç kenar renklenmesi tespit edilmemiştir.
- SEM görüntülerinde elde edilen sonuçlar da kenar renklenme değerlerini destekler niteliktedir. IPS InLine grubu örneklerinde restorasyon bitim sınırı



minimum düzeyde düzensizlik içerirken, Lava™ Ultimate grubunun bitim hattında materyal kırıkları ve siman artıklarından oluşan düzensiz bir sınır izlenmektedir. Bu durumun kenar renklenmesine katkıda bulunduğu düşünülmektedir.

- Parçalı lamina vener yapımında kullanılan materyallerin estetik özelliklerini uzun bir kullanım sürecinde koruyabilmesi büyük önem taşımaktadır. İçeriğinde kompozit rezin bulunan Lava™ Ultimate materyalinin yorma ve renklendirme işlemlerinden seramik içerikli materyallere kıyasla daha fazla etkilendiği görülmektedir. Revetman model üzerinde hazırlanan feldspatik lamina vener materyalinin ise bitim sınırının rahatça sıfırlanabilmesi ve kenar renklenmesi göstermemesi nedeniyle klinik kullanımının avantajlı olduğu söylenebilir.
- Çalışmamızdan çıkardığımız sonuçlara göre revetman model üzerinde tabakalama yöntemiyle hazırlanan feldspatik seramik materyalinin (IPS InLine) parçalı lamina venerlerde kullanımını klinik olarak önerebilmekteyiz. Ancak rezin nano seramik yapısındaki Lava™ Ultimate materyalinin ön bölge parçalı restorasyonlarda kullanımı ise bu materyalin gösterdiği renklenme değerleri nedeniyle önerilmemektedir.
- Tüm restorasyonlar alttaki rengi yansıtacak derecede ince (0,2-0,4mm) hazırlanmıştır. Dolayısıyla adeziv rezin simanda meydana gelebilecek renk değişimi, restorasyonun bütününe etkileyebilmektedir. Ancak çalışmamızın sonucuna göre farklı polimerizasyon tipine sahip iki siman da bir grup (IPS InLine) hariç benzer sonuçlar vermiştir. Bu bulguların ışığında parçalı lamina venerlerin simantasyonunda vakanın gerekleri doğrultusunda her iki tip simanın da kullanımını önermekteyiz.
- Yaptığımız bu *in vitro* çalışma sonuçlarının, ileride yapılacak diğer *in vitro* ve *in vivo* çalışmalara ışık tutacağını düşünmekteyiz.

## 7. KAYNAKLAR

1. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry*. 2000 Mar;28(3):163-77.
2. Gresnigt M, Ozcan M. Esthetic rehabilitation of anterior teeth with porcelain laminates and sectional veneers. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2011;77:b143.
3. Lambade DP, Gundawar SM, Radke UM. Evaluation of adhesive bonding of lithium disilicate ceramic material with dual cured resin luting agents. *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*. 2015 Feb;9(2):ZC01-5.
4. Bello A, Jarvis RH. A review of esthetic alternatives for the restoration of anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997 Nov;78(5):437-40.
5. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002 5//;87(5):503-9.
6. Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dental clinics of North America*. 2011 Apr;55(2):353-70
7. da Cunha LF, Reis R, Santana L, Romanini JC, Carvalho RM, Furuse AY. Ceramic veneers with minimum preparation. *European journal of dentistry*. 2013 Oct;7(4):492-6.
8. Çeşmeci ŞH, Yaşar A, Gümüş HÖ. Porselen Laminate Veneer Restorasyonların Simantasyonları Sonrası Renk Değişikliğine Etki Eden Faktörler: Derleme. *Sağlık Bilimleri Dergisi*. 2013:172-7.
9. Chen X-D, Hong G, Xing W-Z, Wang Y-N. The influence of resin cements on the final color of ceramic veneers. *Journal of Prosthodontic Research*.
10. Kountouras D. Smile Enhancement Utilizing Non-Invasive "Mini" Porcelain Veneers As An Alternative to Direct Resin Restorations: Oral Health Group; 2008.
11. Pini NP, Aguiar FH, Lima DA, Lovadino JR, Terada RS, Pascotto RC. Advances in dental veneers: materials, applications, and techniques. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2012;4:9-16.
12. Kucukesmen HC, Usumez A, Ozturk N, Eroglu E. Change of shade by light polymerization in a resin cement polymerized beneath a ceramic restoration. *Journal of dentistry*. 2008 Mar;36(3):219-23.

13. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of dentistry*. 2011 Jul;39 Suppl 1:e30-6.
14. Papadopoulos T, Sarafianou A, Hatzikyriakos A. Colour Stability of Veneering Composites after Accelerated Aging. *European journal of dentistry*. 2010;4(2):137-42.
15. Bagis B, Turgut S. Optical properties of current ceramics systems for laminate veneers. *Journal of dentistry*. 2013 Aug;41 Suppl 3:e24-30.
16. Turgut S, Bagis B. Colour stability of laminate veneers: an *in vitro* study. *Journal of dentistry*. 2011 Dec;39 Suppl 3:e57-64.
17. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*. 2010 //;38, Supplement 2(0):e2-e16.
18. Granell-Ruiz M, Fons-Font A, Labaig-Rueda C, Martinez-Gonzalez A, Roman-Rodriguez JL, Sola-Ruiz MF. A clinical longitudinal study 323 porcelain laminate veneers. Period of study from 3 to 11 years. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*. 2010 May;15(3):e531-7.
19. M. G. Clinical and Laboratory Evaluation of Laminate Veneers: University Library Groningen; 2011.
20. Van Meerbeek B, Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. Dentin- and enamel-bonding agents. *Current opinion in dentistry*. 1992 Mar;2:117-27.
21. Botta AC, Duarte S, Jr., Paulin Filho PI, Gheno SM, Powers JM. Surface roughness of enamel and four resin composites. *American journal of dentistry*. 2009 Oct;22(5):252-4.
22. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2000 Jun;131 Suppl:26S-30S.
23. Heymann HO. Indirect composite resin veneers: clinical technique and two-year observations. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1987 Feb;18(2):111-8.
24. Yüce M. CAD/CAM ile Üretilen Porselen Laminat Veneerlerin Kenar ve İnternal Uyumunun *In vivo* ve *In vitro* Olarak Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması [Doktora]. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2013.

25. Lee HH, Majd H, Orrego S, Majd B, Romberg E, Mutluay MM, et al. Degradation in the fatigue strength of dentin by cutting, etching and adhesive bonding. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014 Sep;30(9):1061-72.
26. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1995 Feb;26(2):95-110.
27. S N. Indirect resin composites. *J Conserv Dent*. 2010;13(4):184-94.
28. D'Souza DSJ, Kumar M. Esthetics and biocompatibility of composite dental laminates. *Medical Journal Armed Forces India*. 2010 7//;66(3):239-43.
29. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014 10//;58(4):208-16.
30. Johnson AC, Versluis A, Tantbirojn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *Journal of Prosthodontic Research*. 2014 4//;58(2):107-14.
31. Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010 10//;104(4):273-5.
32. Okada K, Kameya T, Ishino H, Hayakawa T. A novel technique for preparing dental CAD/CAM composite resin blocks using the filler press and monomer infiltration method. *Dental materials journal*. 2014;33(2):203-9.
33. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental materials journal*. 2012;31(3):377-83.
34. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dental materials journal*. 2015 Apr 1;34(2):161-7.
35. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *Journal of dental research*. 2014 Jan;93(1):62-7.

36. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013 Apr;29(4):419-26.
37. 3M ESPE Lava™ Ultimate CAD/CAM Restorative Technical Product Profile.
38. Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2012 Jan;33(1):50, 2-8.
39. Taseli T. Geleneksel ve Yeni Metod ile Yapıştırma Porselen Lamine Venerlerde Kenar Adaptasyonunun İncelenmesi [Yüksek Lisans]. İstanbul: Yıldız Teknik Üniversitesi; 2006.
40. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dental clinics of North America*. 1983 Oct;27(4):671-84.
41. Calamia JR. Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1985 Jan;16(1):5-12.
42. Hobo S, Iwata T. New veneering technics with the use of castable apatite-ceramic materials. I. Theoretical principles. *Die Quintessenz*. 1987 May;38(5):847-59.
43. Çelik E, Kural O. Porselen laminate veneerler: Klinik ve laboratuvar işlemleri. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 1990;17(2):295-300.
44. Wells D. "No-Prep" Veneers. *Inside Dentistry*. 2010;6(8).
45. Worschech C. Ceramic Microlaminates. *Inside Dentistry*. 2011;7(6).
46. Anusavice KJ. Recent developments in restorative dental ceramics. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1993 Feb;124(2):72-4, 6-8, 80-4.
47. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*. 1996;7(2):134-43.
48. Akın E. Diş Hekimliğinde Porselen. İstanbul: İÜ Basımevi; 1990.
49. O'Brien WJ. Magnesia ceramic jacket crowns. *Dental clinics of North America*. 1985 Oct;29(4):719-23.
50. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001 Jan;85(1):61-6.
51. Mclean JW. *The science and art of dental ceramics*. Chicago: Quintessence Pub Co. Inc; 1979.

52. Shillingburg HT. Sabit Protezin Temelleri: Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti.; 2010.
53. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11th edition ed. Philedelphia: Elsevier 2003.
54. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. The Journal of prosthetic dentistry. 1992 Jun;67(6):859-65.
55. Shillingburg HT, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations: Quintessence Publishing; 1987.
56. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Second ed. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 1997.
57. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. The International journal of prosthodontics. 1992 Jan-Feb;5(1):9-16.
58. Claus H.Vita In-Ceram, a new procedure for preparation of oxide-ceramic crown and bridge framework. Die Quintessenz der Zahntechnik. 1990 Jan;16(1):35-46.
59. Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. Journal of dentistry. 1997 Mar;25(2):91-5.
60. Qualtrough AJ, Piddock V. Recent advances in ceramic materials and systems for dental restorations. Dental update. 1999 Mar;26(2):65-8, 70, 2.
61. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam seramik sistemleri. G Ü Dişhek Fak Derg. 2005;22(1):41-8.
62. Rosentiel SF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. China: Mosby Elsevier; 2006.
63. Campbell SD, Pelletier LB, Pober RL, Giordano RA. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. The Journal of prosthetic dentistry. 1995 Oct;74(4):332-40.
64. Wassell RW, Walls AW, Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. British dental journal. 2002 Feb 23;192(4):199-202, 5-11.
65. Magne P, Belser U. Esthetic improvements and *in vitro* testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. The International journal of prosthodontics. 1997 Sep-Oct;10(5):459-66.

66. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence international* 2002 Jul-Aug;33(7):503-10.
67. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence international* 2005 Feb;36(2):105-13.
68. Sağırkaya CE. Farklı Altyapı ve Üstyapı Oranlarının Tüm Seramik Sistemlerinde Bağ Dayanımına Etkisinin Mekanik Yöntemlerle Araştırılması [Doktora]. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2010.
69. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 1//;20(1):1-25.
70. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2009 Feb;88(2):519-29.
71. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic *in vivo*. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992 Aug;68(2):322-6.
72. Raut A, Rao PL, Ravindranath T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2011 Jan-Feb;22(1):140-3.
73. Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı Quintessence Books; 2004.
74. Dumfahrt H, Gobel G. Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: An experimental study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999 Sep;82(3):281-5.
75. Ömeroğlu N. Farklı Porselen Laminat Veneer Yapım Yöntemlerinin Kenar Uyumu Ve Mikrosızıntı Yönünden Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi [Doktora]. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2000.
76. Mink JR, Timmons JH. Laminate veneers. *Dental clinics of North America*. 1984 Jan;28(1):187-203.
77. Barreto MT, Shiu A, Renner RP. Anterior porcelain laminate veneers: clinical and laboratory procedures. *Quintessence of dental technology*. 1986 Sep;10(8):493-9.
78. Garber DA, Goldstein RE, Feinman RA. Porcelain Laminate Veneers Quintessence Pub Co; 1988.

79. IPS InLine® Scientific Documentation. Schaan, Liechtenstein: 2014.
80. McLean JW. Fundamental advances in dental ceramics. Proceedings of the Royal Society of Medicine. 1966 Aug;59(8):723-4.
81. Plant CG, Thomas GD. Porcelain facings: a simple clinical and laboratory method. British dental journal. 1987 Oct 10;163(7):231-4.
82. VITABLOCS® Working Instructions. Bad Säckingen, Germany: 2014.
83. Crispin BJ, Hewlett ER, Hwan Y, Hobo S, Hornbrook D. Contemporary esthetic dentistry: Practice Fundamentals: Quintessence Publishing Co; 1994.
84. Zaimoglu A, Can G. Sabit Protezler. Ankara: A.Ü. Basımevi; 2004.
85. Yaluğ S, Nalbant L. Porselen laminat veneer yapım yöntemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1998;1:56-8.
86. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. Journal of biomedical materials research. 2000;53(4):297-303.
87. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. The International journal of prosthodontics. 2000 Nov-Dec;13(6):468-72.
88. IPS Empress CAD® Scientific Documentation. Schaan, Liechtenstein: 2011.
89. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. The Journal of prosthetic dentistry. 2003 Mar;89(3):268-74.
90. Trinkner TF, Rosenthal L. Esthetic restoration of anterior dentition with metal-free restorative material. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995). 1998 Dec;19(12):1248-50, 52-5.
91. IPS e.max® CAD Scientific Documentation [Internet]. Ivoclar Vivadent. 2005.
92. Jedyakiewicz NM, Martin N. CEREC: science, research, and clinical application. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995). 2001 Jun;22(6 Suppl):7-13.
93. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compendium of continuing education in dentistry). 2008 Oct;29(8):482, 4, 6-8
94. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dental materials journal. 2009 Jan;28(1):44-56.



95. Korkmaz C. Hip ve Non-Hip Zirkonya Bloklardan Cad-Cam Yöntemi ile Üretilen Kuron Kopinglerinin Marjinal Uyumlarının Karşılaştırılması [Doktora]. Ankara: Gülhane Askeri Tıp Akademisi; 2011.
96. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2006 Sep;137(9):1289-96
97. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1988 Nov;117(6):715-20.
98. Denissen H, Dozic A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000 Nov;84(5):506-13.
99. Karaalioğlu OF, Yeşil Duymuş Z. Diş Hekimliğinde Uygulanan CAD/CAM Sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2008;18(1):25-32.
100. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *The International journal of prosthodontics*. 2002 Mar-Apr;15(2):122-8.
101. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1996 Aug;127(8):1171-81.
102. Mormann WH. The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2006 Sep;137 Suppl:7S-13S.
103. Fasbinder DJ. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2006 Sep;137 Suppl:22S-31S.
104. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International journal of computerized dentistry*. 1999 Jan;2(1):9-35.
105. Mormann WH, Bindl A. The Cerec 3--a quantum leap for computer-aided restorations: initial clinical results. *Quintessence international*. 2000 Nov-Dec;31(10):699-712.
106. Sirona The Dental Company Web site [Internet] Available from: <http://www.sirona.com/en/products/digital-dentistry/>.

107. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. Journal of the American Dental Association (1939). 1989 Jun;118(6):703-7.
108. Akın A. CAD/CAM ve Preslenebilir Tüm Seramik Sistemleri ile Yapılan Kronların Marjinal ve İnternal Uyumlarının *in vivo* ve İn Vitro Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması [Doktora]. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2011.
109. Polansky R, Arnetzl G, Smetan M, Haas M, Lorenzoni M. The production of Cerec restorations from a plaster cast. International journal of computerized dentistry. 1999 Jan;2(1):37-44.
110. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. The Journal of prosthetic dentistry. 1986 Oct;56(4):416-21.
111. Santos GC, Jr., Santos MJ, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. Journal (Canadian Dental Association). 2009 Jun;75(5):379-84.
112. Degrande M, Roulet J. Minimally Invasive Restorations with Bonding. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1997.
113. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. The Journal of prosthetic dentistry. 1999 Feb;81(2):135-41.
114. İlbars N. Yeni Nesil Metal Desteksiz Seramikler Ve Yapıştırılmasında Kullanılan Rezin Simanların Biyouyumluluğunun Değerlendirilmesi [Doktora]. Ankara: Genelkurmay Başkanlığı Gülhane Askeri Tıp Akademisi; 2007.
115. de la Macorra JC, Pradies G. Conventional and adhesive luting cements. Clinical oral investigations. 2002 Dec;6(4):198-204.
116. Didier D, Spreafico R. Adhesive Metal-Free Restorations. London: Quintessence Publishing Co. Inc.; 1999.
117. Albers HF. Tooth Colored Restoratives. Canada: Alto Books; 1996.
118. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, Santos J. Fundamentals of operative dentistry a contemporary approach. Illinois: Quintessence Inc.; 2001.
119. Kılınç E. Farklı Adeziv Rezin Simanların Internal Renk Değişimlerinin İn-Vitro İncelenmesi Ve Mikrosertlik Değerlerinin Tüm Seramik

- Restorasyonların ışık Geçirme Özelliklerinden Etkilenme Miktarlarının Araştırılması [Doktora]. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi; 2006.
120. Caughman WF, Chan DCN, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001 5//;85(5):479-84.
121. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative dentistry*. 1993 Mar-Apr;18(2):48-55.
122. Bektas ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar EÜ Dişhek Fak Derg 2006;27:117-24.
123. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Haller A, Schmalz G. Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clinical oral investigations*. 2001 Sep;5(3):156-61.
124. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental clinics of North America*. 2007 Apr;51(2):453-71.
125. Foxton RM, Pereira PN, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Effect of light source direction and restoration thickness on tensile strength of a dual-curable resin cement to copy-milled ceramic. *American journal of dentistry*. 2003 Apr;16(2):129-34.
126. Berrong JM, Weed RM, Schwartz IS. Color stability of selected dual-cure composite resin cements. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 1993 Mar;2(1):24-7.
127. Archegas LR, Freire A, Vieira S, Caldas DB, Souza EM. Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *Journal of dentistry*. 2011 Nov;39(11):804-10.
128. Hekimoglu C, Anil N, Etikan I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *The International journal of prosthodontics*. 2000 Jan-Feb;13(1):29-33.
129. Stangel I, Ellis TH, Sacher E. Adhesion to tooth structure mediated by contemporary bonding systems. *Dental clinics of North America*. 2007 Jul;51(3):677-94.
130. Dayangaç GB. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd. şti.; 2000.

131. Roberson T, Heymann H, Swift E. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. St. Louis: Elsevier; 2006.
132. Tirlet G, Crescenzo H, Crescenzo D, Bazos P. Ceramic adhesive restorations and biomimetic dentistry: tissue preservation and adhesion. The international journal of esthetic dentistry. 2014 Fall;9(3):354-69.
133. Devlin H. Operative Dentistry. Germany: Springer; 2006.
134. Unutmaz N. Farkli Dentin Adeziv Sistemlerin Mikrosızıntı ve Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırmalı Olarak In-Vitro İncelenmesi [Doktora]. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2012.
135. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. Journal of dental research. 1955 Dec;34(6):849-53.
136. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Operative dentistry. 2003 May-Jun;28(3):215-35.
137. Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC. Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985). 2002 Mar;33(3):213-24.
138. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. Australian dental journal. 2011 Jun;56 Suppl 1:31-44.
139. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries research. 1975;9(5):373-87.
140. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues Tokyo-Chicago Quintessence Publishing Co. Ltd.; 1998.
141. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. Journal of dentistry. 1997 Sep;25(5):355-72.
142. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. IEEE transactions on bio-medical engineering. 1991 Apr;38(4):339-45.
143. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. The Journal of prosthetic dentistry. 2000 Feb;83(2):166-70.

144. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005 Feb;84(2):118-32.
145. Baydir A. Termal Siklus Test Protokolünde Belirtilen Alt ve Üst Sıcaklık Sınır Değerlerinin *In vivo* Ölçümü [Doktora]. Isparta: Süleyman Demirel Üniversitesi; 2010.
146. Daub J, Berzins DW, Linn BJ, Bradley TG. Bond Strength of Direct and Indirect Bonded Brackets After Thermocycling. *The Angle Orthodontist*. 2006 2006/03/01;76(2):295-300.
147. Sengun A, Ozturk B, Ulker M, Discioglu F, Ozer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntı üzerine etkisi. *GÜ Diş Hek Fak Derg*. 2005;22(3):163-8.
148. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999 2//;27(2):89-99.
149. Sarkis E. Color change of some aesthetic dental materials: Effect of immersion solutions and finishing of their surfaces. *Saudi Dent J*. 2012 Apr;24(2):85-9.
150. Chu SJ, Devigus A, Mielezsk AJ. *Fundamentals of color : shade matching and communication in esthetic dentistry*. Chicago, IL ; London: Quintessence Pub. Co.; 2004.
151. Aladağ A. “Vitapan Classical” ve “Vitapan 3D–Master” renk anahtarları kullanılarak renk seçimi yapılmış metal destekli seramik kronların, doğal diş göre renk uyumlarının araştırılması . [Doktora]. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2003.
152. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001 Nov;86(5):453-7.
153. Yılmaz SK. Farklı Zirkonya Tam Seramik Sistemlerinin Transluseransi Ve Renk Özelliklerinin Karşılaştırılması. Lefkoşa: Yakın Doğu Üniversitesi; 2011.
154. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry*. St. Louis: Elsevier Mosby; 2004.
155. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002 12//;88(6):585-90.
156. Brewer JD, Wee A, Seghi R. Advances in color matching. *Dental clinics of North America*. 2004 Apr;48(2):v, 341-58.

157. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4 ed. St. Louis: Mosby; 2006.
158. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childress S. Evaluation of visual and instrument shade matching. The Journal of prosthetic dentistry. 1998 Dec;80(6):642-8.
159. Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. The Journal of prosthetic dentistry. 2002 Jun;87(6):657-66.
160. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber H-P. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. The Journal of prosthetic dentistry. 2005 2//;93(2):129-37.
161. Sarıkaya IB. Farklı porselen materyallerinde polisaj tekniklerinin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesi üzerine etkilerinin incelenmesi [Doktora]. Samsun: Ondokuz Mayıs Üniversitesi; 2007.
162. Lagouvardos PE, Fougia AG, Diamantopoulou SA, Polyzois GL. Repeatability and interdevice reliability of two portable color selection devices in matching and measuring tooth color. The Journal of prosthetic dentistry. 2009 Jan;101(1):40-5.
163. Paravina RD. Commentary. Spectrophotometric analysis of tooth color reproduction on anterior all-ceramic crowns: Part 1: analysis and interpretation of tooth color, Part 2: color reproduction and its transfer from *in vitro* to *in vivo*. Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]. 2010 Feb;22(1):64-5.
164. Yılmaz SK. Farklı Zirkonya Tam Seramik Sistemlerinin Translusensi ve Renk Özelliklerinin Karşılaştırılması [Doctorate]. Lefkoşa: K.K.T.C. Yakın Doğu Üniversitesi; 2011.
165. VITA Easyshade Compact Technical Report: VITA Zahnfabrik; 2009.
166. Müezzinoğlu HR. Kompozit Rezinlere Renklendirici Çözeltiler ve Ev Tipi Beyazlatma Materyali Uygulanması Sonrasında Su Emilim, Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Değişimlerinin İncelenmesi [Doktora]. İstanbul: Yeditepe Üniversitesi; 2008.
167. Ragain JC, Jr., Johnston WM. Minimum color differences for discriminating mismatch between composite and tooth color. Journal of esthetic and

- restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]. 2001;13(1):41-8.
168. Jaju RA, Nagai S, Karimbux N, Da Silva JD. Evaluating tooth color matching ability of dental students. *Journal of dental education*. 2010 Sep;74(9):1002-10. PubMed PMID: 20837742.
  169. Okubo SR, Kanawati A, Richards MW, Childressd S. Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998 12//;80(6):642-8.
  170. Alsaleh S, Labban M, AlHariri M, Tashkandi E. Evaluation of self shade matching ability of dental students using visual and instrumental means. *Journal of dentistry*. 2012 Jul;40 Suppl 1:e82-7.
  171. Kersten P, Kucukdeveci AA, Tennant A. The use of the Visual Analogue Scale (VAS) in rehabilitation outcomes. *Journal of rehabilitation medicine*. 2012 Jun;44(7):609-10.
  172. Jensen MP, Chen C, Brugger AM. Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *The Journal of Pain*. 2003 9//;4(7):407-14.
  173. Marsh-Richard DM, Hatzis ES, Mathias CW, Venditti N, Dougherty DM. Adaptive Visual Analog Scales (AVAS): A Modifiable Software Program for the Creation, Administration, and Scoring of Visual Analog Scales. *Behavior research methods*. 2009;41(1):99-106.
  174. Yap AU, Sim CP, Loh WL, Teo JH. Human-eye versus computerized color matching. *Operative dentistry*. 1999 Nov-Dec;24(6):358-63.
  175. Llana C, Forner L, Ferrari M, Amengual J, Llambes G, Lozano E. Toothguide Training Box for dental color choice training. *Journal of dental education*. 2011 Mar;75(3):360-4.
  176. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to-metal crowns: a clinical comparison. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2004 Jun;24(3):222-31.
  177. Haddad HJ, Jakstat HA, Arnetzl G, Borbely J, Vichi A, Dumfahrt H, et al. Does gender and experience influence shade matching quality? *Journal of dentistry*. 2009 //;37, Supplement 1(0):e40-e4.

178. Sinmazisik G, Trakyali G, Tarcin B. Evaluating the ability of dental technician students and graduate dentists to match tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014 12//;112(6):1559-66.
179. Yanez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy research and technique*. 2003 Aug 1;61(5):463-8.
180. Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, et al. *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*. . Third edition ed. USA: Springer; 2003.
181. Piemjai M, Arksornnukit M. Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2007 Nov-Dec;16(6):457-64.
182. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *The journal of adhesive dentistry*. 2004 Spring;6(1):65-76.
183. Mellberg JR. Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anti-cariogenic activity in situ. *Journal of dental research*. 1992 Apr;71 Spec No:913-9.
184. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *Journal of oral science*. 2011 Sep;53(3):273-82.
185. Wang C, Li Y, Wang X, Zhang L, Tiantang, Fu B. The enamel microstructures of bovine mandibular incisors. *Anatomical record (Hoboken, NJ : 2007)*. 2012 Oct;295(10):1698-706.
186. Lopes MB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesquisa odontologica brasileira = Brazilian oral research*. 2003 Apr-Jun;17(2):171-5.
187. Camargo MA, Marques MM, de Cara AA. Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *Archives of oral biology*. 2008 2//;53(2):105-8.
188. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *Journal of dental research*. 1983 Oct;62(10):1076-81.



189. Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Archives of oral biology*. 2000 May;45(5):355-61.
190. Lopes MB, Sinhoreti MAC, Gonini Júnior A, Consani S, McCabe JF. Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. *Brazilian dental journal*. 2009;20:279-83.
191. Feagin F, Patel PR, Koulourides T, Pigman W. Study of the effect of calcium, phosphate, fluoride and hydrogen ion concentrations on the remineralization of partially demineralized human and bovine enamel surfaces. *Archives of oral biology*. 1971 5//;16(5):535-48.
192. Davidson CL, Boom G, Arends J. Calcium distribution in human and bovine surface enamel. *Caries research*. 1973;7(4):349-59.
193. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *The journal of adhesive dentistry*. 2004 Summer;6(2):117-21.
194. Abuabara A, Santos AJ, Aguiar FH, Lovadino JR. Evaluation of microleakage in human, bovine and swine enamels. *Braz Oral Res*. 2004 Oct-Dec;18(4):312-6.
195. Almeida KG, Scheibe KG, Oliveira AE, Alves CM, Costa JF. Influence of human and bovine substrate on the microleakage of two adhesive systems. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2009 Mar-Apr;17(2):92-6.
196. Melo K, Klautau EB, Pereira PMM, Guimarães RB, Pantoja VG. The effect of solutions on enamel of bovine teeth. *Salusvita Bauru*. 2009;28(2):129-34.
197. Goodis HE, Marshall Jr GW, White JM. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability *in vitro*. *Archives of oral biology*. 1991 //;36(8):561-6.
198. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of “modified” 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dental Materials*. 1992 7//;8(4):259-64.
199. Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions--short term. *Journal of dentistry*. 1996 Nov;24(6):417-23.

200. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010 8//;104(2):92-7.
201. Aquilino SA, Williams VD, Svare CW. The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1987 Jun;3(3):131-5.
202. Goodis HE, Marshall Jr GW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dental Materials*. 1993 3//;9(2):79-84.
203. Tosun G, Sener Y, Sengun A. Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dental materials journal*. 2007 Jan;26(1):116-21.
204. Ziskind D, Gleitman J, Rotstein I, Friedman M. Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *Journal of oral rehabilitation*. 2003 May;30(5):477-81.
205. Fujisawa S, Kadoma Y. Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. *Dental Materials*. 1992 9//;8(5):324-6.
206. Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *American journal of dentistry*. 1989 Oct;2(5):269-73.
207. Soares LE, Brugnera Junior A, Zanin FA, Pacheco MT, Martin AA. Effects of treatment for manipulation of teeth and Er:YAG laser irradiation on dentin: a Raman spectroscopy analysis. *Photomedicine and laser surgery*. 2007 Feb;25(1):50-7.
208. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1993 May;9(3):191-7.
209. Re D, Augusti G, Amato M, Riva G, Augusti D. Esthetic rehabilitation of anterior teeth with laminates composite veneers. *Case reports in dentistry*. 2014;2014:849273.
210. Mangani F, Cerutti A, Putignano A, Bollero R, L. M. Clinical approach to anterior adhesive restorations using resin composite veneers. *The European Journal of Esthetic Dentistry*. 2007;2(2):188–209.

211. Korkut B, Yanikoglu F, Gunday M. Direct composite laminate veneers: three case reports. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects.* 2013;7(2):105-11.
212. Yüzügüllü B, Tezcan S. Comparative Indications Of Laminate Veneer Restoration Types Used For Colored And Eroded Teeth. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2005;8(2):133-7.
213. Ozakar-Ilday N, Zorba YO, Yildiz M, Erdem V, Seven N, Demirbuga S. Three-year clinical performance of two indirect composite inlays compared to direct composite restorations. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal.* 2013 May;18(3):e521-8.
214. Nandini S. Indirect resin composites. *Journal of conservative dentistry : JCD.* 2010;13(4):184-94. PubMed PMID: PMC3010022.
215. Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK. Color stability of dental composites as a function of shade. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1998 Apr;79(4):372-7.
216. Ertas E, Guler AU, Yucel AC, Koprulu H, Guler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dental materials journal.* 2006 Jun;25(2):371-6.
217. Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *European journal of oral sciences.* 2004 Jun;112(3):280-5.
218. de Alencar e Silva Leite ML, da Cunha Medeiros e Silva FDS, Meireles SS, Duarte RM, Andrade AKM. The effect of drinks on color stability and surface roughness of nanocomposites. *European Journal of Dentistry.* 2014 Jul-Sep;8(3):330-6.
219. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of dentistry.* 2005 May;33(5):389-98.
220. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an *in vitro* study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 1994 Nov;10(6):353-62.
221. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *Journal of the American Dental Association (1939).* 2004 May;135(5):587-94; quiz 654.

222. Fontes ST, Fernandez MR, de Moura CM, Meireles SS. Color stability of a nanofill composite: effect of different immersion media. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2009 Sep-Oct;17(5):388-91.
223. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, Costa AI, Khmelinskii I, Krawczyk A, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials *in vitro*. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2012 Feb;21(2):112-22.
224. Samra AP, Pereira SK, Delgado LC, Borges C. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Braz Oral Res* 2008;22(3).
225. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *The Open Dentistry Journal*. 2013;7:118-22.
226. Guth JF, Zuch T, Zwinge S, Engels J, Stimmelmayer M, Edelhoff D. Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental materials journal*. 2013 Nov 30;32(6):865-71.
227. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2015 Jul 14.
228. Arocha MA, Basilio J, Llopis J, Di Bella E, Roig M, Ardu S, et al. Colour stainability of indirect CAD-CAM processed composites vs. conventionally laboratory processed composites after immersion in staining solutions. *Journal of dentistry*. 2014 Jul;42(7):831-8.
229. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*.
230. Valian A, Moravej-Salehi E. Surface treatment of feldspathic porcelain: scanning electron microscopy analysis. *The journal of advanced prosthodontics*. 2014 Oct;6(5):387-94.
231. Layton DM, Clarke M, Walton TR. A systematic review and meta-analysis of the survival of feldspathic porcelain veneers over 5 and 10 years. *The International journal of prosthodontics*. 2012 Nov-Dec;25(6):590-603.
232. Rosenstiel SF, Land ML, Crispin BL. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(3):280-301.

233. da Cunha LF, Pedroche LO, Gonzaga CC, Furuse AY. Esthetic, occlusal, and periodontal rehabilitation of anterior teeth with minimum thickness porcelain laminate veneers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014 12//;112(6):1315-8.
234. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate Systems. *Journal of dentistry*. 2014 1//;42(1):68-74.
235. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2010 Nov-Dec;31(9):682-4, 6, 8 passim; quiz 98, 700.
236. D'Arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clinical oral investigations*. 2012 Aug;16(4):1071-9.
237. Lu H, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *American journal of dentistry*. 2004 Oct;17(5):354-8.
238. Ozturk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. *Clinical oral investigations*. 2012 Feb;16(1):139-46.
239. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2013 Jan;34(1):42-4, 6.
240. Shiozawa M, Takahashi H, Asakawa Y, Iwasaki N. Color stability of adhesive resin cements after immersion in coffee. *Clinical oral investigations*. 2014 Jun 21.
241. Gönülol N, Yılmaz F. The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *Journal of dentistry*. 2012 12//;40, Supplement 2:e64-e70.
242. Manjuran NG, Sreelal T. An *in vitro* study to identify a ceramic polishing protocol effecting smoothness superior to glazed surface. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014 Sep;14(3):219-27.
243. Ward MT, Tate WH, Powers JM. Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. *Operative dentistry*. 1995 May-Jun;20(3):106-10.
244. Patterson CJ, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra-fine diamond burs. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992 Sep;68(3):402-6.

245. Jain C, Bhargava A, Gupta S, Rath R, Nagpal A, Kumar P. Spectrophotometric evaluation of the color changes of different feldspathic porcelains after exposure to commonly consumed beverages. *European journal of dentistry*. 2013 Apr;7(2):172-80.
246. Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *European journal of dentistry*. 2009 Jan;3(1):50-6.
247. Motro PFK, Kursoglu P, Kazazoglu E. Effects of different surface treatments on stainability of ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012 10//;108(4):231-7.
248. Buchalla W, Attin T, Hilgers RD, Hellwig E. The effect of water storage and light exposure on the color and translucency of a hybrid and a microfilled composite. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002 Mar;87(3):264-70.
249. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. *In vitro* color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001 Jun;85(6):551-7.
250. Lee YK. Comparison of CIELAB DeltaE<sup>(\*)</sup> and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005 Jul;21(7):678-82.
251. Falkensammer F, Arnetzl GV, Wildburger A, Freudenthaler J. Color stability of different composite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013 6//;109(6):378-83.
252. Drubi-Filho B, Garcia Lda F, Cruvinel DR, Sousa AB, Pires-de-Souza Fde C. Color stability of modern composites subjected to different periods of accelerated artificial aging. *Brazilian dental journal*. 2012;23(5):575-80.
253. Noie F, O'Keefe KL, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *The International journal of prosthodontics*. 1995 Jan-Feb;8(1):51-5.
254. Ghavam M, Amani-Tehran M, Saffarpour M. Effect of accelerated aging on the color and opacity of resin cements. *Operative dentistry*. 2010 Nov-Dec;35(6):605-9.
255. Schmid-Schwab M, Graf A, Preinerstorfer A, Watts DC, Piehslinger E, Schedle A. Microleakage after thermocycling of cemented crowns--a meta-

- analysis. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2011 Sep;27(9):855-69.
256. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2002 May;18(3):189-96.
  257. Helvatjoglu-Antoniades M, Kalinderis K, Pedulu L, Papadogiannis Y. The effect of pulse activation on microleakage of a 'packable' composite resin and two 'ormocers'. Journal of oral rehabilitation. 2004 Nov;31(11):1068-74.
  258. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B. *In vivo* validation of the historical *in vitro* thermocycling temperature range for dental materials testing. Clinical oral investigations. 2004 Sep;8(3):130-8.
  259. Doerr CL, Hilton TJ, Hermes CB. Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass ionomers. American journal of dentistry. 1996 Feb;9(1):19-21.
  260. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of *in vitro* methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]. 2007;19(6):340-53.
  261. Bicer AZY, Karakıs D, Dogan A. Termal siklusun indirekt kompozit rezin materyallerinin renk stabilitesi üzerine etkisi. Acta Odontol Turc. 2014;31(1):13-7.
  262. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. Operative dentistry. 2015 Aug 12.
  263. Pazinato FB, Campos BB, Costa LC, Atta MT. Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. Pesquisa odontologica brasileira = Brazilian oral research. 2003 Oct-Dec;17(4):337-41.
  264. Fujita M, Kawakami S, Noda M, Sano H. Color change of newly developed esthetic restorative material immersed in food-simulating solutions. Dental materials journal. 2006 Jun;25(2):352-9.
  265. Koksall T, Dikbas I. Color stability of different denture teeth materials against various staining agents. Dental materials journal. 2008 Jan;27(1):139-44.

266. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005 8//;94(2):118-24.
267. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*. 2010;38 Suppl 2:e2-16.
268. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009 3//;101(3):193-9.
269. Da Silva JD, Park SE, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008 May;99(5):361-8.
270. Dozic A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2007 Mar-Apr;16(2):93-100.
271. Corciolani G, Vichi A, Louca C, Ferrari M. Influence of layering thickness on the color parameters of a ceramic system. *Dental Materials*. 2010 8//;26(8):737-42.
272. Ertan AA, Sahin E. Colour stability of low fusing porcelains: an *in vitro* study. *Journal of oral rehabilitation*. 2005 May;32(5):358-61.
273. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005 Jan;93(1):70-5.
274. Guan YH, Lath DL, Lilley TH, Willmot DR, Marlow I, Brook AH. The measurement of tooth whiteness by image analysis and spectrophotometry: a comparison. *Journal of oral rehabilitation*. 2005 Jan;32(1):7-15.
275. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1987 Oct;3(5):246-51.
276. Kim HS, Um CM. Color differences between resin composites and shade guides. *Quintessence international*. 1996 Aug;27(8):559-67.



277. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004 Jul;20(6):530-4.
278. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence international*. 1991 May;22(5):377-86.
279. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2001 Jan;17(1):87-94.
280. Karaokutan I, Yilmaz Savas T, Aykent F, Ozdere E. Color Stability of CAD/CAM Fabricated Inlays after Accelerated Artificial Aging. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2015 Sep 15.
281. Guess PC, Stappert CF. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008 Jun;24(6):804-13.
282. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. *Journal of dentistry*. 2001 Feb;29(2):123-30.
283. Caroline Bruschi Alonso R, Maria Correr G, Goncalves Cunha L, Flavia Sanches Borges A, Maria Puppini-Rontani R, Alexandre Coelho Sinhoreti M. Dye staining gap test: an alternative method for assessing marginal gap formation in composite restorations. *Acta odontologica Scandinavica*. 2006 Jun;64(3):141-5.
284. Balkenhol M, Huang J, Wostmann B, Hannig M. Influence of solvent type in experimental dentin primer on the marginal adaptation of Class V restorations. *Journal of dentistry*. 2007 Nov;35(11):836-44.
285. Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B. Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008 Mar;24(3):319-27.
286. Krifka S, Anthofer T, Fritzsche M, Hiller K-A, Schmalz G, Federlin M. Ceramic Inlays and Partial Ceramic Crowns: Influence of Remaining Cusp Wall Thickness on the Marginal Integrity and Enamel Crack Formation *In vitro*. *Operative dentistry*. 2009;34(1):32-42.

287. Ritter AV, Cavalcante LM, Swift EJ, Jr., Thompson JY, Pimenta LA. Effect of light-curing method on marginal adaptation, microleakage, and microhardness of composite restorations. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2006 Aug;78(2):302-11.
288. Idriss S, Abduljabbar T, Habib C, Omar R. Factors associated with microleakage in Class II resin composite restorations. *Operative dentistry*. 2007 Jan-Feb;32(1):60-6.
289. Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Kramer N, Reich S, Braun A, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *International journal of computerized dentistry*. 2015;18(1):9-20.
290. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *The journal of adhesive dentistry*. 2014 Dec;16(6):531-40.

## ÖZGEÇMİŞ

09.06.1986 tarihinde İstanbul'da doğdum. Ortaokul ve lise öğrenimimi Kadıköy Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2005 yılında Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başladım ve 2010 yılında mezun oldum. Aynı yıl Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım. Yabancı dilim İngilizcedir.

Elektronik posta adresi: baharelter@gmail.com

