

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HASSASİYET GİDERİCİ AJANLAR İLE LAZER  
UYGULAMASININ TAM-SERAMİK  
RESTORASYONLARININ FİZİKSEL VE MEKANİK  
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Dt. Ayça ERKOÇAK**

**Samsun  
Ocak 2012**

T.C  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**HASSASİYET GİDERİCİ AJANLAR İLE LAZER  
UYGULAMASININ TAM-SERAMİK  
RESTORASYONLARININ FİZİKSEL VE MEKANİK  
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Dt. Ayça ERKOÇAK**

**Danışman: Doç. Dr. Duygu SARAÇ**

**Samsun  
Ocak 2012**

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince gerek özel hayatımda gerekse eğitim ve meslek hayatımda bilgi ve tecrübesiyle bana her zaman yol gösterip destekleyen, tezimin her aşamasında emeğini ve yardımını esirgemeyen değerli hocam, tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Duygu SARAÇ'a,

Doktora tezimin şekillendirilmesi ve tamamlanmasında bilgi ve deneyimleri ile destek olup yol gösteren tez izleme komitesinde yer alan Sayın Prof. Dr. Tamer TÜRK'e ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat KURT'a,

Üniversitemizde sağladığı bilimsel çalışma olanakları için Dekanımız Sayın Prof. Dr. Selim ARICI'ya ve OMÜ (1904) Lisans Üstü Tezleri Destekleme Projesi kapsamında tezime sağladıkları destek için Proje Yönetim Kurulu üyelerine,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Gözlem CEYLAN'a,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. Ahmet Umut GÜLER, Sayın Doç. Dr. Şinasi SARAÇ, Sayın Doç. Dr. Murat YENİSEY, Sayın Yrd. Doç. Dr. Çağrı URAL, Sayın Yrd. Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK, Sayın Yrd. Doç. Dr. Şafak KÜLÜNK ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Göknil ERGÜN KUNT'a,

Doktora eğitim sürecine birlikte başladığım ve keyifle bu süreci bitirmemi sağlayan değerli arkadaşlarım Dr. Doğu Ömür DEDE ve Dr. Fatma Ayşe ŞANAL'a, ayrıca yoğun geçen çalışma sürecinde yanımda olan, tezimin son zamanlarında oldukça anlayışlı davranan bölüm arkadaşlarıma,

Doktora eğitim sürecinin son dönemlerinde varlığıyla hayatımı renklendiren, her türlü sıkıntıda yanımda olan, beni cesaretlendiren ve sonsuz sevgisini bana her zaman hissettiren Sevgili Tahir TULGA'ya,

Hayatım süresince beni destekleyen, sevgi ve şefkatlerini esirgemeyen canım aileme,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

**ÖZET**  
**HASSASİYET GİDERİCİ AJANLAR İLE LAZER UYGULAMASININ**  
**TAM-SERAMİK RESTORASYONLARININ FİZİKSEL VE MEKANİK**  
**ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Bu çalışmanın amacı dentin hassasiyet giderici ajanlar ile lazer uygulamasının ardından kendinden adeziv rezin simanla simante edilen tam seramik restorasyonların renk stabilitesine ve dentine olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini incelemektir.

Çalışmada 240 adet periodontal ve ortodontik nedenlerle çekilmiş daimi küçük azı dişleri kullanıldı. Dişlerin kronları mine-sement sınırının 2 mm apikalinden ayrıldıktan sonra bir hafta distile suda bekletildi. Bir hafta sonra, kronların dentin yüzeyleri açığa çıkarıldı ve 12 gruba bölündü. Kontrol grubunda hiçbir yüzey işlemi uygulanmadı. Deney grupları arasındaki dentin yüzeylerine erbiyum:yttrium–alüminyum–garnet (Er:YAG) lazer, neodymium:yttrium–alüminyum–garnet (Nd:YAG) lazer, 3 farklı hassasiyet giderici ajan (Gluma, BisBlock, Aqua Prep-F) ve lazer ile hassasiyet giderici ajanların birbiri ile kombine uygulamaları yapıldı. Sonrasında, 5 mm çapında 2 mm kalınlığında hazırlanan IPS Empress e-max Press seramik diskler, bu dentin yüzeylerine kendinden adeziv rezin siman ile simante edildi.

Elde edilen örneklerin yarısı makaslama bağlanma dayanıklılık değeri açısından ve kahve solüsyonunda bekletilen diğer yarısı renk farklılığı ( $\Delta E$ ) açısından değerlendirildi.  $\Delta E$  verileri spektrofotometre kullanılarak belirlendi. Elde edilen veriler ANOVA ve Post Hoc Tukey testi kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi ( $\alpha=0.001$ ).

En yüksek makaslama bağlanma dayanıklılık değeri glutraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan ardından Er:YAG lazer uygulanan grup ile elde edilirken, en düşük renk farklılığı değerleri yine aynı grupta gözlemlendi ( $p<0.001$ ). MPa ve  $\Delta E$  değerleri arasındaki ilişki Pearson korelasyon katsayısı ile tanımlandı ve bütün MPa ve  $\Delta E$  değerleri arasında % 66,6 oranında negatif bir korelasyon olduğu gösterildi.

Çalışmanın sonucunda, dentin hassasiyetini gidermek amacıyla yapılan farklı yüzey işlemlerinin, kendiliğinden adeziv rezin siman ile simante edilmiş tam seramik restorasyonların dentine bağlanma dayanıklılığına ve yaşlandırmaya bağlı renk farklılığına etkili olduğu görüldü.

**Ayça ERKOÇAK, Doktora Tezi**  
**Ondokuz Mayıs Üniversitesi Samsun, Ocak-2012**

**ABSTRACT**  
**INVESTIGATION OF THE EFFECT OF LASER TREATMENT WITH**  
**DESENSITIZING AGENTS TO PHYSICAL AND MECHANICAL**  
**CHARACTERISTICS OF ALL-CERAMIC RESTORATIONS**

The aim of this study is to evaluate the effects of desensitizing agents with laser treatments on the color stability of all-ceramic restorations and the shear bond strength (SBS) to dentin cemented with self adhesive resin cement.

240 human molars extracted for periodontal and orthodontic reasons were used in this study. After the crowns were removed at the 2 mm apically from cemento-enamel junction, the crowns were immersed in distilled water for 1 week. After one week, dentin surfaces were exposed and were divided to 12 groups. In the control group, no surface treatment was applied. In the experimental groups, dentin surfaces were treated with erbium:yttrium–aluminum–garnet (Er:YAG) laser, neodymium:yttrium–aluminum–garnet (Nd:YAG) laser, 3 different desensitizing agents (Gluma, BisBlock, Aqua Prep-F) and the combination of laser and desensitizing agents. Then, IPS Empress e-max Press ceramic disks, prepared to a diameter of 5 mm and a thickness of 2 mm, were cemented to the treated surfaces with a self adhesive resin cement.

Half of the samples were evaluated for shear bond strength and the other half of them, stored in coffee solution, were evaluated for the color difference ( $\Delta E$ ). The data of  $\Delta E$  was determined using spectrophotometry. The data were analyzed with ANOVA and Post Hoc Tukey tests ( $\alpha=0.001$ ).

While the highest shear bond strength values were obtained with the group treated with glutaraldehyde containing desensitizing agent preceding Er:YAG laser irradiation, also the lowest color difference values were obtained with the same group ( $p<0.001$ ). The relationship between MPa and  $\Delta E$  values were described by Pearson correlation coefficient and 66,6 % negative correlation was showed.

The result of this study indicated that the different treatments for desensitizing have effected the bonding strength of all-ceramic restorations to dentin and the color difference of all-ceramic restorations, cemented with self adhesive resin cement, due to aging.

**Ayça ERKOÇAK, Ph.D. Thesis**  
**Ondokuz Mayıs University Samsun, January-2012**

## SİMGE ve KISALTMALAR

|   |   |
|---|---|
| <b>A°</b>   | :Angstrom   |
| <b>a*</b>   | :CIE Renk Sistemi (kırmızı-yeşil) koordinatı      |
| <b>Ag(NH<sub>3</sub>)<sub>2</sub>F</b>  | :Diamin gümüş florid                              |
| <b>AgNO<sub>3</sub></b>   | :Gümüş nitrat                                     |
| <b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>  | :Alüminyum oksit                                  |
| <b>b*</b>   | :CIE Renk Sistemi (sarı-mavi) koordinatı          |
| <b>bis-GMA</b>  | :Bis-fenolglisidilmetakrilat                      |
| <b>°C</b>   | :Derece santigrat                                 |
| <b>CAD</b>  | :Bilgisayar destekli tasarım                      |
| <b>CAM</b>  | :Bilgisayar destekli üretim                       |
| <b>Ca(OH)<sub>2</sub></b>   | :Kalsiyum hidroksit                               |
| <b>C<sub>5</sub>H<sub>8</sub>O<sub>2</sub></b>                                | :Gluteraldehit                                    |
| <b>CIE</b>  | :Uluslararası Aydınlatma Komisyonu Renk Sistemi   |
| <b>cm</b>   | :Santimetre                                       |
| <b>cm<sup>2</sup></b>   | :Santimetrekare                                   |
| <b>CO<sub>2</sub></b>   | :Karbondioksit                                    |
| <b>ΔE</b>   | :Renk değişikliği                                 |
| <b>Df</b>   | :Serbestlik derecesi                              |
| <b>dk</b>   | :Dakika   |
| <b>Dr</b>   | :Doktor   |
| <b>dyne</b>   | :Din  |
| <b>dynes/cm</b>   | :Din/Santimetre                                   |
| <b>EDTA</b>   | :Etilen diamin tetra asetik asit                  |
| <b>Er,Cr:YSGG</b>   | :Erbiyum, kromyum: ytrium skandiyum galyum garnet |
| <b>Er:YAG</b>   | :Erbiyum:ytrium-alüminum-garnet                   |
| <b>FDA</b>  | :Amerikan Gıda ve İlaç Kurumu                     |
| <b>Fe<sub>2</sub>(C<sub>2</sub>O<sub>4</sub>)<sub>3</sub>.5H<sub>2</sub>O</b> | :Ferrik okzalit                                   |
| <b>GaAlAs</b>   | :Galyum Alüminyum Arsenid                         |
| <b>GPa</b>  | :Gigapaskal                                       |
| <b>gr</b>   | :Gram   |
| <b>HEMA</b>   | :Hidroksi-etilmetakrilat                          |
| <b>He-Ne</b>  | :Helyum-neon                                      |
| <b>HF</b>   | :Hidroflorik                                      |
| <b>Hz</b>   | :Hertz  |
| <b>IPS</b>  | :Isıyla preslenebilir seramikler                  |
| <b>ISO</b>  | :Uluslar Arası Standartlar Örgütü                 |
| <b>J</b>  | :Jul  |

|  |   |
|--|---|
| <b>K<sub>2</sub>C<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.H<sub>2</sub>O</b>    | :Potasyum okzalot                         |
| <b>K<sub>2</sub>O</b>  | :Potasyum oksit                           |
| <b>K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>2</sub>6SiO<sub>2</sub></b> | :Feldspar                                 |
| <b>L*</b>  | :CIE sistemi renk değeri koordinatı       |
| <b>LED</b>   | :Işık yayan diyot                         |
| <b>LiO<sub>2</sub></b>   | :Lityum oksit                             |
| <b>Li<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub></b>                             | :Lityum metasilikat                       |
| <b>mA</b>  | :Miliamper                                |
| <b>MBD</b>   | :Makaslama bağlantı dayanıklılığı         |
| <b>MgAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>                             | :Magnezyum alüminyum oksit                |
| <b>MgO</b>   | :Magnezyum oksit                          |
| <b>mJ</b>  | :Milijul                                  |
| <b>ml</b>  | :Mililitre                                |
| <b>mm</b>  | :Milimetre                                |
| <b>mm<sup>2</sup></b>  | :Milimetrekare                            |
| <b>mm/dk.</b>  | :Milimetre/dakika                         |
| <b>mm/sn</b>   | :Milimetre/Saniye                         |
| <b>mmHg</b>  | :Milimetre civa                           |
| <b>μ</b>   | :Mikron                                   |
| <b>μm</b>  | :Mikrometre                               |
| <b>MPa</b>   | :Mega paskal                              |
| <b>MS</b>  | :Milattan sonra                           |
| <b>mW</b>  | :Miliwatt                                 |
| <b>n</b>   | :Örnek sayısı                             |
| <b>NaF</b>   | :Sodyum florid                            |
| <b>Nd:YAG</b>  | :Neomidyum:yttriumaliminum-garnet         |
| <b>nm</b>  | :Nanometre                                |
| <b>Nt</b>  | :Newton                                   |
| <b>O<sup>-</sup></b>   | :Oksijen                                  |
| <b>pK</b>  | :Asidin yarı yarıya iyonlaştığı pH değeri |
| <b>pH</b>  | :Hidrojen iyonu konsantrasyonu            |
| <b>P<sub>2</sub>O<sub>5</sub></b>                                | :Fosfor oksit                             |
| <b>SBS</b>   | :Shear bond strength                      |
| <b>SEM</b>   | :Taramalı elektron mikroskop              |
| <b>s/cm<sup>2</sup></b>  | :Saniye/Santimetrekare                    |
| <b>sn</b>  | :Saniye                                   |
| <b>Si<sup>4+</sup></b>   | :Silisyum                                 |
| <b>SiO<sub>2</sub></b>   | :Silika, kuartz                           |
| <b>SiO<sub>4</sub></b>   | :Silisyum tetraoksit                      |
| <b>SiO<sub>2</sub>-LiO<sub>2</sub></b>                           | :Lityum disilikat                         |
| <b>SPSS</b>  | :Statistical Package for Social Sciences  |
| <b>SrCl<sub>2</sub></b>  | :Stronsiyum klorid                        |

|                        |                        |
|------------------------|------------------------|
| <b>SS</b>              | :Standart sapma        |
| <b>VAS</b>             | :Görsel analog skalası |
| <b>v.b.</b>            | :Ve benzeri            |
| <b>VLP</b>             | :Uzun süreli atım      |
| <b>VSP</b>             | :Kısa süreli atım      |
| <b>W</b>               | :Watt                  |
| <b>ZnO</b>             | :Çinko oksit           |
| <b>ZrO<sub>2</sub></b> | :Zirkonyum oksit       |
| <b>%</b>               | :Yüzde                 |
| <b>°</b>               | :Derece                |



## İÇİNDEKİLER

|   |     |
|---|-----|
| TEŞEKKÜR.....   | iii |
| ÖZET .....  | iv  |
| İNGİLİZCE ÖZET .....  | v   |
| SİMGE VE KISALTMALAR .....  | vi  |
| İÇİNDEKİLER .....   | ix  |
| <b>1. GİRİŞ</b> .....   | 1   |
| <b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....  | 3   |
| 2.1. Tam Seramikler .....   | 3   |
| 2.1.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması.....                       | 5   |
| 2.1.1.1. Refraktör Model Üzerinde Pişirilen Seramik Tozları .....           | 5   |
| 2.1.1.2. Dökülebilir Seramikler .....                                       | 6   |
| 2.1.1.3. Bilgisayar Yardımıyla Hazırlanan Seramikler .....                  | 7   |
| 2.1.1.4. Isı ile Presleme Tekniği Kullanılarak Elde Edilen Seramikler ..... | 8   |
| 2.1.1.5. İnfiltrasyon Porselenler .....                                     | 11  |
| 2.1.2. Tam Seramik Restorasyonlarda Diş Preparasyonu.....                   | 12  |
| 2.1.3. Tam Seramik Sistemlerde Simantasyon .....                            | 13  |
| 2.1.4. Simantasyon Sonrasında Ağrı Oluşturabilecek Faktörler.....           | 15  |
| 2.2. Dentin Hassasiyeti.....  | 16  |
| 2.2.1. Dentin Dokusunun Yapısı.....   | 16  |
| 2.2.2. Dentinin İnervasyonu.....  | 18  |
| 2.2.3. Dentin Hassasiyeti Tanımı .....                                      | 20  |
| 2.2.4. Dentin Dokusunun Dentin Hassasiyeti ile İlişkisi .....               | 20  |
| 2.2.5. Dentin Hassasiyetinin Mekanizmaları .....                            | 21  |
| 2.2.6. Dentin Hassasiyetinin Etyolojisi.....                                | 22  |
| 2.2.7. Dentin Hassasiyetinin Prevalansı.....                                | 23  |
| 2.2.8. Dentin Hassasiyetinin Ayırıcı Tanısında Düşünülmesi Gerekenler ..... | 24  |
| 2.3. Dentin Hassasiyetinin Tedavisi.....                                    | 25  |
| 2.3.1. Dentin Hassasiyetinde Tedavi Yöntemleri .....                        | 25  |
| 2.3.2. Dentin Hassasiyeti Tedavisinde Kullanılan Tedavi Ajanları.....       | 27  |
| 2.3.2.1. Sinir İletimini Bloke Eden Ajanlar .....                           | 27  |
| 2.3.2.2. Anti-inflamatuar Ajanlar .....                                     | 27  |

|            |   |           |
|------------|---|-----------|
| 2.3.2.3.   | Dentin Tübüllerini Tıkayıcı Ajanlar.....                    | 28        |
| 2.3.2.3.1. | İyonlar/Tuzlar .....  | 28        |
| 2.3.2.3.2. | Stronsiyum Klorid.....                                      | 29        |
| 2.3.2.3.3. | Protein Çökelticiler .....                                  | 30        |
| 2.3.2.4.   | Dentin Örtücüler.....                                       | 30        |
| 2.3.3.     | Dentin Hassasiyeti Tedavisindeki Alternatif Yöntemler ..... | 31        |
| 2.3.3.1.   | Florid İyontoforezi .....                                   | 31        |
| 2.3.3.2.   | Lazerler .....  | 32        |
| 2.3.3.3.   | Lazer Tedavisinin Floridle Kombinasyonu.....                | 37        |
| 2.4.       | Bağlantı (Adezyon).....                                     | 37        |
| 2.4.1.     | Bağlantının Tanımı .....                                    | 37        |
| 2.4.2.     | Dentin Dokusuna Bağlantı.....                               | 38        |
| 2.4.3.     | Seramik-Rezin Siman Bağlantısı .....                        | 40        |
| 2.4.4.     | Bağlantı Testleri.....                                      | 42        |
| 2.5.       | Renklenme.....  | 44        |
| 2.5.1.     | Renk Kavramı .....  | 45        |
| 2.5.2.     | Renk Sistemleri.....  | 46        |
| 2.5.2.1.   | Munsell Renk Sistemi .....                                  | 46        |
| 2.5.2.2.   | CIE Lab Renk Sistemi.....                                   | 47        |
| 2.5.3.     | Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri .....    | 48        |
| 2.5.3.1.   | Görsel Renk Ölçümü.....                                     | 48        |
| 2.5.3.2.   | Cihazla Renk Ölçümü .....                                   | 48        |
| <b>3.</b>  | <b>GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>                                | <b>51</b> |
| 3.1.       | Tam Seramik Örneklerin Hazırlanması .....                   | 51        |
| 3.2.       | Diş Örneklerinin Hazırlanması .....                         | 53        |
| 3.3.       | Seramik Örneklerin Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması ..... | 55        |
| 3.4.       | Dentin Yüzeylerinin Hazırlanması.....                       | 56        |
| 3.4.1.     | Dentin Hassasiyet Giderici Ajanların Uygulanması.....       | 56        |
| 3.4.2.     | Lazer Uygulaması .....                                      | 58        |
| 3.5.       | Simantasyon İşlemi .....                                    | 58        |
| 3.6.       | Isıl Banyo İşlemi .....                                     | 60        |
| 3.7.       | Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Testinin Uygulanması.....  | 60        |

|  |            |
|--|------------|
| 3.8. Renk Farklılığının Değerlendirilmesi .....                                      | 61         |
| 3.8.1. İlk Renk Ölçümü.....  | 61         |
| 3.8.2. Örneklerin Kahve Solüsyonunda Bekletilmesi.....                               | 62         |
| 3.8.3. Örneklerin Son Renk Ölçümü ve Renk Değişimlerinin Belirlenmesi.....           | 64         |
| 3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Alınması.....                       | 64         |
| 3.10. İstatistiksel Analiz.....  | 64         |
| <b>4. BULGULAR .....</b>   | <b>65</b>  |
| 4.1. Grupların Makaslama Bağlanma Dayanıklılıkları Açısından Değerlendirilmesi ..... | 65         |
| 4.1.1. Gruplarda Makaslama Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri .....            | 68         |
| 4.2. Renk Farklılığı Açısından Değerlendirilmesi .....                               | 69         |
| 4.3. MPa ve $\Delta E$ Değerleri Arasındaki Korelasyon İlişkisi.....                 | 73         |
| 4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri .....                                  | 74         |
| <b>5. TARTIŞMA.....</b>  | <b>78</b>  |
| <b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>  | <b>97</b>  |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>   | <b>98</b>  |
| <b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>  | <b>115</b> |

## GİRİŞ

Son yıllarda diş hekimliğinde kullanılan seramik materyallerindeki gelişmeler ve hastalar tarafından estetik talebin artması sonucunda tam seramik sistemlerin kullanımı yaygınlaşmıştır (Haselton ve ark., 2000; Pjetursson ve ark., 2007; Sailer ve ark., 2007; Donovan, 2008).

Diş hekimliğinde kullanımının artmasıyla ve gelişen teknoloji ile birlikte, yeni ve birbirinden farklı çok sayıda tam seramik sistemi geliştirilmiştir (Denry ve Holloway; 2010). IPS e-max Press sistemi, estetik olarak doğal diş yapısına benzer olması, sabit restorasyon yapımı için yeterli dayanıklılığa sahip olması, translusensi ve iyi fiziksel özelliklere de sahip olması nedeni ile günümüzde sıklıkla tercih edilen bir tam seramik sistemidir (Höland ve ark., 2000; Albakry ve ark., 2003; Stappert ve ark., 2006).

Tam seramiklerin estetik açıdan tatminkar sonuçlarının yanında, klinik uygulamalarda bildirilen bazı başarısızlıkları da mevcuttur. Bunlar arasında en sık rastlanılanları kırılma ve bağlantı başarısızlıklarıdır (Burke ve Watts, 1994; Kelly ve ark., 1995). Ayrıca uzun dönem başarısını etkileyen renklenme başarısızlığı da bildirilmiştir (Hekimoğlu ve ark., 2000; Karaağaçlıoğlu ve Yılmaz, 2008).

Tam seramik restorasyonlarda uzun dönemde ortaya çıkan ve bir estetik başarısızlık olarak görülen renklenme; kullanılan porselen materyali ve yapıştırıcı simanın renk stabilitesinden kaynaklanmaktadır (Hekimoğlu ve ark., 2000). Renk stabilitesini etkileyen durumlar arasında, boya veya leke birikimi (Güler ve ark., 2005; Ertaş ve ark., 2006), sıvı kaybı, su emilimi (Ruyter, 1995; Örtengren ve ark., 2001), sızıntı, zayıf bağlantı (Gaintantzopoulou ve ark., 2009), yüzey pürüzlülüğü, rezin simanda aşınma, yıpranma veya kimyasal degradasyon gibi çok sayıda faktör sayılabilir (Hekimoğlu ve ark., 2000).

Tam seramik restorasyonların başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri de diş preparasyonudur. Restorasyonun dayanıklılığı için belirli bir kalınlığa sahip olması, bunun için de yeterli diş dokusunun kaldırılması önemlidir. Tam seramik restorasyonlarda preparasyon miktarı 2 mm'ye kadar çıkmaktadır (Yavuzyılmaz ve ark., 2005). Richardson ve ark. (1991), posterior bir kron için diş preparasyonu yapıldığında, ortalama 1-2 milyon dentin tübülünün ortama açıldığını bildirmişlerdir. Diş kaynaklı uyarılara bağlı olarak, ortama açılan dentin tübülleri içindeki dentin sıvısının hareketi

dentin hassasiyetini oluşturmaktadır (Pashley, 1990). Dentin hassasiyeti preparasyon sonrasında olduğu gibi simantasyon sonrasında da gelişebilmektedir (Berbermeyer ve Berg, 1994; Christensen, 2002b). Sabit restorasyonlarda özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonu sonrasında, destek dişlerde % 5-24 arasında pulpal komplikasyon veya ağrı görüldüğü, ayrıca simantasyon sonrasında ilk birkaç hafta hastayı rahatsız eden en yaygın sorunlardan birinin hassasiyet olduğu bildirilmiştir (Christensen, 1997; 2002a; 2002b).

Dentin hassasiyetinin önlenmesi için farklı tedaviler önerilmektedir (Ölmez ve Erdemli, 2003; Kadiroğlu ve Dağ, 2004; Bartold, 2006; Orchardson ve Gilliam, 2006). Bu amaçla, genellikle dentin hassasiyet giderici ajanlar ve lazer uygulaması (Christensen, 2002a; Yazıcı ve ark., 2010) tercih edilirken, bazı araştırmacılar bu iki uygulamanın birlikte kullanılmasının daha etkili olduğunu belirtmişlerdir (Kumar ve Mehta, 2005; Çakar ve ark., 2008). Ancak bu uygulamaların birlikte kullanılmasının dentine bağlanma dayanıklılığına etkisi hala araştırılmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, simantasyon öncesinde yapılan dentin hassasiyet giderici ajan ve/veya lazer uygulamalarının tam seramik restorasyonların bağlantısına ve yaşlandırmaya bağlı renk farklılığına etkisini incelemektir.

Bu çalışmanın hipotezi, dentin hassasiyetini gidermek amacıyla yapılan farklı yüzey işlemlerinin, kendiliğinden adeziv rezin siman ile simante edilmiş tam seramik restorasyonların dentine bağlanma dayanıklılığına ve yaşlandırmaya bağlı renk farklılığına etkili olacaktır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. TAM SERAMİKLER

Metal destekli protezlerde kullanılan alt yapı opaktır ve doğal dişin translusensi özelliğini tam olarak yansıtamaz. Estetik beklentinin artması; tek kronların, köprü protezlerinin ve implant üstü protezlerin yapımında tam seramik sistemlerin kullanılmasını beraberinde getirmiştir. Tam seramik restorasyonlar, diş hekimleri ve hastalar için oldukça popüler hale gelmiştir (Haselton ve ark., 2000).

#### **Tam Seramik Restorasyonların Avantajları**

1. Metal destekli porselen restorasyonlara göre daha üstün bir estetiğe sahiptirler (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Raigrodski, 2004; Yavuzylmaz ve ark., 2005; Pjetursson ve ark., 2007; Sailer ve ark., 2007; Donovan, 2008).
2. Metal destekli porselen restorasyonlarda metal alaşıma bağlı oluşan korozyon, toksik ve allerjik etkiler görülmez (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005).
3. Tam porselen restorasyonların ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması nedeni ile destek diş korunur (Raigrodski, 2004).
4. Yüksek translusensi özelliğine bağlı olarak, doğal dişe yakın estetik elde edilir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Raigrodski, 2004; Pjetursson, 2007; Sailer ve ark., 2007).

#### **Tam Seramik Restorasyonların Dezavantajları**

1. Diş preparasyonu, metal destekli porselen kronlara göre daha fazla dikkat ve ayrıntı gerektirir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005; Donovan, 2008).
2. Aşırı diş preparasyonu gerektirir (Yavuzylmaz ve ark., 2005).
3. Kullanım alanları sınırlı olabilir. Arka grup dişlerde ve köprü sistemlerinde kullanımı her sistem için uygun olmayabilir (Yavuzylmaz ve ark., 2005).
4. Maliyet yüksektir ve ek laboratuvar donanımı gerektirir (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzylmaz ve ark., 2005; Donovan, 2008).
5. Kırılgandırlar (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Anusavice ve Brantley, 2003; Yavuzylmaz ve Ark., 2005; Pjetursson, 2007; Sailer ve ark., 2007; Donovan, 2008).

6. Gerilme kuvvetlerine dirençsizdirler (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

#### **Tam Seramik Sistemlerin Kullanım Alanları**

1. Parsiyel kronlarda (inley, onley, laminate, rezin bağlantılı kronlar, 3/4, 4/5, 7/8 v.b.)
2. Tam kronlarda,
3. Post-core'larda,
4. Konvansiyonel köprülerde,
5. Çene-Yüz protezlerinde, tam seramik sistemleri kullanılabilir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

#### **Tam Seramik Sistemlerin Endikasyonları**

1. Travma veya çürük nedeniyle kırılmış dişlerde,
2. Doğumsal veya kazanılmış diş renklenmelerinde,
3. Abrazyon, atrizyon veya erozyon sonucu aşınmış dişlerde,
4. Diastema vakalarında,
5. Yerleşim bozukluğu dişlerde,
6. Black 1,2,3,4,5 kaviterlerde,
7. Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişlerde,
8. Çene -Yüz protezlerinde,
9. Metallerle karşı lokal doku reaksiyonu ve alerjisi olan kişilerde, tam seramik restorasyonlar endikedir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

#### **Tam Seramik Sistemlerin Kontrendikasyonları**

1. Kısa kron boyuna sahip dişlerde,
2. Derin kapanış gibi oklüzyon bozukluklarında,
3. Bruksizm gibi kötü alışkanlıklara sahip bireylerde,
4. Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgelerde ve kapanışın uygun olmadığı vakalarda karşıt diş ve porselen inley ve onley ilişkileri de normal olmayacağından değişik basınçlar altında inley ve onleyde yer değiştirme ve kırılma olabileceği durumlarda,
5. Travmatik sporla uğraşanlarda,
6. Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda, tam seramik sistemlerin uygulanması kontrendikedir (Yavuzyılmaz ve ark., 2005).

### 2.1.1. Tam Seramik Sistemlerin Sınıflandırılması

Tam seramikler yapım tekniklerine göre şu şekilde sınıflandırılır:

- Refraktör model üzerinde pişirilen seramik tozları (slip cast)
- Dökülebilir seramikler
- Bilgisayar yardımıyla hazırlanan seramikler
- Isı ile presleme tekniği kullanılarak elde edilen seramikler
- İnfiltre porselenler (Rosenblum ve Schulman, 1997; Blatz, 2002).

#### 2.1.1.1. Refraktör Model Üzerinde Pişirilen Seramik Tozları (Slip Cast)

Daha yüksek dayanıklılık elde etmek amacıyla, geleneksel metal destekli porselen restorasyonlarda kullanılan feldspatik porselenin kristalin içeriğinin artırılması ile elde edilmiştir (Blatz, 2002). Bu porselen tozları, teknisyen tarafından sulandırılarak day materyali üzerine tabakalar halinde uygulanır ve restorasyon formu oluşturulur (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Kullanılan porselen tozları farklı renk ve translusens özelliklerine sahiptir. İstenilen renkte restorasyon elde edilebilmesi için son aşamada yüzey boya da uygulanabilir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

Porselen tozu ile su karıştırıldığında porselenin tanecikleri arasında boşluklar oluşur. Porselen tozundaki taneciklerin bir araya getirilerek aradaki sıvı bağlayıcının uzaklaştırılması işlemi kondansasyon olarak bilinmektedir. Bu işlem; fırça uygulama, su ile sabitleştirme, vurma, spatülasyon ve vibrasyon gibi çeşitli tekniklerle uygulanır. Vibrasyon işlemi oldukça etkilidir ve kondansasyon amacıyla en sık kullanılan yöntemdir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Vitadur, Cerestore, Optec, Hi-Ceram ve In-Ceram bu grup altında incelenebilir:

**Folye tekniği'nde** (% 50 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren **Vitadur**, MgO içeren **Magnezya Core** bu gruba dahildir.) refraktör day üzerine platin folye uyumlanır. Bunun üzerine Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> veya MgO ile güçlendirilmiş seramik fırınlanır (Burke ve Watts, 1994; Gökçe ve Beydemir; 2002). (Yeni folye sistemleri:Renaissance, Flexobond, Plati-deck) (Wohlwend ve ark., 1989; Hondrum, 1992).

**Cerestore** (MgAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) % 65-70 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, % 8-10 MgO içerir. Kor materyali olarak kullanılır. Üzeri yüzey seramiği ile kaplanarak restorasyon son haline getirilir (Wohlwend ve ark., 1989; Yoshinari ve Derand, 1994; Burke ve Watts, 1994; Gökçe ve Beydemir, 2002).



**Mirage** zirkonyum oksit kristalleriyle güçlendirilmiş kor seramiğidir (Gökçe ve Beydemir, 2002).

**Optec** lösit kristallerinden oluşur (Hondrum, 1992; Yoshinari ve Derand, 1994; Burke ve Watts, 1994). Sulu kıvamda hazırlanarak ısıya dayanıklı day üzerinde şekillendirilir. Daha sonra fırınlanarak (1035°C) son haline getirilir. Kor materyali değildir (Wohlwend ve ark., 1989; Burke ve Watts, 1994; Gökçe ve Beydemir, 2002).

**Hi-Ceram** % 70 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren kor materyalidir (Hondrum, 1992; Yoshinari ve Derand, 1994; Gökçe ve Beydemir, 2002). Fırınlama sonrası day materyali kumlama ile uzaklaştırılır ve kor üzerine yüzey seramiği uygulanır (Wohlwend ve ark., 1989; Burke ve Watts, 1994; Gökçe ve Beydemir, 2002).

**In-Ceram** % 90 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeren kor materyalidir (Hondrum, 1992; Yoshinari ve Derand, 1994). Çok ince granüllü Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> parçacıkları içeren toz özel bir sıvı ile karıştırılır ve oluşturulan süspansiyon day üzerine sürülür. Hızla sıvı kaybına uğrayan yapı iyice yoğunlaşır ve özel fırında 1120°C'de 10 saat fırınlanır. Daha sonra ortaya çıkan bu poröz yapıya yine çok ince cam (lantanyum silikat) taneciklerinden oluşan bulamaç sürülür. İkinci fırınlamada camın tüm poröz boşluklara kılcal hareketle akması sağlanır (Yoshinari ve Derand, 1994). Ortaya çıkan kor materyalinin üzeri yüzey seramiği ile kaplanarak restorasyon son haline getirilir (Burke ve Watts, 1994; Gökçe ve Beydemir, 2002).

#### **2.1.1.2. Dökülebilir Seramikler**

Dökülebilir porselenler, sıvı haldeki camın yavaş ve kontrollü bir şekilde kristalize edilerek seramiğe dönüştürülmesiyle elde edilir (Blatz, 2002). Kor alt yapı veya tüm restorasyon, kayıp mum ve santrifüjlü döküm tekniği kullanılarak oluşturulur (Rosenblum ve Schulman, 1997; Blatz, 2002).

Bu grupta en bilinen yöntem olan **Dicor** (Dentsply International Inc., York Pa., Amerika Birleşik Devletleri) sisteminde restorasyonun mum modelasyonu fosfat bağlı revetmana gömülür. Revetmanın genişmesi daha sonraki seramikleşme (kristalizasyon) aşamasında oluşacak büzülmeyle karşılayacak miktardadır. Dökümle elde edilen kronlar şeffaf cam görünümündedir. Daha sonra yine revetman içerisinde, ısı altında yapılan kristalizasyon işlemine geçilir. Bu işlemde sonra buzlu görünümde bir restorasyon elde edilir (Wohlwend ve ark., 1989) ve böylece camsı saydam görünüm ortadan kalkar ve dayanıklılık artar. Elde edilen restorasyon üzerinde renklendirme ve

boyama yapılabilir. Ayrıca kor olarak hazırlanıp üzerine yüzey seramiği (örn. **Vitadur-N**) uygulanabilir (Wohlwend ve ark., 1989; Yoshinari ve Derand, 1994; Burke ve Watts, 1994; Gökçe ve Beydemir, 2002).

**Cerapearl** (Kyocera, Amerika Birleşik Devletleri), bu grupta yer alıp diğer en bilinen yöntem olan ve temel kristalin fazı suyun varlığında hidroksiapatite dönüşebilen oksiapatit olan dökülebilir cam porselen çeşididir (Hondrum, 1992). Işık kırma indeksi, yoğunluğu ve ısı iletkenliği doğal mineye benzer bulunmuştur (Yüksel ve ark., 2000).

### **2.1.1.3. Bilgisayar Yardımıyla Hazırlanan Seramikler**

Sistem önceden üretilen seramik blokların bilgisayar destekli freze yardımı ile şekillendirilmesi esasına dayanır. Kamera yardımı ile elde edilen veriler bilgisayara yüklenir. Daha sonra tasarımları (**Computer Aided Design**)(CAD) yapılarak üretime (**Computer Aided Manufacture**)(CAM) geçilir. Genellikle inley, onley, laminat tipindeki restorasyonlar için endikedir (Burke ve Watts, 1994; Gökçe ve Beydemir, 2002). Ayrıca CAD-CAM sistemine uygun olarak birçok seramik sistemi piyasaya verilmiştir. Sistem temel olarak üç basamaktan oluşur:

#### **I. Üç boyutlu yüzeyin taranması**

Optik yüzey tarayıcı alet ile yüzeyin üç boyutlu bilgisayar modeli elde edilir. Nesnenin tek ve uyumlu veri grubunun oluşturulması için CAD yazılımı ile her bir taramadan elde edilen veriler birleştirilerek üç boyutlu yüzey modeli oluşturulur (Williams ve ark., 2004).

#### **II. Üç boyutlu bilgisayar destekli dizayn**

Taramalar uygun yazılım kullanılarak elektronik olarak incelenir. Üç boyutlu CAD yazılımı ile taranmış yüzey modelde protezin fiziki plastik modeli oluşturulur (Williams ve ark., 2004).

#### **III. Üretim**

Modelin oluşturulmasından sonra, yapılacak protezin boyutuna göre seçilen porselen blok, cihazın kesici bölümüne yerleştirilir ve protez bitirilir (Williams ve ark., 2004).

Bilgisayar destekli freze tekniğine (CAD-CAM) dayalı ilk tam seramik sistemi 1985 yılında kullanıma sunulan **Cerec** (Siemens, Bensheim, Almanya) sistemidir. Daha sonra bu sistem üzerine çalışmalar devam etmiş, 1994 yılında **Cerec 2** ve 2000 yılında **Cerec 3** sistemleri piyasaya sunulmuştur. Cerec sistemi sadece tek seansta inley ve

onley tipi restorasyonların yapımına olanak sağlar. Bu sistemde yapılan restorasyonların oklüzal yüzeyi simantasyon işleminden sonra ağız içerisinde yapılır. Cerec 3 sisteminde bilgisayara Cerec 3 kron programını yüklemek mümkündür ve tüm arka ve ön bölge restorasyonlarının yapımına olanak sağlar (Qualtrough ve Piddock, 2002).

İlk defa 1993 yılında Andersson ve Ogen tarafından tanıtılmış olan Procera sistemi (Nobel Biocare; Göteborg, Sweden) yüksek dirence sahip, çok yüksek oranda alümina içeren bir seramik alt yapı ve bunun üzerine uygulanan tabakalama seramiğinden oluşur. Seramik alt yapı ağırlıkça % 99.9 oranında alüminyum oksit içerir. Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan tam seramik restorasyonların içinde direnci en yüksek olan materyaldir. Procera sisteminde prepare edilen dişin ölçüsü alınarak model elde edilir. Elde edilen model bir tarayıcı ile taranır ve veriler bilgisayar ortamına aktarılır. Daha sonra bu veriler doğrultusunda yüksek alümina içeren seramik blok işlenir. Gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra feldspatik porselen uygulanarak krona son şekli verilir (Odèn ve ark., 1998; Qualtrough ve Piddock, 2002).

**Celay** sisteminde (Mikrona Technologies, Spreitenbach, İsviçre) restorasyonlar direkt olarak hasta ağızından uygulanırken, indirekt olarak da laboratuvarında hazırlanır. Burada hazırlanmış olan plastik yapı bir digitizer ile okunur ve restorasyon seramik bloğa bire bir freze ile uygulanır. Cerec sisteminde kullanılan seramik bloklar bu sistemde de kullanılabilir (Qualtrough ve Piddock, 2002).

#### **2.1.1.4. Isı ile Presleme Tekniği Kullanılarak Elde Edilen Seramikler**

Bu sistemler, katı porselen bloklar şeklinde bulunmaktadır. Porselen bloklar eritilip, kayıp mum tekniği kullanılarak elde edilen negatif boşluğa ısı ve basınç ile iletilmektedir.

#### **IPS Empress Sistemi**

1983 yılında Zürih Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protez Bölümü'nde geliştirilmiştir. 1986'dan itibaren (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ticari olarak piyasaya sürülmüştür. Yapısında feldspatik porselen ve lösit kristalleri ( $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ ) bulunur (Dong ve ark., 1992; Anusavice, 2003). Lösit kristalleri yaklaşık olarak 1-3  $\mu\text{m}$  büyüklüğündedir ve IPS Empress seramik hacminin % 35-45'ini oluşturur (Denry ve Holloway, 2010). Bu sistemde lösit ile kuvvetlendirilmiş cam porselen tabletler, EP500 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) adı verilen özel fırında 1150°C sıcaklıkta visköz alümina özelliğine ulaşır ve kayıp mum atım tekniğiyle elde edilen restorasyonun

negatif boşluğu içerisine basınç ile transfer edilir (Dong ve ark., 1992, Denry ve Holloway, 2010). Restorasyonun son şekil ve rengini alması için döküm sonrası iki işlem yapılabilir (Dong ve ark., 1992; Rosenblum ve Shulman, 1997):

- 1) Yüzey karakterizasyonu tekniği
- 2) Tabakalama tekniği

İlk teknikte, renksiz porselen kullanılarak yapılan restorasyona yüzey renklendirilmesi uygulanır; ikinci teknikte, renkli dentin tabletleri kullanılarak elde edilen restorasyona veneer porselen materyali ile tabakalama tekniği uygulanır.

Sistemin ortalama bükülme dayancı 95-200 MPa'dır; IPS Empress inley, onley, veneer, porselen ve tek kron yapımında kullanılmaktadır (Rosenblum ve Schulman 1997). IPS Empress seramiğin ısı ve basınç altında şekillendirilmesi ve veneer porselen fırınlamalarının bükülme dayancını arttırdığı rapor edilmiştir (Dong ve ark., 1992).

### **IPS Empress 2 Sistemi**

IPS Empress 2, lityum disilikat ( $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2$ ) ve lityum ortofosfat içeren bir kor seramiğidir. IPS Empress'in üstün estetik özellikleri vardır. Ancak dayanıklılığının düşük olması köprü restorasyonların yapımına izin vermemektedir. Bu nedenle IPS Empress 2 tam seramik sistemi geliştirilmiştir (Höland ve ark., 2000; Anusavice, 2003).

IPS Empress 2 sistemi Ivoclar tarafından 1998 yılında geliştirilmiştir. Sistemde kor materyali, kayıp mum tekniği ile elde edilir. Kor materyalinin ortalama bükülme direnci 300-400 MPa'dır, böylelikle ikinci premolara kadar kron ve tek diş eksikliğinde üç üyeli köprülerin yapılmasına olanak tanımaktadır (Höland ve ark., Anusavice, 2003). IPS Empress 2 sisteminin yüksek kırılma direncinin sadece kristal içeriğinin yüksek olması değil aynı zamanda lityum disilikat kristallerinin cam matriks içinde düzenli dağılım göstermesinin de etkili olduğu gösterilmiştir (Della Bona ve ark., 2004).

Lityum disilikat cam porselen ingotları EP500 fırınında 920°C de akışkanlık kazanır ve basınçla revetman boşluğunun içine yollanır (Höland ve ark., 2000; Denry ve Holloway, 2010). Fırından çıkarılan restorasyon oda ısısında soğuduktan sonra revetman artıklarından temizlenir. Lityum disilikat esaslı cam porselen kor yapı üzerine, florapatit yapıda cam porselen tabakalama tekniği ile uygulanır (Höland ve ark., 2000).

### **IPS e.max Sistemi**

Ivoclar tarafından geliştirilen yeni bir lityum disilikat içerikli tam porselen materyaldir. Preslenebilen (IPS e.max Press) ya da CAD/CAM teknolojisiyle şekillendirilen (IPS e.max CAD) bir ingottan oluşmaktadır.

### **IPS e.max Press**

IPS e.max Press, 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilmiştir. Malzemenin kimyasal içeriği Tablo 2.1’de verilmiştir. IPS Empress 2 gibi lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam porselendir, fakat farklı pişirme yöntemi uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan verir (Stappert ve ark., 2006).

**Tablo 2.1 .** IPS e.max Press’in kimyasal yapısı (Ivoclar Vivadent AG, 2005)

| <b>Oksitler Kütle içerisindeki%</b> | <b>Kütle içerisindeki %</b> |
|-------------------------------------|-----------------------------|
| SiO <sub>2</sub>                    | 57 – 80                     |
| Li <sub>2</sub> O                   | 11– 19                      |
| K <sub>2</sub> O                    | 0 – 13                      |
| P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>       | 0 – 11                      |
| ZrO <sub>2</sub>                    | 0 – 8                       |
| ZnO                                 | 0 - 8                       |
| Diğer oksitler                      | 0 - 10                      |
| Renklendirici oksitler              | 0 - 8                       |

Presleme işlemi ile, lityum disilikat kristalleri, cam matriks içerisinde homojen bir şekilde dağılmaktadır, lityum disilikat kristalleri çatlağın yönünü değiştirerek kırılma direncini artırmaktadırlar (Albakry ve ark., 2003; Ivoclar Vivadent AG, 2005). Albakry ve ark. (2003), IPS e.max Press’in biaksiyal dayancının 440±55 MPa olduğunu rapor etmişlerdir.

Materyale renk pigmentleri eklenmez. Bunun yerine istenilen rengi elde etmek için cam içinde eriyen iyonlar kullanılır. Bu mekanizmada renk iyonlarının kombinasyonu ve konsantrasyonu önemli rol oynar. Bu tekniğin avantajı, materyalin içine renk iyonlarının homojen bir şekilde dağılmasıdır (Ivoclar Vivadent AG, 2005).

## IPS e.max CAD

CAD-CAM sistemler için geliştirilmiş olan lityum disilikat esaslı bloklardır. Malzemenin kimyasal içeriği Tablo 2.2’de belirtilmiştir. IPS e.max Press’den daha farklı bir ısıl işleme tabi tutularak kısmi olarak kristalize edilirler. Kısmi kristalize bloklardaki temel kristalize faz, lityum metasilikattır ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ). Lityum metasilikat kristallerinin uzunlukları 0,2 ile 1  $\mu\text{m}$  arasında değişir ve karışımda hacimce %40 oranında bulunurlar. Kısmi kristalizasyonun amacı; blokların hızlı ve kolay freze edilebilmesini sağlamaktır (Fasbinder ve ark., 2010).

**Tablo 2.2.** IPS e.max CAD’in kimyasal yapısı (Ivoclar Vivadent AG, 2006)

| Oksitler Kütle içerisindeki % | Kütle içerisindeki % |
|-------------------------------|----------------------|
| $\text{SiO}_2$                | 57-80                |
| $\text{ZnO}$                  | 0-8                  |
| $\text{K}_2\text{O}$          | 0-13,5               |
| $\text{Li}_2\text{O}$         | 11-19                |
| $\text{P}_2\text{O}_5$        | 0-11                 |
| $\text{ZrO}_2$                | 0-8                  |
| Renk Oksitleri                | 0-8                  |

Frezeleme işlemi ile restorasyon tamamlandıktan sonra vakumla 850  $^{\circ}\text{C}$  ısıl işleme tabi tutularak lityum metasilikat kristalleri lityum disilikat kristallerine dönüşür. Bu dönüşümle cam matrikste yaklaşık 1,5  $\mu\text{m}$  boyutunda ve hacimce % 70’i oluşturan lityum disilikat kristali içeren porselen materyali elde edilir (Fasbinder ve ark., 2010). Sonuç restorasyonda IPS e.max Press sistemine benzer mekanik özellikler ve kristal yapı elde edilir (Höland ve ark., 2000). IPS e.max CAD cam porselenlerin bükülme dirençleri 320 MPa’dır (Giordano, 2006).

IPS e.max CAD cam porselenlerde hem geleneksel hem de adeziv simantasyon teknikleri kullanılabilir (Fasbinder ve ark., 2010).

### 2.1.1.5. İnfiltrasyon Porselenler

İnfiltrasyon porselenler, poröz yapıda üretilmiş alüminyum oksit tozu ve yüksek sıcaklıkta poröz yapıya infiltrasyon olan cam olmak üzere iki esas bileşenden

oluşmaktadır. Bu iki bileşen, kor yapısı olarak kullanılmakta ve feldspatik porselenle veneerlenmektedir (Rosenblum ve Schulman, 1997).

**In Ceram**, Dr. Mickael Sadoun tarafından 1985 yılında Fransa'da geliştirilmiş bir tam seramik sistemidir. Alt yapı ya slip-cast yöntemiyle ya da yarı sinterize hazır bloklardan freze tekniğiyle elde edilir (Raigrodski, 2004). Feldspatik cama ilave edilen alümina oranı hacim olarak % 40-50'den % 90'a çıkarılarak **In-Ceram Alümina** (Vita) adında bir sistem geliştirilmiştir. Bu sistemde "Slip Casting" yöntemiyle refraktör güdük üzerine alumina tozundan sulu ince hamur ile bir çekirdek hazırlanarak 1120°C'de 10 saat sinterlenmektedir (Qualtrough ve Piddock, 2002). Alüminanın erime derecesi çok yüksek olduğundan tam yoğunlaşma akışkan fazda gerçekleşemez ve sinterleme katı fazda oluşur. Elde edilen ilk yapıda, alümina parçacıkları birbiriyle sadece temas etmiştir ve oldukça fazla porözite mevcuttur. Bu poröz yapının kuvveti, 6–10 MPa civarındadır. Yapı, Lantum camı infiltre edilerek 1100°C'de 4–6 saat daha pişirilir (Qualtrough ve Piddock, 2002). Eriyen camın kapiller aktiviteyle poröziteleri doldurmasıyla oldukça yoğun ve yüksek dirençli bir seramik elde edilir. In-Ceram alümina, yaklaşık 446 MPa yatay bükülme direnci göstermektedir (Bayındır ve Uzun, 2007).

In-Ceram sistemi üç farklı alt yapı ile kullanılmaktadır. Bunlar In-Ceram Alümina, In-Ceram Spinell ve In-Ceram Zirkonyadır. **In-Ceram-Spinell**, dentinin translusensi özelliklerini sergilediği için alüminaya göre daha estetikdir ancak direnci ona göre daha düşüktür (350 MPa). **In-Ceram Zirkonyada** ise alüminaya % 33'lük zirkonya ilavesi ile In-Ceram alüminadan daha yüksek bükülme direnci (700 MPa) elde edilmiştir (Bayındır ve Uzun, 2007).

### **2.1.2. Tam Seramik Restorasyonlarda Diş Preparasyonu**

Diş preparasyonu tam seramik restorasyonların başarılı olabilmesi için önemli bir faktördür. Seramik yapının dayanıklılığı için yeterli hacimde olması gerekir, bunun için de yeterli miktarda diş preparasyonu yapılması gerekir. Diş preparasyon miktarı her bölgede minimum 1 mm olmalıdır. Bununla beraber, fasiyal yüzeylerde 1,5 mm, oklüzal yüzeylerde fonksiyonel tüberküllerde 2 mm, nonfonksiyonel tüberküllerde 1,5 mm'lik bir kesim yapılması tercih edilir. Aynı şekilde insizal kenarlarda da 1,5-2 mm'lik bir preparasyon yapılması önerilir. Keskin kenar ve köşelerden kaçınılmalıdır. Mutlaka basamaklı preparasyon yapılmalıdır. Shoulder veya chamfer tarzında

hazırlanmış bir basamak bu tür restorasyonlar için uygun olacaktır. Basamak derinliği fasiyal yüzeyde 1 mm, diğer yüzeylerde 0,5-0,7 mm olmalıdır (Shillingburg ve ark., 2010b).

Laminat veneer kronlarda diş preparasyonu minede sınırlı kalmalıdır. Yaklaşık olarak 0,5 mm kesim derinliği yeterlidir. Bitim çizgisi dişeti hizasında veya hafifçe subgingivalde chamfer olmalıdır.

İnley ve onleyleyler için kavite preparasyonu yapılırken restorasyonun giriş ve çıkışına engel olacak undercutlar giderilmeli, kenar ve köşeler yuvarlatılmalıdır (Yavuzylmaz ve ark., 2005; Shillingburg ve ark., 2010b).

### **2.1.3. Tam Seramik Sistemlerde Simantasyon**

Tam seramik restorasyonların temel yapım nedeni estetikdir. Bu nedenle bu tür restorasyonların simantasyonunda kullanılan maddenin estetiği engellememesi gerekir. Kullanılan simantasyon materyalinin özellikleri şu şekilde olmalıdır (Nakamura ve ark., 2004; Yavuzylmaz ve ark., 2005):

- Rengi, yapılan tam porselen restorasyonunun rengine uygun olarak seçilebilmelidir.
- Tutuculuğu iyi olmalıdır.
- Su absorpsiyonu ve ağız sıvılarında çözünürlüğü düşük olmalıdır.
- Termal ekspansiyon katsayısı yüksek olmalıdır.
- Dokularla uyumlu olmalıdır.
- Yeterli film kalınlığına ve viskoziteye sahip olmalıdır.
- Simantasyon işlemi sırasında kontrol edebilmeye imkan vermelidir.

Sabit protetik restorasyonlarda simantasyon için 5 farklı tip siman kullanılır. Bunlar; çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer, hibrit iyonomer ve rezin esaslı yapıştırıcı simanlardır (Zaimoğlu ve Can, 2004a; Shillingburg ve ark., 2010a). Tam seramik sistemlerde ise genellikle adeziv simantasyon tercih edilmektedir (Yavuzylmaz ve ark., 2005). Adeziv simantasyonda da sıklıkla rezin esaslı yapıştırıcı simanlar kullanılmaktadır.

**Rezin esaslı yapıştırıcı simanlar**, bis-GMA veya diüretan metakrilat gibi bir rezin matris ile küçük inorganik partiküllerden oluşan bir doldurucudan meydana gelen kompozitlerdir. Restoratif kompozitlerden, başlıca düşük doldurucu içerikleri ve düşük



viskoziteleri ile ayrılırlar. Rezin simanlar gerçekten çözünmezdir ve geleneksel simanlardan çok daha dirençlidir.

Bu simanlardan bazıları ışığı bloke eden metal restorasyonların altında kullanılmak üzere kendi kendine polimerize olabilmekte iken, diğerleri translusent seramik veneer ve inleyler altında kullanılmak üzere ya tamamen ışık ile, ya da hem ışık hem de kimyasal yol ile (dual cure) polimerize olmaktadır. Işıkla ve kendiliğinden polimerize olabilen simanlarda simanın içerisine katılan bir katalizör ile, ışın cihazı ile elde edilen süratli bir başlangıç sertleşmesini takiben ışığın ulaşamadığı bölgelerin kendi kendine sertleşmesi mümkün hale gelmektedir (Shillingburg ve ark., 2010b).

Tüm kron tiplerinin simantasyonunda rezin simanların kullanılması ile ilgili rapor edilen problemler arasında aşırı siman kalınlığı, polimerizasyon büzülmesi nedeniyle kenar sızıntısı ve kesilmiş canlı dentin dokusu üzerine uygulandığında şiddetli pulpa reaksiyonları yer almaktadır. Bu pulpal reaksiyonlara kimyasal toksisite dışında bakteriyel infiltrasyon neden olabilir (Shillingburg ve ark., 2010b). Dentin bağlayıcı ajanların pulpal cevabı muhtemelen dentin tübüllerinin örtülmesi ve mikrosızıntının engellenmesi yoluyla azalttığı rapor edilmektedir. Adeziv rezin simanın çinko fosfat simandan daha iyi bir kenar örtücülüğü meydana getirdiği bildirilmiştir (Shillingburg ve ark., 2010b).

Adeziv sistemlerde mikrosızıntının önlenmesi, diş yüzeyinin kontaminasyonuna ve nem kontrolüne bağlıdır. Rezin simanın mikrosızıntı olasılığı çinko fosfat ve polikarboksilat simanlardan daha azdır. Bununla beraber polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak diş ile rezin arasında açıklık oluşması mikrosızıntı gelişme riskini artırmaktadır. Restorasyon subgingival marjinde yer alıyorsa ve nem kontrolü zor ise, rezin siman kullanılması klinik olarak kontrendikedir. Film kalınlığı ve mikrosızıntı problemleri çözülmüş olsa dahi, sertleşmiş siman fazlalığının ulaşılabilen kenarlardan temizlenememesi problemi rezin simanların dişeti seviyesinin altında sonlanan tüm kronların simantasyonunda kullanımını engelleyebilir (Walker ve ark., 2003; Helvatjoglu-Antoniades ve ark., 2004; Shillingburg ve ark., 2010a).

Herşeye rağmen, geleneksel simantasyon ile karşılaştırıldığında, adeziv simantasyon tekniklerinin tam seramik restorasyonların klinik başarısını büyük oranda artırdığı belirtilmiştir (Qualtrough ve Piddock, 2002). Rezin simanların estetik özelliği ve diş ile restorasyona iyi bağlanması, iki önemli özelliğidir. Diş yapısına bağlantı asitle

pürüzlendirilmiş mine ve dentin bölgesine rezin matriksin nüfuz etmesi ile meydana gelir. Resin simanla seramik materyali arasındaki güçlü bağlanma için öncelikle seramik materyalinin türüne uygun simantasyon tekniği seçilmelidir. Seramik yüzeyindeki bağlanma hidroflorik asitle pürüzlendirme ve/veya kumlama ile sağlanan mikromekanik kilitlenme ve silanlarla kurulan kimyasal bağlanma olmak üzere iki mekanizma ile sağlanır. Geleneksel seramikler cam içeriği bakımından zengin oldukları için kompozit rezin yapıştırma simanları ile güçlü bağlanma sergilerler. Ancak feldspatik seramiklerde kullanılan yüzey uygulamaları, alümina ile güçlendirilmiş seramiklerde yetersizdir (Qualtrough ve Piddock, 2002). Seramiğin cam içeriğine bağlı olarak (feldspatik seramik, lösit ile güçlendirilen seramik veya lityum disilikat seramik) asit ile pürüzlendirme mümkündür veya seramik sistemi (alümina seramik, zirkonyum oksit ile güçlendirilen alüminyum oksit seramik veya zirkonya seramikler) asite dirençlidir. Az miktarda cam içeren veya içermeyen alümina seramikler kumlama ile pürüzlendirilebilirler (Blatz ve ark., 2003).

#### **2.1.4. Simantasyon Sonrasında Ağrı Oluşturabilecek Faktörler**

Sabit restorasyonlarda özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonu sonrasında destek dişlerde % 5-24 arasında değişen oranda pulpal komplikasyon veya ağrı görüldüğü bildirilmiştir. Simantasyon sonrasında ilk birkaç hafta hastayı rahatsız eden en yaygın sorunlardan biri post-operatif hassasiyettir. Hastalar genellikle ısı değişimi sonucu gelişen hassasiyetten şikayet ederlerken daha az oranda olmak üzere spontan ağrılar söz konusu olabilir (Brännström, 1996; Christensen, 1997; 2002a).

Sabit restorasyonların simantasyonu sonrasında meydana gelebilecek pulpal yaralanma veya ağrıya neden olabilecek faktörler şu şekilde sınıflandırılabilir (Brännström, 1996; Christensen, 1997; 2002a):

##### **Diş preparasyonunun etkileri**

- \_ Sürtünmesel ısı oluşumu
- \_ Dişin kuruması
- \_ Dentin tübüllerinin ortama açılması
- \_ Odontoblast uzantılarına doğrudan hasar verme

##### **Geçici restorasyonların etkileri**

- \_ Materyallerin ekzotermik ısı açığa çıkarması
- \_ Uyumsuz geçici restorasyonlar

\_ Uzun süre kullanım

### **Restoratif materyaller ve yerleştirilmeleriyle ilgili etkiler**

\_ Materyal toksisitesi

\_ Yerleştirme basıncı

\_ Isısal etkiler

\_ Stres oluşumu

### **Restorasyon sonrası etkiler**

\_ Marjinal sızıntı

\_ Patolojik oklüzyon

\_ Restorasyon kırıkları

Bu gibi faktörlere dikkat edilerek tedavi işlemleri sırasında ve sonrasında ağrı oluşumu engellenebilir veya muhtemel etkenler düşünülerek restorasyonun tamamlanma aşamasında gerekli önlemler alınabilir. Özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonu sırasında diş yüzeyinin asitlenmesi ve uygulanan rezin simanın etkileri sonucunda hastalarda simantasyon sonrası hassasiyet görülmektedir. Bu hassasiyeti en aza indirmek için prepare edilmiş dentin yüzeylerinde dentin hassasiyet gidericilerin kullanımı gerekmektedir (Christensen, 2002a).

## **2.2. DENTİN HASSASİYETİ**

### **2.2.1. Dentin Dokusunun Yapısı**

Dentinin kimyasal içeriğinin % 70 mineraller, % 20 organik materyaller ve % 10 sudan oluştuğu bildirilmektedir. Organik kısmın % 92'si kollajendir ve kalanını ise nonkollajenöz protein büyüme faktörleri ve proteoglikanlar oluşturmaktadır. İnorganik kısmın büyük bir bölümü ise hidroksiapatit kristallerinden meydana gelmiştir. Dentinin su içeriği lokalizasyonla birlikte değişmekle beraber, su içeriğinin % 8-16 arasında olduğu rapor edilmektedir (Mjör, 2002; Zaimoğlu ve Can, 2004b).

**İnorganik Bileşenler:** Dentinin yapısında kalsiyum fosfat ve kalsiyum hidroksit bileşimindeki hidroksiapatit bulunur. Dentindeki hidroksiapatit kristalleri minedekinden daha küçük yapıdadır (Johansen, 1964). Bunun sonucu olarak da asitle temasta daha çabuk erirler ve dentin çürüğü minedekine oranla daha hızlı ilerler. Diğer büyük inorganik bileşenler arasında karbonat, magnezyum, potasyum, demir, çinko ve kurşun vardır (Nakajima ve ark., 2005). Dentindeki flor miktarı ise vücuda birim

zamanda giren flor miktarına ve kişinin yaşına bağlı olarak değişir. Dentin içinde en fazla flor yoğunluğu dentinin pulpaya bakan kısımlarındadır (Zaimoğlu ve Can, 2004b).

**Organik Yapı:** Jel özelliğinde bir madde ve içinde bulunan lifsi bir protein olan kollajenden ibarettir. Kollajen fibriller 0,05-0,20 µm çapındadır ve 640 Å aralıklarla tekrarlanan periyodik enine çizgilenmeler gösterirler (Zaimoğlu ve Can, 2004b).

**Histolojik Yapı:** Dentin dokusunun yapı elemanları; dentin kanalları, dentin dokusunu oluşturan odontoblast hücreleri ve bunların uzantıları olan Tomes lifleri intertübüler dentindir. (Love ve Jenkinson, 2002). Dişin gelişiminde primer dentin, sekonder dentin ve tersiyer dentin olmak üzere 3 tip dentin vardır. Dişin sürmesinden önce oluşturulan orjinal tübüler dentin primer dentindir. Sekonder dentin primer dentin gibi pulpa çevresindeki dentindir, fakat sekonder dentin kök oluşumunun tamamlanmasından sonra oluşturulmaktadır. Primer ve sekonder dentin arasındaki en büyük farklılık, sekonder dentinin primer dentine göre oldukça yavaş oluşmasıdır. Her iki tip dentini de aynı odontoblastlar oluşturduğu için, tübüllerin devamlılığı korunur. Yıllar boyunca, pulpa odasının tavanında ve tabanında çok fazla miktarda sekonder dentin oluşturulması sonucu pulpa odası giderek daralır. Benzer bir şekilde, sekonder dentin formasyonu kök kanalının yaşla birlikte daralmasına neden olur (Mjör, 2002). İritasyon dentini, irregüler sekonder dentin, reaksiyonel dentin, tamir dentini yada koruyucu dentin olarak da bilinen tersiyer dentindir (üçüncü tip dentin) ve bu tip dentin travma yada iritasyondan etkilenmiş dentinde görülür (Mjör ve Nordahl, 1996). Pulpa boynuzlarında, kesilmiş dişlerde, açık kolelerde, dentin kanallarının pulpaya bakan uçları tarafında tamir dentini oluşur (Zaimoğlu ve Can, 2004b).

Dişin koronal kısmındaki dentin tübülleri en geniş boyutu pulpada, en küçük boyutu mine-dentin birleşiminde olan ters çevrilmiş koni gibidir ve mineden pulpaya uzunluğu 2,5-3,5 mm'dir. Dentin kanalları mine-dentin sınırında birkaç dala ayrılmaktadır ve bu şekilde kanalların dallanması sadece uç kısmında olmayıp bütün dentin kitlesinde görülür. Kanallar devamlı olarak diğer kanallara açılan yan dallar vermektedir. Gençlerde dentin kanalları pulpa odası yakınlarında 3-4 µm çapında iken mine-dentin sınırında bu çap 2 µm'ye kadar düşmektedir. Dentin kanallarının mine-dentin sınırında veya sement yakınında mm<sup>2</sup>'deki sayısı 70.000–90.000 arasında iken pulpaya yakın bölgelerde 30.000–75.000 olarak değişmektedir (Schilke ve ark., 2000).

Dentin kanallarının içini, gövdesi pulpanın çeperlerine sıralanmış olan odontoblast hücrelerine ait bir uzantı doldurur ve buna **Tomes lifleri** denilir. Tomes lifleri, dentin tübüllerinin toplam uzunluklarının ortalama % 25-30'una kadar ilerlemektedir ve bu uzantılar ile kanal çeperi arasında bir aralık kalır ki bu aralığı dentin lenfi doldurur. Tomes lifleri kanalların yan dal verdikleri yerlerde dallanarak yan kanalcıkları da işgal ederler. Kimyasal, bakteriyel, fiziksel, ısıl ve travmatik uyaranlar dentin kanalları vasıtasıyla pulpaya iletilirler. Kanallara dik alınan bir kesitte odontoblast uzantısı etrafında görülen, ışığı iyi geçiren ve bütün kanalı bir kılıf gibi kaplayan dentin parçasına “**peritübüler dentin**” adı verilir. Yine aynı kesitte peritübüler dentin halkacıkları arasında kalan ve daha az mineral içerikli kısma da “**intertübüler dentin**” adı verilir. Dentinin esas yapısı intertübüler dentinden meydana gelmiştir. İntertübüler dentinde kollajen fibrillerden oluşan demetler görülür. Peritübüler dentin, pulpayı çevreleyen koronal dentinin ana kısmını oluşturur. Peritübüler dentin genç bireylerde dentin kanalını bir kılıf gibi sardığı halde yaş ilerledikçe kalınlaşır. Peritübüler dentin az miktarda kollajen içerdiği için asitlerle muamele edilince intertübüler dentinden daha çabuk erir (Zaimoğlu ve Can, 2004b).

Dentin lenfi pulpa kan damarlarında dolaşan kanın bir ultrafiltratıdır ve yapı olarak plazmayı andırır. Bu sıvı odontoblastlar arasından dentin kanallarına girer ve sonuçta minede bulunan küçük deliklerden dışarı akar. Dentin lenfi dentin hacminin % 22'sini oluşturan sıvılar arasında yer alır. Pulpa dokusunun basıncı ortalama 0-60 mmHg basıncına eşittir Bu nedenle pulpadan ağız içerisine doğru yani içten dışa doğru bir akım basıncı vardır. Kanalcıkların herhangi bir nedenle açılması halinde açığa çıkan dentin yüzeyinden sıvı küçük damlacıklar halinde dışarı akar. Bu sıvının hızla dışarı akmasının ise dentin hassasiyetine neden olduğuna inanılmaktadır (Zaimoğlu ve Can, 2004b).

### **2.2.2. Dentinin İnervasyonu**

Pulpa dentin kompleksi afferent ve post-ganglionik sempatik aksonlar içeren trigeminal sinirin dalları tarafından inerve edilirler. Dişlerin duyu inervasyonu ilk olarak koronal odontoblast tabakası, pre-dentin ve dentinin iç tabakalarından başlamaktadır. Morfolojik olarak değişik bölgelerde bulunabilen en az 6 değişik sinir lifinden oluşmaktadır. Bunlar A-alfa, A-beta, A-gamma, A-delta, B ve C lifleridir. A lifleri en geniş çaplıdır, en dar çaplı olanlar C lifleridir ve B liflerinin çapları ise her

ikisi arasındadır. Sinir liflerinin çapı arttıkça iletim hızı da artar. **A-beta lifleri**, dentini ve pulpa boynuzu tepelerindeki dentin-pulpa sınırını inerve eden myelinize liflerdir. A-beta lifleri odontoblastlarla yakın ilişkiindedir ve dentinin mekanik (hidrodinamik) uyarılmasındaki en hassas liflerdir. A-beta lifleri dokunma, basınç ve proprioseptif impulsları hızla taşırlar (Byers, 1990; Byers ve Narhi, 1999).

**A-delta lifleri**, dental sinir liflerinin % 25-50'sini oluşturan farklı reseptörler içeren küçük myelinize liflerdir. Bu sinir liflerinin çoğu koronal bölgedeki dentini, predentini ve mine altındaki odontoblast tabakalarını inerve eder. Bu lifler travmatik veya yaralayıcı etkenlerle oluşan ağrı (nosiseptif duyu, nosipersepsiyon), ısı ve dokunma duyularını iletirler. Daha hızlı iletim hızına sahip olduklarından başlangıç ağrı algılanmasından sorumludurlar. A liflerinin aktivasyonu sonucu oluşan ağrı şiddetli ve yanıcı bir tarzdadır (Byers ve Narhi, 1999).

**C-lifleri**, yavaş iletim hızına sahip myelinsiz liflerdir ve dişlerin içerisindeki sinir liflerinin büyük çoğunluğunu oluşturur. Bu lifler periferel pulpa içerisinde veya pulpadaki kan damarları boyunca uzanmaktadırlar ve pulpal hasar sonucunda en fazla aktive olurlar. Aktivasyonları sonucu oluşan ağrı iletim hızları yavaş olduğu için daha geç ortaya çıkar ve devamlı zonklayan ağrının C lifleri aktivitesi sonucu olduğu düşünülmektedir (Byers, 1990).

Nosiseptörler doku hasarı meydana getirecek şiddetteki uyarılara cevap verirler (Sessle, 2000). Şiddetli sıcak, soğuk veya mekanik uyarılar gibi birçok değişik tip uyarıya cevap verirler. Kimyasal uyarılara karşı hassastırlar ve potasyum iyonları, histamin ve bradikinin gibi doku yaralanması sonucu ortaya çıkan ve aktive olan birçok maddeye karşı cevap oluştururlar (Byers ve Narhi, 1999; Sessle, 2000). Bu tip nosiseptörler baskın olarak miyelinsiz C lifleri tarafından innerve edilirler. Mekanik uyarılara hassas A-delta tipi ve mekanik-ısısal uyarılara hassas nosiseptörler gibi daha seçici nosiseptörler de vardır (Sessle, 2000).

Dentin hassasiyetinde hissedilen keskin ve kısa sürede sonlanan ağrılar karakteristik bir semptom olup pulpada A lifleri aktivasyonu ile hissedilmektedir (Byers, 1990). A liflerinin aktivasyonu için dentin tübülleri içerisinde şiddetli sıvı hareketine neden olabilecek ısısal, kimyasal, ozmotik veya mekanik uyarılara gerek vardır (Byers ve Narhi, 1999). C lifleri ise pulpaya tam olarak ulaşmış sıcak veya soğuk ve yine hidrodinamik olarak dentin uyarısı olmayan histamin ve bradikinin gibi

inflatuar mediatörler gibi şiddetli dış kaynaklı uyarılara karşı cevap verirler (Narhi ve ark., 1994).

### **2.2.3. Dentin Hassasiyeti Tanımı**

Dentin aşırı hassasiyeti dişte herhangi bir dental defekt veya patoloji olmadığı halde termal, buharlaşma, dokunma, ozmotik veya kimyasal uyarılara cevap olarak artan, açık dentin yüzeyinde oluşan kısa süreli ve keskin ağrı reaksiyonu olarak tanımlanabilir (Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity, 2003).

Tanımından da anlaşılacağı gibi ortama açılmış dentin dışındaki benzer semptomlar gösteren diğer dental defektler veya patolojiler sonucu oluşan ağrı semptomları, dentin hassasiyeti teşhisinde elimine edilmelidir. Dentin hassasiyeti gerçek bir hastalıktan daha çok açığıdaki dentin yüzeyinde uyarı iletimi sonucunda oluşan bir semptom kompleksidir (Attar ve Korkmaz, 2006; Dowell ve Addy, 1983).

### **2.2.4. Dentin Dokusunun Dentin Hassasiyeti ile İlişkisi**

Dentin tübüllerinin yoğunluğu ve çapı, dentin geçirgenliğinde önemli bir etkiye sahiptir. Kök dentininde, koronal dentine göre daha az sayıda dentin tübülü vardır ve kök dentini tübüleri koronale göre daha dar çaplıdır. Koronal dentinin geçirgenliği pulpa boynuzu üzerindeki alanlarda en yüksek iken, okluzal yüzeyin santral fossasının bulunduğu merkez alan etrafında dentin geçirgenliği en düşüktür (Fogel ve ark., 1988).

Gerçekte dentin hassasiyeti, dentin tübüllerinin fonksiyonel ve anatomik çaplarıyla ilişkili olduğu kadar ortama açılmış dentin içerisindeki tübüllerin yoğunluğuyla da ilişkilidir. Absi ve ark. (1987), taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında dentinin morfolojik özelliklerini incelemişler ve hassasiyet gösteren dişlerde hassasiyet göstermeyen dişlere göre yaklaşık 7 kat daha fazla açık dentin tübülü bulmuşlardır. Ayrıca hassasiyete neden olan ortama açılmış dentin tübüllerinin pulpaya kadar açık olduklarını bildirmişlerdir. SEM’de hassasiyet gösteren dişlerin örneklerinin incelenmesinde mm<sup>2</sup>’de sayılan ağızları açık dentin tübülü sayısı ile şiddetli hava spreyi sonucu oluşan ağrının VAS (görsel analog skalası) değerleri arasında pozitif bir ilişki bulunmuştur (Kontturi-Nähri ve Närhi, 1993).

Dental sert dokular, oral kaviteden pulpaya geçebilecek zararlı iritanların etkilerini önlemek ve azaltmak için koruyucu bir bariyer olarak görev yaparlar. Mine, dişin koronal bölümünü ve sementi korur ve mine dentin sınırında kök dentini üzerinde sadece 25-50 µm gibi çok az kalınlıkta sement tabakası vardır. Diş eti çekilmesi gibi

kök yüzeyinin ağız ortamına açıldığı durumlarda, sement asidik ortamda kolayca çözünebilir. Benzer şekilde hatalı diş fırçalama teknikleri, periodontal tedavi sırasında kök düzenlenmesi ve küretaj işlemlerine bağlı olarak aşındırılabilme durumlarında kısa sürede hassas hale gelebilirler (Nyvad ve Fejerskov, 1990).

Sağlıklı normal dişlerde, pulpanın doku içi sıvı basıncının 0 ile 60 mmHg arasında olduğu bildirilmiştir (Zaimoğlu ve Can, 2004b). Bazı çalışmalar pulpa basıncının atmosfer basıncından daha büyük olduğunu bildirmişlerdir (Kerdvongbundit ve ark., 2004). Bu sayede dentin tübülü ağız ortamına açıldığında, dentin sıvısı oral kaviteye doğru akarak birçok zararlı bakteriyel faktörü yıkayarak dentin tübüleri içerisinden uzaklaştırabilir (Pashley, 1990).

Açık dentin tübüleri bulunan ortama açılmış dentin yüzeyleri, dentin sıvısı akışına uygun bir ortam sağlaması nedeniyle dentin hassasiyeti gelişimi için de risk oluştururlar. Poisselle Kanununa göre sıvı iletkenliği ve dolayısıyla sıvı akışının oranı dentin tübüllerinin yarıçaplarının dördüncü kuvveti ile doğru orantılıdır (Pashley, 1990).

Dış etkenler tarafından meydana gelen inflamasyonun pulpaya geçmesiyle dental sinirler duyarlı hale gelebilir. Hassasiyete neden olan dış faktörün etki süresi uzadığında, pulpada doku yıkımına neden olan histamin, lökotrien ve prostaglandinler gibi kimyasal ileticiler ortama salınırlar. Bu kimyasal ileticiler, A ve C liflerinin karakteristik durumlarını uyaranlara cevap verebilecek şekilde değiştirerek hem A hem de C nosiseptörlerini aktive ederler ve hassaslaştırırlar. Örneğin mekanik nosiseptörler ısısal uyaranlara karşı cevap vermeye başlayabilirler. Bu da devam eden bir sinir uyarılması ile birlikte sürekli bir ağrıya neden olabilir. C liflerinin uzun dönem boyunca uyarılması santral sinir sisteminin fonksiyonunu değiştirebilir. Santral sinir sisteminde nöronların fonksiyonunu yumuşatabilir ve böylece cevapları artarak sinir uyarılmasının kalıcı hale gelmesine neden olur. Herhangi bir kronik ağrı durumunda periferik nosiseptör fonksiyonunu hedef alan ilaçlar santral sinir sistemindeki değişikliklerden dolayı daha az etki gösterebilirler (Sessle, 2000).

### **2.2.5.Dentin Hassasiyetinin Mekanizmaları**

Dentin dokusunun hassasiyetini açıklığa kavuşturmak için bugüne kadar üç hipotez destek görmüştür (Dowell ve Addy, 1983). Bunlar;

- I) Odontoblast reseptör teorisi
- II) Doğrudan sinir sonlanması teorisi



### III) Hidrodinamik teori

Günümüzde dentin aşırı hassasiyetinde en fazla kabul gören mekanizma '**Hidrodinamik Teori**'dir (Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity, 2003). 1950'lerin sonlarında Brännström tarafından ortaya atılan bu teori dentin hacminin % 25'inin sıvıyla dolduğu ve farklı uyaranlar ile açık dentin tübüllerindeki sıvının da hareket ettiği esasına dayanır. Hidrodinamik teoriye göre dentin tübülleri içinde hızla hareket eden sıvı akışını takiben, pulpa dentin sınırında veya dentin tübülleri içindeki A-delta sinir liflerinin aktivasyonuna neden olmaktadır (Dowell ve Addy, 1983; Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity, 2003).

Uyarının tipine göre dentin sıvısı dentin tübülleri içerisinde dışarıya veya içeriye doğru hareket eder. Sıcak uygulama, dentin tübülündeki sıvıyı genişleterek pulpa yönünde harekete neden olurken; soğuk, mekanik temas, kimyasal uyaranlar ise sıvının dışı doğru hareketine neden olur. Sıvının akışını pulpadan uzaklaşır yönde (dışa doğru) hareket ettiren soğuk gibi uyaran, pulpa yönünde hareket ettiren sığağa göre daha keskin ağrıya neden olur. Sıcak uyaran dışındaki tüm uyaranlar dentin sıvısını dışarıya doğru hareket ettirirken, sıcak ise içeriye doğru hareket ettirir. Hava spreyi şeklindeki uyarı dentinde buharlaşmaya neden olur. Dentinde sıvı kaybının telafi edilmesi için dentin sıvısı dışarı doğru hareket eder. Kalsiyum klorür gibi dehidratasyon yapıcı ajanlar uygulandığında da dentin sıvısı hava spreyinde olduğu gibi buharlaşmanın etkisiyle dışarıya doğru hareket eder. Dentin sıvısının dışarıya doğru maksimum akım hızının 2-4 mm/sn olduğu bildirilmiştir (Berggren ve Braennstroem, 1965).

Dentin aşırı hassasiyetinin ilk safhasında A-delta sinir lifleri aktiftir. Dentin sıvısının hareketi sonucu ani, keskin ve kısa süreli ağrı oluşur. Dentin hassasiyeti uyarana verilen bir cevap niteliğinde olup hasta tarafından lokalize edilebilir. Pulpa ağrısı genellikle pulpa inflamasyonu ile ilişkilidir ve dentin hassasiyetine göre uzun sürer, kesintili ve zonklayıcı tarzdadır. Bu durumda C liflerini içeren sinir lifleri de olaya katılır; ağrı uyaranla başlayıp saatlerce veya dakikalarca sürebilir, daha yaygındır ve lokalize etmek zordur (Attar ve Korkmaz, 2006).

#### **2.2.6. Dentin Hassasiyetinin Etiyolojisi**

Dentin hassasiyetinin etiyolojisinde değişik faktörler rol almakla birlikte esas iki neden; mine tabakasının kaybı veya diş eti çekilmesi ile olan dentinin ekspoz olmasıdır. Ancak bazen dentin ağız ortamına açılmış olmasa bile dentin tübülleri yüzeye

kadar uzanmış ve açık olabilirler (Absi ve ark., 1987). Dentin dokusunun açığa çıkmış olduğu bütün insanlarda hassasiyet oluşacağını düşünmek de yanlış olabilir. Çünkü dentin hassasiyetinde açığa çıkmış dentin alanının yüzeyi, kalan dentin tabakasının kalınlığı, kök ve koronal dentinin durumu, dentinden geçecek olan ajanın molekül büyüklüğü, periferde dentin oluşumu ve pulpaya yakın yerlerde tamir dentininin oluşumu önemli rol oynar (Kadiroğlu ve Dağ, 2004).

Daha önce de belirtildiği gibi dentinin ağız ortamına açılması mine dokusunun kaybı veya kök yüzeyinin açığa çıkması ile oluşur. Mine dokusunun kaybına neden olan durumlar şu şekildedir (Dowell ve Addy, 1983; Walters, 2005; Attar ve Korkmaz, 2006):

- I) Atrizyon
- II) Abrazyon
- III) Erozyon
- IV) Abfraksiyon
- V) Çürük
- VI) Travma

Dentin hassasiyetine neden olan diğer önemli etken olan diş eti çekilmesine neden olan durumlar şu şekildedir (Dowell ve Addy, 1983; Walters, 2005; Attar ve Korkmaz, 2006):

- I) Hatalı diş fırçalama uygulamalarına bağlı mekanik travmalar
- II) Akut nekrotizan ülseratif gingivitis gibi spesifik diş eti hastalıkları
- III) Yaş
- IV) Dişin dental ark üzerindeki malpozisyonu

### **2.2.7. Dentin Hassasiyetinin Görülme Sıklığı**

Dentin hassasiyetinin günümüzdeki gerçek prevalansı hakkındaki çalışmalar kısıtlıdır. Gelişmiş ülkelerde dentin hassasiyeti artan bir problem haline gelmiştir. İnsanlar kişisel oral hijyen bakımlarına özen göstererek dişlerini ağızlarında uzun süre tutabilmektedir ve bu yüzden dentin hassasiyetiyle karşılaşma riskleri de artmaktadır (Bartold, 2006).

Dentin aşırı hassasiyetinin prevalansının, çalışılan popülasyona ve kullanılan metodolojiye bağlı olarak % 3-57 oranında değiştiği bildirilmektedir (Dababneh ve ark., 1999; Addy, 2000). Bununla beraber dikkatli bir muayenede elde edilen oran yaklaşık

% 15'dir (Rees, 2000). Periodontal hastalarda bu oran % 72–98 oranındadır. Genelde 20–50 yaşlarında görülse de erken ergenlikten 70'li yaşlara kadar dağılım gösterebilir. En fazla 30-40 yaşlarında görülmektedir (Dababneh ve ark., 1999). Benzer şekilde Yapılan çalışmalarda yaşlı bireylerde diş eti çekilmesinin daha fazla olduğunun belirlenmesine rağmen hassasiyet semptomlarının 30-39 yaşları arasındaki grupta daha çok görüldüğü bildirilmiştir. Bu durumun, pulpa ve dentinde oluşan yaşa bağlı değişikliklere bağlı olarak dentin sklerozu, sekonder dentin yapımının azalması ve pulpa fibrozisi gibi gelişimlerden kaynaklandığı bildirilmiştir (Flynn ve ark., 1985). Artan yaşla birlikte dentin tübülleri daha dar hale gelebilir ve büyük hidroksiapatit kristallerinin çökmesiyle tıkanabilirler. Dentindeki bu değişimler, dentin geçirgenliği ve sıvı iletkenliğinde de azalma sonucunda dentin hassasiyetini azaltabilir (Giannini ve ark., 2003).

Kaninler, I. premolarlar, anteriorlar, II. premolarlar sırasıyla en çok etkilenen dişlerdir. En az etkilenen dişler molarlardır. Dişlerin daha çok bukkal servikal bölgeleri etkilenir. Ancak dentin aşırı hassasiyeti herhangi bir dişte herhangi bir yüzde de görülebilir (Addy, 2000).

Dentin aşırı hassasiyet prevalansının gelecekte, ağız bakımına verilen önemin artmasına ve asidik yiyeceklerin alımındaki artışa bağlı olarak özellikle genç yaş gruplarında daha yaygın düzeyde olacağı düşünülmektedir (Rees, 2000).

### **2.2.8. Dentin Hassasiyetinin Ayrıcı Tanısında Düşünülmesi Gerekenler**

(Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity, 2003)

- Abseli veya vital olmayan dişler
- Abrazyon, erozyon, abfraksiyon lezyonları
- Restorasyon sonrası hassasiyet
- Akut hiperfonksiyonlu dişler
- Çürük dişler
- Kırık dişler
- Kırık restorasyonlar
- İnsizal kenarlarda meydana gelen aşınarak incelme (Chipped teeth)
- Diş eti inflamasyonu
- Diş eti çekilmesi
- Palatogingival oluk

- Marjinal sızıntı
- Beyazlatma sonrası oluşan hassasiyet
- Diyete bağlı hassasiyet
- Kullanılan ilaçlara bağlı oluşan hassasiyet
- Genetik olarak dentin-mine bileşiminde dentinin üzerinin % 10 oranında sementle örtülü olmaması.

## **2.3. DENTİN HASSASİYETİNİN TEDAVİSİ**

### **2.3.1. Dentin Hassasiyetinde Tedavi Yöntemleri**

Dentin hassasiyetinin genel olarak tedavisi, hidrodinamik teoride de belirtildiği gibi dentin tübülleri içerisindeki sıvının hızlı hareketinin intradental duysal sinirlerin aktivasyonuna neden olması ile ortaya çıktığı için, sıvı hareketini kısıtlamak üzere dentin tübüllerinin çaplarını daraltmak, dentin tübüllerinin ağızlarını tıkamak ve dolayısıyla dentin geçirgenliğini azaltmak üzerine olmalıdır. Bir diğer tedavi alternatifi ise hidrodinamik mekanizma ile oluşan uyarının sinir uçları tarafından algılanmasını engellemek ve dolayısıyla ağrının oluşumuna sinirsel uyarı aşamasında engel olmaktır (Orchardson ve Gilliam, 2006).

Dentin hassasiyetinde kullanılan tedavi yöntemleri temel olarak 3 farklı amaca yöneliktir. Bunlar:

1. Sinir iletimini bloke etmek
2. Dentin hassasiyetinin hidrodinamik mekanizmayla değil de pulpadaki inflamasyon kaynaklı olduğunu düşündüğümüzde ise mevcut inflamasyona engel olmak
3. Dentin tübüllerinin kaplanması veya tıkanması

Dentin hassasiyetinin tedavisinde çok sayıda kimyasal ajan mevcuttur (Tablo 2.3). Çoğunun hassasiyet giderme etkinlikleri farklıdır ama genelde etkinliği diğerlerinden bariz farklı olan ürün mevcut değildir. Değişik tedavi ajanlarının etkinliklerinin karşılaştırılmasını sınırlayan faktör, tedavide kullanılan değişik ajanların dentine uygulandıktan sonraki davranışlarını araştırmak için kullanılacak tek bir tekniğin olmamasıdır. Her bir ajanın davranışını inceleyen farklı farklı teknikler kullanılmaktadır. Bu da araştırma sonuçlarının birbirleriyle karşılaştırılmalarını pek mümkün kılmamaktadır (Bartold, 2006; Orchardson ve Gilliam, 2006).

**Tablo 2.3.** Dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılan tedavi yöntemleri (Bartold,2006)

|   |
|---|
| <b>1) Sinir İletiminin Bloke Edilmesi</b><br>Potasyum nitrat  |
| <b>2) Anti-inflamatuar Ajanlar</b><br>Kortikosteroidler   |
| <b>3) Dentin Tübüllerinin Kaplanması Veya Tıkanması</b><br><b>A) Dentin Tübüllerinin Tıkanması</b><br><br>a) İyonlar/Tuzlar: <ul style="list-style-type: none"><li>▪ Kalsiyum Bileşikleri<ul style="list-style-type: none"><li>— Kalsiyum hidroksit</li><li>— Kalsiyum fosfat</li></ul></li><li>▪ Oksalat Bileşikleri<ul style="list-style-type: none"><li>— Potasyum oksalat</li><li>— Ferrik oksalat</li></ul></li><li>▪ Florid Bileşikleri<ul style="list-style-type: none"><li>— Sodyum florid</li><li>— Kalay florid</li><li>— Sodyum Monoflorofosfat</li></ul></li></ul><br>b) Strosiyum Klorit<br>c) Ferroz Oksit<br>d) Protein Çökelticiler <ul style="list-style-type: none"><li>• Gluteraldehit</li><li>• Formaldehit</li><li>• Gümüş nitrat</li><li>• Çinko klorit</li><li>• Fenol</li><li>• Formalin</li></ul><br>e) Kazein Fosfopeptidler<br>f) Parlatmak (Burnishing)<br>g) Florid İyontoforezi |
| <b>B) Dentin Örtücüler</b><br><br>a) Cam iyonomer simanlar<br>b) Kompozitler<br>c) Rezinler<br>d) Vernikler<br>e) Örtücüler<br>f) Metil metakrilat  |
| <b>C) Periodontal yumuşak doku greftleri</b>  |
| <b>D) Dişin kronla veya direkt restorasyonla örtülmesi</b>  |
| <b>E) Lazerler</b>  |

Günümüzde kullanılan tedavi yöntemlerinin dezavantajı etkinliklerini sınırlı bir zaman koruyabilmeleri ve etkinliklerinin devamı için tekrar tekrar uygulanmaları gerekliliğidir. İdeal bir tedavi ajanında olması gerekenler aşağıda belirtilmiştir (Trowbridge ve Silver, 1990):

- 1-Bir ajan uygulama sırasında ve sonrasında pulpayı irrite etmemelidir.
- 2-Hızlı olarak uygulanabilmeli ve uygulaması kolay olmalıdır.
- 3-Hassasiyet giderici etkisini en kısa sürede göstermeli ve bu etki çok uzun süreler boyunca devam etmelidir.
- 4-Ajan uygulaması hastalar tarafından iyi tolere edilmelidir ve ağrıya neden olmamalıdır.
- 5-Uygulanan dişte herhangi bir boyamaya neden olmamalıdır.
- 6-Göreceli olarak ucuz olmalıdır.

### **2.3.2. Dentin Hassasiyeti Tedavisinde Kullanılan Tedavi Ajanları**

#### **2.3.2.1. Sinir İletimini Bloke Eden Ajanlar**

##### **Potasyum Nitrat**

Potasyum iyonlarının hassasiyet giderme mekanizmasının dental sinirlerin aktivasyonunu inhibe etmesi şeklinde olduğu bildirilmiştir. Yüksek miktarlarda uygulanan potasyum iyonlarının ekstraselüler potasyum konsantrasyonunu artırdığı ve böylece sinir membranlarını depolarize ederek sinirlerin ilk başta uyarılmasını ve sonrasındaki aksiyon potansiyeli yayılımını bloke ederek bir ileti engeli oluşturduğu bildirilmiştir. (Peacock ve Orchardson, 1995).

Potasyum nitratın 4 haftaya kadar dentin hassasiyetini azalttığını gösteren eski yıllara ait çalışmalar mevcuttur. Potasyum nitratın dentin hassasiyetini gidermedeki etkinliği hakkındaki bazı klinik çalışmaların olumlu sonuçlar bildirmesine rağmen, negatif sonuçların ortaya çıktığı çalışmalar da vardır. (Bartold, 2006).

#### **2.3.2.2. Anti-inflamatuar Ajanlar**

##### **Kortikosteroidler**

Anti-inflamatuar ajan olarak kortikosteroidlerin dentin hassasiyetinde kullanımı önerilmektedir. Bununla birlikte bazı klinik denemelerde ise dentin hassasiyeti tedavisinde kortikosteroidlerin klinik olarak kullanışlı olmadığı bildirilmiştir. Kortikosteroidlerin mineralizasyona neden olarak tübül okluzyonu

sağladıkları varsayılmaktadır ama henüz bilimsel olarak onaylanmamıştır (Bartold, 2006).

### **2.3.2.3. Dentin Tübüllerini Tıkayıcı Ajanlar**

#### **2.3.2.3.1. İyonlar/Tuzlar**

##### **Kalsiyum Bileşikleri**

**Kalsiyum hidroksit (Ca(OH)<sub>2</sub>)** dentin hassasiyeti tedavisinde çok uzun yıllar boyunca popüler bir ajan olarak kullanılmıştır. Etkisini kalsiyum iyonlarının gevşek protein radikallerini bağlayarak dentin tübüllerini tıkama mekanizmasıyla gerçekleştirmektedir (Bartold, 2006). Brännström, SEM’de kalsiyum hidroksit uygulanmış dentinin ancak 0,1 mm derinliğine kadar dentin tübüllerinde bir daralma görüldüğünü bildirmiştir (Brännström ve ark., 1976). Bununla birlikte kalsiyum hidroksitin gingival dokularda irritasyona neden olması dezavantajdır (Bartold, 2006).

**Kalsiyum fosfat** dentin tübüllerini kısa sürede hemen tıkama özelliğine sahip ajanlardır. Dentin ekspozu sonrası 1-2 hafta içerisinde tükürük ve dentin sıvısı içerisindeki mineraller dentin tübülleri ağzına çökme işlemi ile doğal bir yolla dentin tübüllerini tıkarlar ve hassasiyete engel olurlar. Kalsiyum fosfatın hassasiyeti giderme mekanizması da aynen bu şekilde doğal kalsifikasyona benzer şekildedir (Suge ve ark., 1995).

##### **Okzalal Bileşikleri**

**Potasyum okzalatin (K<sub>2</sub>C<sub>2</sub>O<sub>4</sub>.H<sub>2</sub>O)** dentin hassasiyet giderici ajan olarak kullanılmasının nedeni okzalal bileşiklerinin dentin sıvısı içerisindeki kalsiyum iyonlarıyla reaksiyona girerek çok yüksek miktarda çözünmezlik özelliğine sahip kalsiyum okzalal çöktürmeleri oluşturmalarıdır. Potasyum okzalal solüsyonu içerisindeki serbest potasyum iyonları pulpa sinirlerini doğrudan etkileyerek ilave bir hassasiyet giderme etkisi ortaya çıkarmaktadır (Markowitz ve ark., 1991).

Dentini kaplayan doğal smear tabakasının üzerine okzalal bileşiklerinin uygulanmasıyla smear tabakasının yerine aside dirençli yeni bir okzalal kristali tabakasının oluştuğu bildirilmiştir. Bu yeni tabaka da orijinal smear tabakasının fonksiyonunu yerine getirir (Pashley ve Galloway, 1985).

Ferrik ve potasyum okzalatin dentin tübüllerinin ağzını kapatma kabiliyetleri açısından değerlendirildiği çalışmada sonuçlar, **ferrik okzalatin (Fe<sub>2</sub>(C<sub>2</sub>O<sub>4</sub>)<sub>3</sub>.5H<sub>2</sub>O)** kristale benzer yapılar yaratarak neredeyse tüm tübüllerin ağzını tıkadığını ve potasyum

okzalata göre daha yüksek bir oranda dentin tübüllerini tıkama yeteneğine sahip olduğu gösterilmiştir (Ling ve ark., 1997).

Jain ve ark.(1997) in vitro olarak % 6'lık ferrik okzalat, potasyum okzalat, HEMA ile birleştirilmiş glutraldehit ve rezinlerin dentin tübüllerini tıkayabilme kabiliyetlerini incelemiştir. Sonuçlar % 6'lık ferrik okzalatın tükürük ve diş fırçalaması simülasyonu karşısında, en yüksek direnci gösteren ve en iyi tübül tıkaması sağlayan kimyasal ajan olduğunu göstermektedir. Ferrik okzalatın iyi tübül tıkama kabiliyetinin yanında klinik olarak iyi bir hassasiyet giderme etkisine sahip olduğu bildirilmiştir (Jain ve ark., 1997).

### **Florid Bileşikleri**

**Sodyum florid (NaF)** dentin sıvısını kalsiyum ve fosfat iyonlarına doyurarak kalsiyum florid çökeltisi oluşturarak dentin tübüllerini mekanik olarak tıkamaktadır veya tübüllerin içerisindeki floridin uyarı iletimini durdurmaktadır. Sonuç olarak dentin tübüllerinin çapını azaltmaktadır ve bu nedenle dentin hassasiyet giderici ajan olarak kullanılmaktadır (Tveit ve Halse, 1982).

**Kalsiyum florid** kristallerinin büyüklükleri 0,05 µm kadardır ve boyutları tek seferde dentin tübüllerini tıkamaya yeterli olmadıkları için birkaç defa uygulanmaları gerekmektedir. NaF uygulamasından sonra florid hızlıca çözülerek kaybolmaktadır (Trowbridge ve Silver, 1990).

**Kalay florid (SnF<sub>2</sub>)** dentin yüzeylerine çökerek dentin tübüllerinin ağızlarının tıkanmasına neden olur (Walters, 2005). Kalay floridin ya sulu solüsyon formu ya da karboksimetil selüloz ile birlikte gliserin jel içerisindeki formu kullanılmaktadır (Bartold, 2006).

Genellikle diş macunlarının içeriğinde mevcut olan florid bileşiklerinden **sodyum monoflorofosfat**, dentin hassasiyet giderici ajan olarak kullanılmaktadır. Sodyum monoflorofosfatın mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Sodyum monoflorofosfat uygulanmış dentin yüzeyini inceleyen çalışmalar, dentin yüzeyindeki değişikliği göstermekte başarısız olmuşlardır (Bartold, 2006).

### **2.3.2.3.2. Stronsiyum Klorid**

Genellikle diş macunlarının içeriğinde olan stronsiyum tuzlarından biridir. Stronsiyumun kalsifiye dokular tarafından kuvvetli bir şekilde absorbe edildiği bilinmektedir. Konsantre stronsiyum klorid (SrCl<sub>2</sub>) aşınmış dentin yüzeyine topikal



olarak uygulandığında, dentinde hemen hemen 20 µm'lik derinliklere ulaşabilen ve dentin tübüleri içerisine uzanan bir stronsiyum tortu tabakasının oluştuğu bildirilmiştir. Bu tortu tabakası, stronsiyumun dentindeki kalsiyum ile yer değiştirmesiyle dentinde tekrar kristalleşerek stronsiyum apatit kompleksinden meydana gelir (Trowbridge ve Silver, 1990; Kobler ve ark., 2008).

### **2.3.2.3.3. Protein Çökelticiler**

#### **Gluteraldehit ve Formaldehit**

Gluteraldehit (C<sub>5</sub>H<sub>8</sub>O<sub>2</sub>) ve formaldehitin (CH<sub>2</sub>O) tükürük proteinlerini dentin tübüleri içerisine çökeltme kabiliyetlerinden dolayı dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılabileceği düşünülmektedir (Bartold, 2006). Protein çökeltici olarak gluteraldehitin dentin hassasiyeti semptomlarını azaltmada etkin olduğunu ancak formaldehitin dentin hassasiyeti tedavisinde çok az veya hiçbir etki gösteremediği bildirilmiştir (Addy ve Mostafa, 1988).

Gluteraldehit bileşiği dentin tübüllerinin içindeki sıvıda yer alan serum albumini ile reaksiyona girerek pıhtılaşma oluşturur ve dentin hassasiyetinin hidrodinamik mekanizmasını yok eder. Tübul tıkaçı oluşturan protein çökelticileri çok sıkı değildir, monomerler için geçirgenlik sağlar ve bu da üzerine uygulanacak rezin için dentin tübüllerinin içerisine uzanıp bağlantı oluşturmasını sağlamaktadır (Kolker ark., 2002).

#### **Gümüş Nitrat**

Gümüş nitrat (AgNO<sub>3</sub>) tübüller içerisine proteinlerin çökmesine neden olarak hassasiyeti azalttığı düşünülmektedir. Gümüş nitratın tek başına ya da formalin ile kombinasyonunun, dentindeki sıvı akışını büyük ölçüde azalttıkları belirtilmiştir. Yüzeyleri boyayan gümüş nitratın pulpa ve diş etine zarar verdiği bildirilmiştir. Gümüş tuzları dentinden pulpaya geçerek minör pulpa inflamasyonuna neden olabilmektedirler. Bu nedenle günümüzde kullanımı sınırlandırılmıştır (Ölmez ve Erdemli, 2003).

### **2.3.2.4. Dentin Örtücüler**

#### **Rezinler**

Adeziv rezin primerlerin kullanımı ile dentin tübüleri ince bir rezin film tabaka ile tıkanmakta ve dentin geçirgenliği azaltılmaktadır (Trowbridge ve Silver, 1990; Ölmez ve Erdemli, 2003). İnce bir film tabaka oluşturan rezinlerle ilgili bir problem, atmosferdeki oksijenin bu film tabaka içine difüz olması ve serbest radikalın

polimerizasyon reaksiyonuna engel olmasıdır. Eğer dentin hassasiyeti tedavisinde rezin kullanılıyorsa oksijene duyarlı olmayan polimerizasyon başlatıcıları geliştirilmelidir. Bu nedenle primer ve adeziv komponentlerin bir arada bulunduğu, daha kalın bir rezin film tabakası meydana getiren primer sistemler geliştirilmiştir (Ölmez ve Erdemli, 2003). Servikal bölgelerde bu sistemler kullanılarak dentin hassasiyeti başarılı bir şekilde tedavi edilmektedir. Bu rezin ürünlerinin etkinliği dentin tübüllerinin çoğunda uzanan peritübüler dentin matriksinin duvarına, rezin uzantılarının bağlanmasının yetersiz olması nedeniyle sınırlı olmaktadır. Eğer asitle pürüzlendirme yapılırsa intertübüler dentin matriksini çevreleyen kollajen fibriller açığa çıkarak sıvı rezin demineralize matriks içerisine sızabilecek ve hibridize olabilecektir. Bununla birlikte asitle pürüzlendirme işlemi hassas olmayan tübülleri de ortama açabilmekte ve tedaviyi güçleştirebilmektedir (Ölmez ve Erdemli, 2003).

Gluma hassasiyet giderici ajan % 35 HEMA (hidroksietil metakrilat), % 5 gluteraldehit ve distile su içeren bir rezin primeridir. Dentine hızlı ve güçlü bir bağlantı sağlar. İçeriğindeki gluteraldehit, dentin sıvısı proteinlerini pıhtılaştırır ve anti bakteriyel özelliğiyle bakteriyel kolonizasyona engel olur. HEMA ise dentin tübülleri içerisine girerek rezin uzantıları oluşturur ve dentin tübüllerinin ağzlarını tıkar (Kolker ve ark., 2002).

2009 yılında yapılan bir klinik çalışmada 25 hastada toplam 75 dişe preparasyon sonrası kron simantasyonu öncesi Gluma ve potasyum nitrat olmak üzere iki farklı hassasiyet giderici ajan uygulanmıştır. Dişlerin hassasiyeti VAS ile preparasyon öncesi ve sonrası ölçülmüştür. Sonuç olarak her ikisi arasında hassasiyete etkinliği bakımından fark görülmemiştir (Jalalian ve ark., 2009).

### **2.3.3. Dentin Hassasiyeti Tedavisindeki Alternatif Yöntemler**

#### **2.3.3.1. Florid İyontoforezi**

İyontoforez, düşük amperli elektrik akımından yararlanılarak tedavi amaçlı kimyasal ajanlara ait iyonların doku içerisine girmelerini sağlar. Farmakologların hayali olarak adlandırılan bu yöntem sayesinde tedavi amaçlı kullanılan kimyasal ajanlar ile sadece hedef dokuya etki edilmekte ve böylece diğer organ veya dokulara olan yan etkisi elimine edilmektedir (McBride ve ark., 1991; Sahdeva ve ark., 2011).

Florid iyontoforezi ile dentin tübüllerinde florid iyon konsantrasyonu artırılmaktadır. Bu artmış konsantrasyon, kalsiyum floridin çökelerek odontoblastik

uzantıların parestezisini ve sekonder dentin oluşumunu sağlayarak, uyarıların hidrodinamik mekanizmayla ağrı oluşturmasını engeller (McBride ve ark., 1991). %2'lik NaF solüsyonu iyontoforez cihazı ile duyarlı dentin yüzeyine uygulanır. Diş yüzeyinde pozitif yük elde edilir ve negatif yüklü florür iyonu dentin tübülünde derine doğru hareket eder. Bu uygulama 4 dk süreyle yapılır. Hastaya yaklaşık 20 dk bir şey yenilip içilmemesi söylenir. Hastanın şikâyetine göre seanslar 2-3 kez tekrarlanabilir (Attar ve Korkmaz, 2006).

Bu konuda yapılan en eski çalışmalar Gangarosa ve Park tarafından 1978'de yapılmıştır ve yapılan çalışmada, iyontoforez ile florid uygulanan dişlerde hassasiyetin hemen azaldığını gözlemiştir (Sahdeva ve ark., 2011).

Gangarosa ve ark. yapmış olduğu başka bir çalışmada, iyontoforezde verilen direk akımın 1 mA ve minimum % 2 NaF ile birlikte olmasının pulpanın güvenliği açısından uygun olduğunu önermiştir (Sahdeva ve ark., 2011).

### **2.3.3.2. Lazerler**

'Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi' anlamına gelen lazer Mainman tarafından 1960'larda yakut lazerin geliştirilmesinden bu yana, tıp ve cerrahi alanında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. İlk lazer aygıtı, kromium oksit ile kaplı alüminyum oksitten yapılmış sentetik bir 'yakut barı' kullanılarak yapılmıştır. Diş hekimliği alanında ilk lazer uygulaması ise 1964 yılında Stern ve Sognaes, Goldman ve ark. tarafından diş sert dokularında yakut lazer ile olmuştur (Yiğit ve Gürsel, 2007).

Dentin hassasiyetini azaltmak amacıyla dentin tübüllerinin ağzını kapatmak için mevcut olan çeşitli ajanlar ve yöntemlerin çoğu ya etkisiz ya da kısa ömürlüdür. Son zamanlarda lazerler bu tedavilerin başarısını ve süresini arttırmak amacıyla geliştirilmeye başlanmıştır (Absi ve ark., 1987; Ölmez ve Erdemli, 2003).

Lazer, farklı frekanslardaki ışıkları görünen, infrared ve ultraviyole bölgelerdeki kromatik radyasyona dönüştüren bir aygıttır ve bununla beraber bütün dalgalar yakın bir mesafede yoğunlaştığı zaman büyük oranda ısı ve gücü mobilize etme özelliği vardır. Hassasiyet tedavisinde kullanılan lazerler iki ana grupta toplanabilir (Kadiroğlu ve Dağ, 2004; Attar ve Korkmaz, 2006):

1. Düşük güçteki helyum-neon (He-Ne) ve Galyum Alüminyum Arsenid (GaAlAs) (diyot) lazerler,
2. Orta güçteki Nd:YAG, Er:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerler.

Lazerle tedavide hassasiyette azalmaya neden olan mekanizmanın büyük bölümü tam olarak bilinmemektedir, ancak her lazer için mekanizmanın farklı olduğu düşünülmektedir (Attar ve Korkmaz, 2006).

### **CO<sub>2</sub> Lazer**

Dalga boyu 10600 nm'dir. Dalga tipi olarak atımlı ve devamlı dalganın her ikisi de kullanılır. Su tarafından absorbe edilir. Güçlü hemostatik ve bakterisidal etkisinden dolayı genelde yumuşak doku cerrahisinde kullanılır. CO<sub>2</sub> lazer sert dokunun mineral komponentleri özellikle fosfat iyonları tarafından absorbe edilir. CO<sub>2</sub> lazerin dokulardaki absorpsiyon, yansıma ve transmisyon oranları Tablo 2.4'deki gibidir. İnorganik komponentlerde ısı akümülayonu yapar ve organik komponentlerde karbonizasyon oluşturur (Yiğit ve Gürsel, 2007).

CO<sub>2</sub> lazerin bakterisidal etkisi, ayrıca diş hekimliğinde endodontik girişimlerde kullanımını artırmıştır. CO<sub>2</sub> lazerin dentin tübüllerini daraltarak geçirgenliğinin azaltması dentin hassasiyeti tedavisinde de kullanımını sağlar. CO<sub>2</sub> lazerin orta seviyeli güçlerde kullanımıyla tübüllerin tıkanması ve permeabilitenin azalması sağlanır (Attar ve Korkmaz, 2006; Matsui ve ark., 2008).

**Tablo 2.4.** Lazer tiplerine göre dokulardaki absorpsiyon, yansıma ve transmisyon oranları

| <b>Lazer Tipi</b>           | <b>Doku Tipi</b> | <b>Absorpsiyon Oranı %</b> | <b>Yansıma Oranı %</b> | <b>Transmisyon Oranı %</b> |
|-----------------------------|------------------|----------------------------|------------------------|----------------------------|
| <b>CO<sub>2</sub> Lazer</b> | Mine             | 96                         | 2                      | 2                          |
|                             | Dentin           | 95                         | 2                      | 3                          |
|                             | Çürük            | 95                         | 2                      | 3                          |
|                             | Yumuşak doku/kan | 98                         | 1                      | 1                          |
| <b>Er:YAG Lazer</b>         | Mine             | 95                         | 4                      | 1                          |
|                             | Dentin           | 96                         | 3                      | 2                          |
|                             | Çürük            | 98                         | 1                      | 2                          |
|                             | Yumuşak doku/kan | 95                         | 3                      | 3                          |
| <b>Nd:YAG Lazer</b>         | Mine             | 5                          | 15                     | 85                         |
|                             | Dentin           | 30                         | 10                     | 50                         |
|                             | Çürük            | 35                         | 3                      | 2                          |
|                             | Yumuşak doku/kan | 60                         | 20                     | 20                         |

Bu lazerin dentin hassasiyetinde kullanımı ilk kez 1996 yılında rapor edilmiştir. Enerji gücü olarak 0,5 ve 1 W ve sürekli dalga boyu kullanılmıştır. Işınlama süresi 0,5-5 sn arasındadır ve 5-10 kez tekrarlanmıştır. Tedavi etkinliği % 59,8 ile 100 arasında değişmektedir. CO<sub>2</sub> lazerin dentin hassasiyetindeki etkisi dentinal tübülleri daraltması veya tıkaması yoluyla olur. CO<sub>2</sub> lazerin sinir analjezisi yaptığı rapor edilmemiştir. Bu lazer aynı zamanda dentinal kuruluğa neden olarak hipersensitivitede geçici bir rahatlama sağlar. CO<sub>2</sub> ile elde edilen kapanma derinliği 2-8 µm ölçülmüştür (Kimura ve ark., 2000; Kadiroğlu ve Dağ, 2004; Matsui ve ark., 2008).

#### **Nd:YAG (neomidyum:yttriumaliminum-garnet) Lazer**

Dalga boyu 1064 nm'dir. Nd:YAG lazerin ilk uygulaması Matsumoto tarafından 1985 yılında rapor edilmiştir (Kimura ve ark., 2000). Diğer lazerlere göre suda daha az absorbe olur. Enerji biyolojik dokularda saçılır ve penetre olur. Fototermal etkisi yumuşak doku cerrahisinde kullanışlı olmasını sağlar. Kalın bir koagülasyon tabakası ve güçlü bir hemostazis oluşur. Nd:YAG lazerin dokulardaki absorpsiyon, yansıma ve transmisyon oranları Tablo 2.4'deki gibidir. Nd:YAG lazer kullanılacağı zaman absorpsiyonu artırmak için siyah mürekkebin veya kurşun grafitin kullanılması önerilir, böylece dentine yayılıp pulpaya etkisi önlenmiş olur (Kimura ve ark., 2000; Kumar ve Mehta, 2005; Yiğit ve Gürsel, 2007).

Nd:YAG lazer dentini eriterek tübülleri tıkar. 1064 nm'deki Nd:YAG lazer enerjisi dentine iletilir, termal olarak etki gösterir ve pulpal analjezi oluşturur (Kumar ve Mehta, 2005; Kimura ve ark., 2000). Lazerin sodyum pompası mekanizmasına karıştığı, hücre membran permeabilitesini değiştirdiği ve/veya duyu aksonları sonlanmalarını geçici olarak değiştirdiği öne sürülmektedir (Lier ve ark., 2002). Bu zamana kadar yapılan çalışmalarda kullanılan enerji gücü 0,3 ile 10 W arasında değişmektedir; fakat genellikle 1 ile 2 W arası kullanılmaktadır. Tedavi etkinliği % 5,2 ile 100 arasındadır (Kimura ve ark., 2000).

Yapılan bir çalışmada Nd:YAG lazerin hava stimülasyonunda %58, mekanik stimülasyonda ise % 61 oranında dentin hassasiyetini azalttığı tespit edilmiştir. Diğer bir çalışmada pulpa hasarı olmadan 4 aylık bir değerlendirmede bu oranlar sırasıyla % 65 ile % 72 bulunmuştur (Kadiroğlu ve Dağ, 2004).

Nd:YAG lazer dentin yüzeyinde erime veya kaynaştırma oluşturarak hidroksiapatit grenlerinde büyümeye ve rekristalizasyona neden olur. Bunun sonucunda

da dentin geçirgenliğinde azalma meydana gelir. Bununla birlikte, Nd:YAG lazer çok düşük ayarlarda kullanıldığında terapötik etkiye sahiptir, daha yüksek ayarlarda dentin yüzeyinde meydana gelen küçük kırık ve çatlak alanlar (crack formasyonu) dentin yapısını zayıflatır ve geçirgenliğinde azalmaya neden olur (Lee ve ark., 2002; Matsui ve ark., 2008). Guthknecht ve ark.'nın 1997'de yapmış olduğu klinik çalışmada, Nd:YAG lazer için dentin hassasiyeti tedavisinde uygulanacak ve dentin yapısına zarar vermeyecek en uygun ışınlama parametresini bulmaya çalışmıştır. Sonuç olarak en iyi uygulamanın 1 W, 15 Hz, 60 sn'lik uygulama olduğuna karar vermiştir (Guthknecht ve ark., 1997; Birang ve ark., 2007; Yazıcı ve ark., 2010).

### **Er:YAG (erbium:yttrium–aluminum–garnet) Lazer**

Dalga boyu 2940 nm'dir. İlk olarak 1974 yılında Zharikov tarafından bulunmuştur. Suda en iyi absorbe olan lazerdir. FDA (Food and Drug Administration), 1997 yılında sert doku tedavilerinde kullanımını kabul etmiştir. Sert doku işlemlerinde kullanılırken bir miktar ısı oluşabilir, ancak su ile soğutma kullanılıncaya bu problem ortadan kalkmıştır. Er:YAG lazerin su irrigasyonu sement ve dentin yüzeyinde 5-15 mikron genişliğe ulaşabilir (Academy Report, 2002).

Er:YAG lazer doku yüzeyinde ablasyon meydana getirir ve oluşturduğu ablasyon mekanizması şu şekildedir: Er:YAG lazer enerjisi su molekülleri ve hidroz organik komponentler tarafından absorbe edilir, ısı etkisinden dolayı bu komponentlerde buharlaşmaya neden olur. Buna fototermal buharlaşma denir (Watanabe ve ark., 1996), ancak sert doku prosedürlerinde, su buharı oluşumu doku içinde internal basıncı artırır ve mikro-eksplozyon denilen patlayıcı genleşme ile sonuçlanır. Bu dinamik etkiler mekanik doku kollapsına neden olur ve termomekanik ya da fotomekanik ablasyon ile sonuçlanır. Bu fenomene su aracılığı ile patlayıcı ablasyon da denir (Aoki ve ark., 2004).

Er:YAG lazerin dentinal sıvının superfisial tabakalarındaki buharlaşma ile sıvı hareketlerinde azalma yapması sonucu dentin hassasiyeti tedavisinde kullanılabilirliği düşünülmektedir. Guthknecht ve ark. (1997), yapmış olduğu çoğu çalışmada 3 Hz, 100 mJ'de 60 s/cm<sup>2</sup> Er:YAG lazer ışınlamasının dentin hassasiyeti için yeterli olduğunu savunmuştur (Birang ve ark., 2007; Yazıcı ve ark. 2010). Birang ve ark.'nın (2007) yapmış oldukları çalışmada Nd:YAG ve Er:YAG lazerin dentin hassasiyeti üzerine etkilerini karşılaştırmıştır. Sonuç olarak Nd:YAG lazerin Er:YAG lazere göre VAS

ölçümlerine bakıldığında dentin hassasiyeti üzerine daha etkili olduğunu ve her iki lazerin de kabuledilebilir ölçüde tedavi etkisinin 6 aya kadar sürdüğünü göstermişlerdir (Birang ve ark., 2007).

Buna ilaveten bakterilerin dentin hassasiyetinde önemli bir rol oynadığı görülmektedir. Sinir liflerinin ağrı eşiği enflamasyon mediatörlerinin varlığında azalmaktadır. Er:YAG lazerin yüksek bakterisidal potansiyeli olduğu önceki çalışmalarda gösterilmiştir. Er:YAG lazerle ön uygulamanın rezin adeziv penetrasyonu için daha iyi olabileceğini belirten çalışmalar da mevcuttur (Schwarz ve ark., 2002).

#### **Galyum Alüminyum Arsenid (GaAlAs) (Diyot) Lazer**

Dalga boyu 800-980 nm'dir. Sert, yarı iletken lazerdir. Fleksible fiberoptik sistem ile kontakt modda kullanılır. Yüksek oranda hemoglobin ve diğer pigmentler tarafından absorbe edilir. Yumuşak doku cerrahisinde kullanımı tercih edilir (Yiğit ve Gürsel, 2007). Dentin hassasiyetinde bu lazerin üç dalga boyu kullanılmıştır (780, 830 ve 900 nm). Dentin hassasiyetinin tedavisinde ilk kez **780 nm** dalga boyu 1985 yılında K. Matsumoto tarafından kullanılmıştır. Enerji gücü 30 mW, ışınlama süresi 0,5-3 dk, tedavi etkinliği % 85 - % 100 arasındadır. K. Matsumoto tarafından ilk kez 1990 yılında **830 nm** dalga boyu kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda, enerji gücü 20-60 mW arasında, ışınlama süresi 0,5-3 dk. olan 830 nm dalga boyunda uygulamanın tedavi etkinliği % 30 - % 100 ve **900 nm** dalga boyunda tedavi etkinliği ise % 73,3 - % 100 arasında bulunmuştur (Kimura ve ark., 2000).

GaAlAs lazerin maksimum gücü (60 mW) mine veya dentin yüzeyini morfolojik olarak etkilememekte fakat 830 nm dalga boyunda az bir kısmının mine veya dentini geçerek pulpaya ulaştığı kaydedilmiştir (Kimura ve ark., 2000).

#### **Helyum-neon (He-Ne) Lazer**

Bu lazerin dentin hassasiyetinde kullanımı ilk kez 1985 yılında rapor edilmiştir. Tedavinin etkinlik oranı % 5,2 ile % 100 arasındadır. Mekanizma çoğunlukla bilinmemektedir. Fizyologlara göre ışınlamanın periferal A veya C fibrillerini etkilemediği fakat sağlıklı sinirde tek bir transkütanöz ışınlamayı takiben sinir aksiyon potansiyelinin % 33 yükselmesiyle sinirlerin elektrik aktivitesinde artış olduğu görülmüştür. Işınlamadan 8 ay sonra sinir aksiyon potansiyeli miktarındaki artış ile uzun süreli etki olduğu bulunmuştur (Kimura ve ark., 2000).

### **2.3.3.3.Lazer Tedavisinin Floridle Kombinasyonu**

Dentin hassasiyetini gidermek için yapılan alternatif uygulamalardan biri olan lazer ile NaF, kalay florid gibi kimyasal ajanların kombine kullanımları çok sayıda çalışmada rapor edilmiştir. Bunlardan birinde, GaAlAs lazerin (830 nm dalga boyunda) flor ile kombine kullanımındaki tedavi etkinliğinin tek başına lazerin kullanılmasından % 20 daha fazla olduğu rapor edilmiştir (Kimura ve ark., 2000). Aynı lazerle % 38'lik diammin gümüş floridin ( $\text{Ag}(\text{NH}_3)_2\text{F}$ ) kombine kullanımı Wang ve ark. (2010) tarafından incelenmiş ve floridin lazerle kombine kullanımının sinerjik etkiye sahip olduğu gösterilmiştir.

Cakar ve ark.(2008) tarafından Er:YAG ve  $\text{CO}_2$  lazerin NaF jeli ile kombine kullanımının dentin tübüllerine etkisini SEM ile incelenmiş ve kombine kullanımın tek başına lazer veya NaF uygulamasına göre dentin tübüllerinde daha fazla tıkanmaya neden olduğu görülmüştür.

Kumar ve Mehta (2005), Nd:YAG lazeri % 5 NaF içerikli ajanla kombine olarak dentin hassasiyeti açısından klinik olarak, lazer ve ajanın tek başına kullanımlarına göre karşılaştırarak değerlendirmişler ve aynı zamanda SEM'de dentin tübüllerine etkisini incelemişlerdir. Sonuç olarak diğer lazer tiplerinde de olduğu gibi NaF veya lazerin tek başına kullanımlarına göre etkilerini klinik olarak artırdığını ve SEM görüntülerinin de bunu destekler şekilde olduğunu göstermişlerdir.

Yapılan çalışmalar genelde bu iki farklı uygulamanın birlikte kullanılmasının tek başına uygulamalarına göre dentin tübüllerinde daha iyi tıkanmaya, hassasiyet giderici olarak daha uzun süre ve daha iyi sonuçla etki ettiğini göstermektedir (Bakry ve ark., 2011).

## **2.4.BAĞLANTI (ADEZYON)**

### **2.4.1.Bağlantının Tanımı**

Farklı moleküller arasındaki çekim kuvvetine adezyon denir. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent adı verilir. Adezyonun oluşabilmesi için adeziv ve aderent arasında tam bir temas olması gerekir (Dayangaç, 2000).

Adezyon fiziksel, kimyasal ve mekanik olmak üzere üç türde meydana gelir. Fiziksel adezyon, Van der Walls kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu



farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanma türüdür. Kimyasal adezyon, farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan sınırlı ve yine zayıf bir bağlanmadır. Mekanik adezyon ise girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenmedir. Bu kilitlenmede geometrik ve reolojik etkenler söz konusudur. Yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik porözitenin neden olduğu mekanik bağlanma geometrik etkenlere, materyalin akışkanlık özelliğinden dolayı bir çıkıntı etrafına akması ve büzülerek tutunması ise reolojik etkenlere örnektir (Dayangaç, 2000).

Diş hekimliğinde adezyon, öncelikle mekanik bir kilitlenme ile gerçekleşir. Bu kilitlenmede kimyasal adezyon olsa bile kimyasal adezyonun sonuç bağlanmaya katkısı sınırlıdır. İyi bir adezyon için adezyon türüne bakılmaksızın sağlanması gereken bazı koşullar vardır. Bunlar; yüzeylerin temizliği, ıslanabilirlik, temas açısı ve kritik yüzey gerilim değeri gibi faktörlerdir (Dayangaç, 2000).

#### **2.4.2.Dentin Dokusuna Bağlantı**

Dentinin kompleks histolojik yapısı ve kimyasal içeriğinin farklı olmasından dolayı dentine bağlanmada karşılaşılan zorluk, araştırmacıların çalışmalarına uzun süredir konu olmaktadır.

Dentine bağlanma, dentinin derinliğine bağlı olarak değişir. Yüzeyel dentinle, derin dentinin nemliliği çok farklıdır. Derin dentinde tübül sayısı  $\text{mm}^2$ 'de 45.000 iken, yüzeyel dentinde ise 25.000 dir. Derin dentinde yüzeyel dentinden daha geniş tübüller vardır. Dolayısıyla derin dentin yüzeyel dentinden daha nemli bir yapıya sahiptir. Ortalama mineral içeriği dentinin derinliğiyle değişmemesine rağmen, kollajenden zengin intertübüller dentinin miktarı, dentin derinliği arttıkça azalmakta, hipermineralize peritübüler dentin miktarı ise artmaktadır. Dentin hacmi başına düşen kollajen miktarı da yüzeyel dentinden, derin dentine doğru azalır (Öztürk ve Aykent, 2001). Tübüller içindeki sıvı, pulpadan belirli bir basınçla dışarıya doğru sürekli bir akış halindedir. Bu durum, dentin kurutulsa bile daha sonra tekrar nemli hale gelmesinin sebebidir (Burrow ve ark., 1994).

Diş kesimi sırasında frez ya da benzeri kesici el aletleri ile yapılan kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda dentin yüzeyi kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri, ve denatüre kollajenden oluşan smear tabakası ile kaplanır. Smear tabakasının yapısı, kullanılan aletlerin tipine göre değişir ve altındaki dentin dokusunun

yapısını yansıtır. Dentin ve pulpa dokusunu irritasyonlara karşı koruyan bu tabaka yaklaşık 1-5 µm kalınlıkta olup, gözenekli ve amorf görüntüdedir. Tübüller içerisindeki sıvı hareketlerini ve dentin geçirgenliğini önemli ölçüde azaltan bu tabaka, difüzyon bariyeri olarak rol oynar ve kolaylıkla uzaklaştırılmaz (De Munck ve ark., 2005).

Dentin dokusunun kritik yüzey gerilim değeri 44,8 dynes/cm'dir. Bu değer yeterli olmadığı için dentin dokusunun ıslatılabilmesi oldukça güçtür. Bu nedenle ıslanabilirliğinin artırılması için yüzey koşullarının değiştirilmesi gerekmektedir (Dayangaç, 2000).

Buonocore 1955 yılında asitle pürüzlendirme işlemini gerçekleştirerek restoratif diş hekimliğine adezyon açısından yeni bir boyut kazandırmıştır. Fusayama ve arkadaşları ise ilk olarak 1979 yılında % 37'lik fosforik asidin smear tabakasının uzaklaştırılmasında etkili olduğunu belirtmişlerdir (Dayangaç, 2000). Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesi, dentin yüzeyinde asit ile smear tabakasının uzaklaştırılması ve yüzeyde kimyasal değişimlerle demineralizasyon oluşturulmasıdır. Bu işlem için farklı adeziv sistemlerde farklı konsantrasyonlarda farklı asitler kullanılabilir. Asit uygulanmasından sonra smear tabakası uzaklaşır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinde 3-7 µm'lik demineralizasyon oluşur, dentin tübüllerinin ağzı genişler ve dentindeki kollajen fibriller ortaya çıkarak monomerlerin tübüllerin içine infiltrasyonu kolaylaşır. Yapılan bir çalışmada, dentin yüzeyi 5 sn süre ile asitlendiğinde oluşan demineralizasyon derinliğinin 0,9 – 1,3 µm iken, 15 sn süre asitlendiğinde 1,5-2 µm olduğu bulunmuştur (Perdiago ve Lopes, 2001). Dentin yüzeyindeki demineralizasyon derinliği, asidin cinsine, konsantrasyonuna ve asitleme süresine bağlı olduğu gibi, yüzey aktif ajanlara, kalınlaştırıcılara ve modifiye edicilere de bağlıdır (Pashley ve Carvalho, 1997).

Asit solüsyonlarının rezin bağlanma dayanıklılığını arttırmalarına karşın bazı olumsuz etkileri de görülebilir. Dentin geçirgenliğindeki artma sonucu mikroorganizma ürünlerinin pulpaya geçişi kolaylaşır ve pulpa irritasyonlarına neden olur. Pulpa irritasyonlarının oluşmasında asidin konsantrasyonu, türü, etki süresi, dentin kalınlığı, hastanın yaşı, rezinin uygulanma şekli etkilidir. Kalsiyum ve fosfor iyonlarının çökmesi demineralize matriksin porözitesini azaltır, kollajenin denaturasyon eğilimini artırır. Diğer bir sorun ise demineralizasyon derinliği ile rezin penetrasyonu arasında bir

farklılığın oluşmasıdır. Bu farklılık rezinin bağlanma dayanıklılığını önemli ölçüde azaltır (Dayangaç, 2000).

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde yöntem olarak asitlerden başka **şelatörler** de kullanılır. Şelatörler asitlerden farklı olarak smear tabakasını dentinde dekalsifikasyon veya birtakım fiziksel değişiklikler oluşturmadan uzaklaştırırlar. En yaygın şelatör, etilen diamin tetra asetik asittir (**EDTA**).

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde kullanılan bir başka yöntem ise **lazer** uygulamasıdır. Nd:YAG lazer, dentinin organik kısmını azaltırken inorganik kısmını artırır. Dentinde oluşan mikroskobik değişiklikler, saniyede 10-30 çarpma ile oluşan ısının dağılımı ile gerçekleşir. Daha sonraki çalışmalar Er:YAG lazer uygulamasının Nd:YAG lazere göre rezinin dentin yüzeyine daha iyi penetre olduğunu göstermiştir. Bunun nedeni de Er:YAG lazerin düşük parametrelerde uygulandığında dentin tübüllerindeki sıvı tarafından absorbe edilip küçük buhar patlamaları oluşturarak dentin yüzeyinde Nd:YAG lazere göre daha pürüzlü alan oluşturmasıdır (Dayangaç, 2000: Oda ve ark., 2001).

Dentin yüzey koşulları mekaniksel olarak **mikroabrazyon yöntemi** ile de değiştirilebilir. Bu yöntemde alüminyum oksit in aşındırıcı etkisinden faydalanılır (Dayangaç, 2000).

Polimerize olmuş monomer ile dentin kollajeni arasındaki mikromekanik bağlantı hibrit tabaka veya interdifüzyon tabakası olarak adlandırılan ara bir tabaka ile mümkün olur. Hibrit tabaka ilk defa 1982 yılında Nakabayashi tarafından tanımlanmıştır (Nakabayashi ve ark., 1982).

#### **2.4.3. Seramik – Rezin Siman Bağlantısı**

Tam seramik restorasyonların klinik başarıları birçok faktöre bağlıdır. Bunlardan biri de rezin ile seramik arasındaki bağlantıdır (Spohr ve ark., 2003). Rezin simanlar konvansiyonel simanlara göre restorasyonlara daha fazla retansiyon sağlarlar ve dolayısıyla restorasyona direnç kazandırır (Rosenstiel ve ark., 1998). Seramik-rezin siman bağlantısında mikromekanik kilitleme ve kimyasal bağlantı önemli rol oynarlar (Blatz ve ark., 2003).

Seramiğin bağlantı yüzeyinin aktivasyonu için pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Pürüzlendirmek için kullanılan yüzey işlemleri aşağıda belirtilmiştir (Blatz ve ark., 2003).

- Aşındırma
- Dönen aletlere takılan elmas frezlerle abrazyon
- Alüminyum oksit partikülleri kullanılarak hava ile abrazyon diğer adıyla kumlama (50 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)
- Asit ile pürüzlendirme
  - Hidroflorik Asit (HF)
  - Amonyum Biflorid
- Lazer ile pürüzlendirme
- Bu yöntemlerin herhangi bir kombinasyonu

Seramiklerde HF veya amonyum biflorid kullanılarak yapılan asit uygulamaları ile uygun yüzey yapısı ve pürüzlülüğü elde edilir. Camsı matris seçici olarak ortadan kaldırılır ve kristal yapılar ortaya çıkar. % 2,5 ile % 10 arasındaki HF asit solüsyonlarının 1-3 dakika uygulamalarının başarılı sonuçlar ortaya çıkardığı bildirilmiştir (Chen ve ark., 1998). Ancak feldspatik seramiklerde HF asitin 1 dakika uygulanmasının yeterli olacağını, daha uzun sürelerde seramik iç yüzeyinde keskin kenarlar oluşarak bu alanlarda stres birikmesi sonucu kırılmalara neden olabileceğini belirten çalışmalar mevcuttur (Canay ve ark., 2001). Blatz ve ark. (2003), IPS Empress sistemi için % 9'luk HF asitin 60 saniye uygulanmasının en başarılı sonuç verdiğini belirtmiştir.

HF asitin, yumuşak dokularla temasında zararlı etkilere neden olduğu bilinmektedir. HF asitin pK değerinin 3,45 olmasına karşın, su içinde kolaylıkla çözünerek kuvvetli reaksiyonlara yol açtığı gösterilmiştir. Seramik yüzeylerde yeterli pürüzlendirme yeteneğine rağmen, zararlı yan etkileri nedeniyle HF asitin ağız içi kullanımı, çoğu ülkede yasaklanmıştır (Hatzifotis ve ark., 2004).

Asitle yapılan pürüzlendirme işlemi ile gerçek bir mikro-retansiyon sağlanırken, kumlama ile sadece kaba yüzeyler elde edilir ve restorasyon marjinlerinin zarar görme riski vardır (Zaimoğlu ve ark., 2004a).

İşlem sırasında izolasyon ya da yıkama gerektirmeyen ve teknik hassasiyeti daha az olan pürüzlendirme yöntemi olan lazerle pürüzlendirme işlemi, asit uygulamasının getirdiği olumsuzlukları bertaraf ederek hasta ve hekim için de zaman tasarrufu sağlayabilmektedir. Pürüzlendirme işleminde kullanılan lazerler Nd:YAG, CO<sub>2</sub>, Er,Cr:YSGG ve Er:YAG'dır. Yapılan çalışmaların çoğu lazerle pürüzlendirme

işleminin asitle pürüzlendirmeye göre daha az etkili olduğunu göstermiştir (Tarçın ve ark., 2009; Güven ve ark., 2010). Güven ve ark.'nın (2010) yaptığı çalışmada, Er:YAG lazer, fosforik asit ve her ikisinin kombinasyonunu uygulayarak mine yüzeyinde pürüzlendirme işlemi yapmış ve bu yüzeye farklı fissür örtücülerin bağlantı değerlerini karşılaştırmıştır. Bu çalışmanın sonucunda Er:YAG lazer ve Er:YAG lazer+fosforik asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine uygulanan fissür örtücü materyallerin bağlanma kuvveti değerlerinin fosforik asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine uygulanan değerlerden daha düşük olduğu belirlenmiştir.

Rezin-seramik bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri ile birlikte silika içerikli seramiklerde silan kaplama ajanı da kullanılmaktadır. Silan ajanı, silika içerikli seramiklerle rezin arasında kovalent ve hidrojen bağları sağlayarak bağlantıyı artırmaktadır. Silanlar, seramik yüzey üzerinde silikon dioksiti hidroksil gruplarıyla bağlayan bifonksiyonel moleküllerdir. Silanların yine rezinlerin organik matriksleriyle kopolimer oluşturan, indirgenebilen fonksiyonel bir grupları vardır (Rosenstiel ve ark., 1998; Blatz ve ark., 2003). Silan bağlayıcı ajanlar, genellikle bir silan bağlayıcı ve siloksan bağlarının oluşumunu sağlayan zayıf bir asit içerirler. Silanizasyon ayrıca seramik yüzeyin ıslanabilirliğini artırır (Blatz ve ark., 2003).

Seramik yüzeylerindeki silanın prova işlemlerinden sonra tekrar uygulanmasının rezidüel organik kontaminasyonlara neden olarak bağlantı kuvvetini azaltabileceği bildirilmiştir. Bu yüzden yapıştırma öncesinde dip yüzeydeki artıklar aseton veya alkol gibi çözücülerle ya da fosforik asit solüsyonları ile uzaklaştırılmalıdırlar (Blatz ve ark., 2003).

#### **2.4.4. Bağlanma Testleri**

Bağlanma testleri, adeziv sistemlerin etkinliğini değerlendirmede kullanılan yöntemlerdendir. Böylece adeziv sistemlerin ağızdaki performansları önceden tahmin edilebilir (El Zohairy ve ark 2003). Klinik çalışmalar bir materyalin etkinliğinin değerlendirilmesinde en güvenilir yöntemdir; ancak uzun zaman alır ve standardizasyon sağlamak güçtür (Al-Salehi ve Burke, 1997).

Laboratuar koşullarında dental malzemelerin diş dokularına olan bağlanma dayanıklılıklarını belirlemede aşağıdaki test yöntemleri kullanılmaktadır (Watanabe ve Nakabayashi, 1994; Pekkan, 2005)

##### **1. Makaslama (shear)**

2. Gerilme (tensile)
3. Tek Düzlem Makaslama (single plane shear)
4. Mikro Makaslama (micro-shear)
5. Makaslama Delme (shear punch)
6. Mikro Makaslama Delme (micro shear punch)
7. Oblik Gerilme (oblique-tensile)
8. Mikro Gerilme (micro-tensile)'dir.

Kesme/makaslama (*shear*), gerilme (*tensile*) ve mikro gerilme (*micro-tensile*) bağlanma dayanıklılığı testleri en sık kullanılan bağlanma testleridir (Anusavice ve Brantley, 2003).

Gerilme testinde yapışma yüzeyine dik yönde etki eden bir kuvvet ile bağlantı kırılmaktadır. Kesme/makaslama testinde ise; iki yapı arasındaki bağlantı, yapışma yüzeyine paralel yönde etki eden bir kuvvet tarafından kırılmaktadır (Al-Salehi ve Burke, 1997).

Retief (1991) yaptığı bağlanma testlerinin sonucunda gerilim ve makaslama bağlanma dayanıklılık testlerinin sıklıkla kullanılmasına rağmen makaslama testlerinin daha tahmin edilebilir sonuçlar ortaya çıkardığını belirtmiştir. Bununla birlikte, restorasyonların üzerine in vivo olarak uygulanan kuvvetlerin oldukça kompleks yapıda olmaları nedeniyle uygulanan hiçbir yöntem oral çevreyi tam olarak yansıtamamaktadır.

Fowler ve ark.(1992), insan ve sığır dentini üzerinde gerilim ve makaslama bağlanma dayanıklılık testlerini karşılaştırmışlar ve makaslama testinde daha fazla adeziv kırılmaların oluşması dışında, her iki test arasında da belirgin bir farklılık bulamamışlardır. Sonuç olarak, araştırmacılar diş ile adeziv arasında meydana gelen bağlantı başarısızlıklarını daha benzer bir şekilde yansıtan makaslama bağlanma dayanıklılık testinin kullanımını önermişlerdir.

Deney öncesinde örneklerin saklandığı koşullar bağlanma testi sonuçlarını etkileyebilmektedir. Uluslar Arası Standartlar Örgütü'nün (ISO) bağlanma testleriyle ilgili kurallarına göre; deney için kullanılacak dişler deney zamanına kadar buzdolabında +4°C'deki distile suda veya % 0,5'lik kloramin bakteriyostatik solüsyonunda bekletilmelidir (Al-Salehi ve Burke, 1997).

Deney için kullanılacak dişler birbirine benzer anatomik yapı ve büyüklükte olmalıdır. Genelde insan premolar ve molar dişleri tercih edilmelidir. Diş üzerinde

seçilen bağlanma bölgesinin yeri ve derinliği önemlidir. Dentin tübüllerinin dağılımı dentin derinliğine göre değişmektedir. Dişlerin bukkal kısmında derinliğe bağlı olarak dentin tübüllerindeki değişiklikler minimumdur. Bu nedenle bukkal kısımdaki yüzeyel dentinin kullanılması önerilmektedir (Al-Salehi ve Burke, 1997).

ISO standartlarına göre deney için kullanılacak örneklerin saklanma koşulları için üç yöntem seçilebilir. Bunlar (Özlü, 2011) :

1. **Kısa dönem** için örnekler 37°C'deki suda 24 saat bekletilir.
2. **Uzun dönem** için örnekler 37°C'deki suda 6 ay bekletilir.
3. **Termal siklus** yönteminde ise örnekler 5°C ile 55°C arasındaki suda 500 defa bekletilir.

Çalışmalarda yapışma yüzey alanı belirtilmelidir. Basınç değeri kuvvet değerinin bağlanma yüzey alanı değerine bölünmesi ile hesaplandığı için en yüksek bağlanma kuvveti değerleri en küçük yüzey alanlarında görülmektedir (Al-Salehi ve Burke, 1997).

## 2.5.RENKLENME

Estetik nitelikler tam seramik restorasyonların başarısını etkileyeceği için ayrıca değerlendirilmelidir. Renklenme tam seramik restorasyonların başarısını etkileyen problemlerden birisidir. Renklenme tam seramik kronlarda genelde marjinlerde gözlenirken; inley ve onleylerde seramik yüzeyin renklenmesine (Samra ve ark., 2008) veya restorasyonla diş arasındaki renklenmenin seramikten yansımına bağlı olarak tüm restorasyonda gözlenebilmektedir (Fuzzi ve Rapelli, 1999; Karaağaçlıoğlu ve Yılmaz, 2008; Kılınç ve ark., 2011).

Estetik restorasyonlarda meydana gelen ve önemli bir başarısızlık problemi olarak görülen renklenmeye neden olan faktörler yapılan çalışmalara göre şu şekildedir (Hekimoğlu ve ark., 2000):

- Boya veya leke birikimi (stain accumulation)
- Sıvı kaybı (dehidrasyon)
- Su emilimi (water sorption)
- Sızıntı (leakage)
- Zayıf bağlantı (poor bonding)
- Yüzey pürüzlülüğü

- Rezin simanda aşınma, yıpranma veya kimyasal degradasyon (wear/chemical degradation)
- Rezin siman içerisinde gerçekleşen, renkli peroksit bileşiklerine neden olan reaktif karbon-karbon çift bağlarının oksidasyonu ve bu şekilde renkli ürünlerin oluşmasına neden olan degradasyonun devam etmesi

Kılınç ve ark.'nın (2011) yapmış olduğu çalışmada ışıkla sertleşen rezin simanların hem ışıkla hem de kendinden sertleşen rezin simanlara göre zamanla daha az renk değişimine neden olduğu gösterilmiştir. Rezin materyalinin kimyasına bağlı gelişen ve internal renklenme olarak adlandırılan bu durum rezin içerisindeki amin hızlandırıcılar ve inhibitörler gibi reaktif ürünlerin oksidasyonuna bağlı gelişmektedir (Karaağaçlıoğlu ve Yılmaz, 2008; Kılınç ve ark., 2011). Hekimoğlu ve ark. (2000), çalışmalarında 3 farklı polimerizasyona sahip rezin simanlarla simante edilmiş laminat veneerlerin yaşlandırmaya bağlı renk değişimlerini incelemiştir. Sonuç olarak rezin simanlar arasında en fazla renk değişimine neden olan kendinden polimerize olan (self-cure), daha sonra hem ışıkla hem de kendinden polimerize olanda (dual-cure) ve en az renk değişimi ışıkla polimerize olan (light-cure) rezin simanlarda görülmüştür. Bununla birlikte gözle fark edilebilen bir renk değişimi mevcut değildir.

Karaağaçlıoğlu ve Yılmaz'ın (2008) yapmış olduğu çalışmada, rezin simanın farklı skaladaki renklerinin ve suda saklanmasıyla lüsitle güçlendirilmiş seramik restorasyonun sonuç rengine etkisini değerlendirmiştir. Bu çalışmaya göre simantasyon sonrası 37 °C'deki suda bekletilip 3, 30 ve 90 gün aralıklarla elde edilen renk ölçümünde ilk 3 gün en büyük renk değişiminin gözlemlendiği ve aynı rezinin farklı skaladaki renklerinden bağımsız olarak renk değişiminin gerçekleştiği rapor edilmiştir.

### **2.5.1. Renk Kavramı**

Bir cismin renginin algılanması fiziksel bir uyarana karşı verilen psikolojik bir cevaptır. Algı subjektif bir durum iken, algıyı oluşturucu fiziksel uyarın olan ışık objektif bir durumdur. Cisimden yansıyan ya da geçen beyaz ışık, renk algısı oluşturur. 400 nm dalga boyuna sahip ışık mor renk, 700 nm dalga boyuna sahip ışık kırmızı renktir. Bu iki dalga boyu arasında mavi, yeşil ve sarı renk algılanır (Powers, 2002).



## 2.5.2. Renk Sistemleri

Diş hekimliğinde nesnelerin renklerinin objektif olarak değerlendirilmesinde kullanılan dünya çapında kabul görmüş iki temel renk sistemi vardır (Lou, 2004).

### 2.5.2.1. Munsell Renk Sistemi

Munsell renk sistemi, tutarlılık, esneklik, kullanım kolaylığı gibi özelliklerinden dolayı diş hekimliğinde renk seçiminde tercih edilen bir sistemdir (Tung, 2002; Lou, 2004).

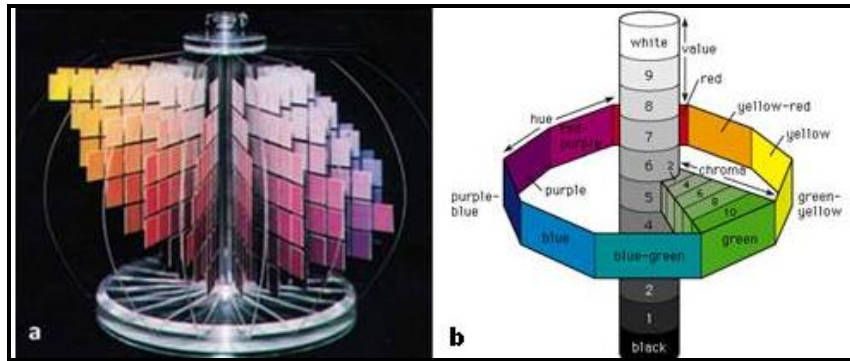
Sistem parlaklık derecesini temsil eden ve siyahtan beyaza doğru değişen bir eksen üzerinde, ana renklerin saat yönünde sıralandığı bir daireye benzer. Bu sistemde 5 ana renk ve 10 ara renk olduğu kabul edilir.

**Renk tonu (Hue):** Kırmızı, mavi ve yeşil gibi değişik renk ailelerinin ayrımını sağlar (Nohl ve ark., 2002; Powers, 2002).

**Aydınlık değeri (Value):** Saf siyah ve saf beyaz arasındaki parlaklık derecesidir (Powers, 2002). Birbirinden farklı iki renk, aynı value değerine sahip olabilir (Nohl ve ark., 2002).

**Renk yoğunluğu (Chroma):** Rengin doygunluk derecesidir ve güç ya da berraklık olarak da tanımlanmaktadır (Powers, 2002).

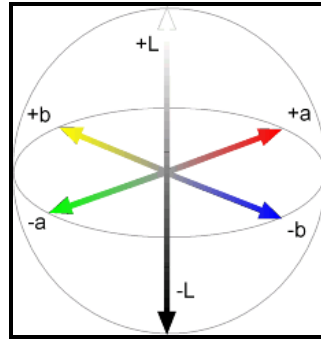
Hue boyutu; merkez eksen çevresinde sıralanmış on renk ile belirtilirken; chroma tekerlek diliminde yer alır. Renkler periferde en safken merkezdeki value eksenine yaklaştıkça soluklaşır. Value, rengin açıklık ve koyuluğunu belirler ve dokuz value değeri, renk ağacındaki dokuz tekerlek ile sembolize edilmektedir (Şekil 2.1).



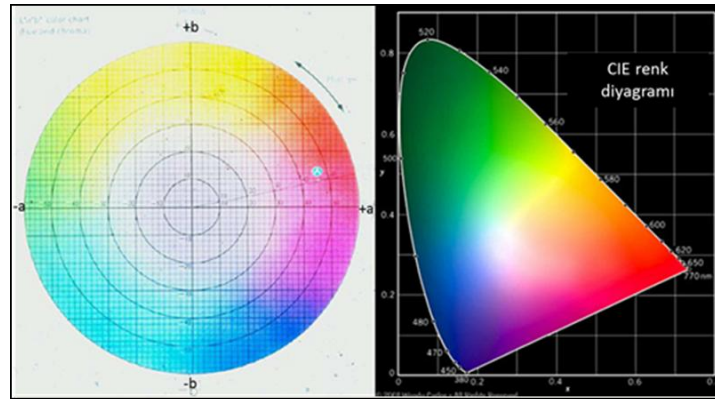
Şekil 2.1. a) Munsell renk ağacı b) Munsell renk sisteminin üç boyutlu sunumu (Sproull'dan, 2001)

### 2.5.2.2. CIE (Commission International de l'Eclairage/ International Commission on Illumination) Lab Renk Sistemi

CIE L\*a\*b\*; renk algılamasının insan gözündeki üç ayrı renk reseptörüne (kırmızı, yeşil, mavi) bağlı olduğunu kabul eden teoriyi destekler ve günümüzde en popüler renk sistemlerinden biridir. CIE L\*a\*b\* renk sisteminde, bir rengin lokalizasyonu üç koordinatla belirlenir; bunlar L\*, a\* ve b\* değerleridir (Şekil 2.2). L\* eksenini, rengin açıklık ve koyuluk koordinatlarını belirler. Mükemmel siyah rengin L\* değeri 0, mükemmel beyaz rengin L\* değeri ise 100'dür. a\* eksenini rengin; kırmızılık (pozitif a\*) veya yeşilliğini (negatif a\*), b\* eksenini ise sarılık (pozitif b\*) veya maviliğini (negatif b\*) tanımlamaktadır (Tung ve ark., 2002). Cismin parlaklığını tanımlayan L\* değeri, Munsell sistemindeki value değerine benzerdir. a\* ve b\* değerleri ise chroma koordinatlarını belirler (Güler ve ark., 2005) (Şekil 2.3).



Şekil 2.2. CIE Lab sisteminde rengin üç boyutu



Şekil 2.3. a\* b\* yoğunluk diyagramı (Anusavice' den, 1996)

Toplam renk farklılığı,  $\Delta E$  değeridir ve bu değer;  $\Delta E^* = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2}$  formülü ile hesaplanmaktadır. Bu formülde yer alan  $L_0^*$ ,  $a_0^*$  ve  $b_0^*$

ilk renk ölçüm değerleri iken  $L_1^*$ ,  $a_1^*$  ve  $b_1^*$  ikinci renk ölçüm değerleridir (Powers, 2002; Lou, 2004).

O'Brien (2002) tarafından yapılan sınıflamada,  $\Delta E$  değeri olarak 0' in mükemmel, 0,5-1' in çok iyi, 1-2' nin iyi ve 2-3,5' in kabul edilebilir değerler iken, 3,5' den yüksek değerlerin kabul edilemez olduğu belirtilmiştir.

### **2.5.3. Diş Hekimliğinde Kullanılan Renk Tespit Yöntemleri**

Günümüzde diş renginin ölçülmesinde birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar porselen veya akrilik rezin tonlarını içeren skalalar kullanılarak görsel subjektif renk ölçümü ve spektrofotometreler, kolorimetreler, imaj analiz teknikleri kullanılarak yapılan objektif renk ölçümüdür (Chu ve ark., 2010).

#### **2.5.3.1. Görsel Renk Ölçümü**

Görsel renk analizinde en sık başvurulan yöntem renk skalalarının kullanımınıdır (Dancy ve ark., 2003; Chu ve ark., 2010). Görsel renk ölçümü yöntemleriyle yapılan renk seçimlerinin tutarlılığını etkileyebilecek pek çok faktör bulunmaktadır:

**Ortam koşulları:** Aydınlatma tipi, ağız ortamının kuruluğu veya ıslaklığı, metamerizm (farklı ışık yansıtma özelliğine sahip olan cisimlerin herhangi bir aydınlatma koşulunda renk uyumu gösterirken, aydınlatma koşulu değiştiğinde renk uyumu göstermemesi).

**Skalaya bağlı etkenler:** Karşılaştırılacak skalanın güvenilirliği.

**Kişiyeye bağlı etkenler:** Psikolojik durum, yaş, görme kusurları, göze bağlı renk ayırt etme kusurları (Wee ve ark., 2002).

Ayrıca, renk skalalarında kullanılan porselenler, yapılacak restorasyondaki porselene oranla daha kalındır, bu nedenle dişin tam rengini belirlemek neredeyse imkansız hale gelmektedir (Dancy ve ark., 2003).

Bütün bu zorluklara rağmen insan gözü küçük renk farklılıklarını algılayabilecek kapasitede olsa da, bu farklılıkları derecelendirebilme konusunda yetersiz kalmaktadır (Chu ve ark., 2010).

#### **2.5.3.2. Cihazla Renk Ölçümü**

Cihazlı renk ölçümünde, renk hakkında tutarlı, güvenilir ve matematiksel veriler elde edilir. Diş hekimliğinde renk ölçümü amaçlı kullanılan cihazlar:

- 1) Kolorimetreler
- 2) Spektrometreler

### 3) Spektrofotometreler

4) Dijital fotoğraf makineleridir (Lou, 2004; Chu ve ark., 2010).

#### **Kolorimetre**

Kolorimetre, ışığın dalga boyu ve yoğunluğuna göre renk ölçümü yapan bir cihazdır (Anusavice ve Brantley, 2003).

Kolorimetreler rengin sayısal olarak değerlendirilebilmesine olanak tanır. Gözdeki algılayıcılarla aynı özellikteki üç renk filtresi yardımıyla yansıyan ışık ışınlarının kırmızı, yeşil ve mavi renk oranlarını çözümleyerek hesaplama yapmaktadır (O'Brien, 2002; Chu ve ark., 2010).

Kolorimetrelerin kullanımları kolaydır ve spektrofotometre, spektrometre gibi cihazlardan daha ucuzdur. Ancak filtrelerin eskimesine bağlı olarak renk ölçümünün tekrarlanabilirliği iyi değildir. Ayrıca metamerizm etkisini ölçmek için kullanılamazlar (Lou, 2004).

#### **Spektrometre**

Spektrometreler rengin radyometrik değerlerin ölçümünde kullanılırlar. Renk ölçümünü, insan gözüne benzer şekilde nesneye temas etmeden yapmaktadırlar. Renk ölçümü için, aydınlatma kaynağı kullanılmaktadır. Ölçüm sonuçlarını gerçek görüş şartlarında gerçekleştirebilmeleri, bu aletlerin olumlu özelliğidir. Ancak ölçüm açısındaki ufak değişikliklerin bile sonuçlarda büyük sapmalara neden olması ve kullanım hassasiyeti bu aletlerin dezavantajlarından (Lou, 2004).

#### **Spektrofotometre**

Yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın kullanılan cihazlardır. Renk ölçümü yapılacak nesneden yansıyan ışığı görülebilir spektrumda, 1-25 nm aralıklarla ölçmek için tasarlanmıştır (Lou, 2004; Chu ve ark., 2010).

Uzun dönemde tekrar edilebilen, doğru ve ayrıntılı sonuçlar verebilmelerinden dolayı kalite kontrolü amaçlı sıklıkla kullanılmaktadırlar. Ayrıca metamerizmi ayırt edebilmektedirler (Lou, 2004). Spektrofotometreler, kolorimetrelere göre daha uzun ömürlüdürler (Kim-Pusateri ve ark., 2009).

Porselenler, restoratif rezinler, yapay dişler, dental materyaller ve renk skalalarındaki renk değişiminin tespitinde kullanılmaktadır (O'Brien, 2002).

Vita Easy Shade spektrofotometre (Vita Zahnarzt, Almanya) diş hekimliği kliniklerinde diş ve restorasyonların renk seçimi için üretilmiş cihazdır. Kablosuz,

küçük, taşınabilir, temaslı tipte olan bir spektrofotometredir (Chu ve ark., 2010). Klasik spektrofotometrelerden en önemli farkı renk ölçümlerini CIE L\*a\*b\* değerleri üzerinden ölçmekle kalmayıp, bu değerleri Vita renk skalası değerlerine çevirerek vermesidir (Eroğlu ve ark., 2007).

SpectroShade, ShadeVision, VITA Easyshade ve ShadeScan cihazları değerlendirildiği bir çalışmada, VITA Easyshade ile yapılan ölçümlerde %96,4 güvenilirlik ve %92,6 doğruluk oranı olduğu rapor edilmiştir. Bu çalışmanın verilerine göre, değerlendirilen dört farklı renk belirleme cihazı arasında en yüksek güvenilirlik değeri VITA Easyshade için elde edilmiştir (Kim-Pusateri ve ark., 2009).

### **Dijital fotoğraf makinası**

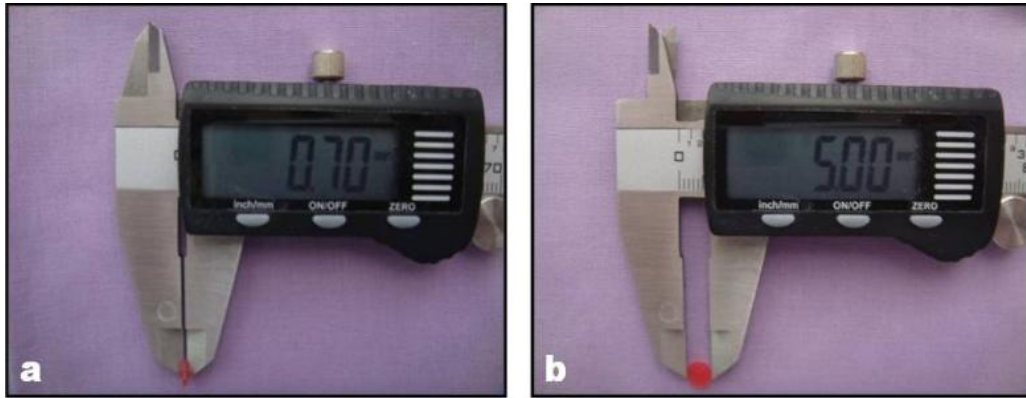
Rengin ölçülmesinde dijital fotoğraf makinaların kullanımı giderek artmaktadır. Bu sistemde dişlerin görüntüleri standart koşullarda elde edilir, sonuçlar bilgisayar programları yardımıyla CIE L\*a\*b\* değerleri cinsinden değerlendirilir. Sistem; dijital fotoğraf makinesi, bilgisayar, görüntüyü alan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen oluşmaktadır. Bu sistemin en olumlu özelliği, cisim üzerindeki bir nokta veya bölgenin değil, tüm cismin renginin ölçülmesidir (Lou, 2004).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

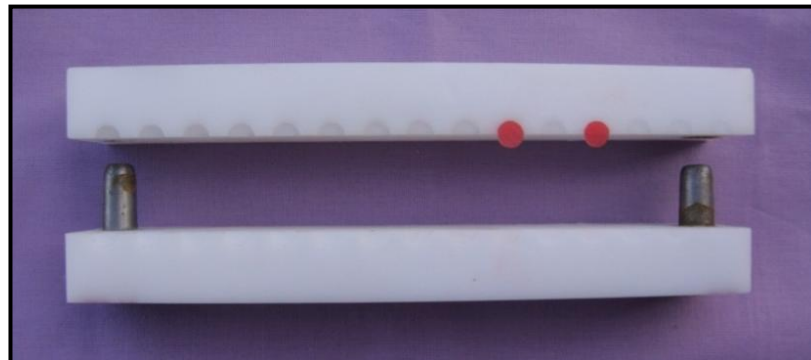
Bu tez çalışmasının deney aşamaları Orta Doğu Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı.

#### 3.1. Tam Seramik Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan tam seramik örneklerin kor yapılarının standart boyutlarda hazırlanabilmesi için 5 mm çapında (Şekil 3.1.a) ve 0,7 mm yüksekliğinde (Şekil 3.1.b) boşlukların bulunduğu bir teflon kalıp hazırlandı (Şekil 3.2). Bu teflon kalıp düz bir cama yerleştirildi ve Patern rezin (GC Patern resin, GC Corp., Tokyo, Japonya) 5/3 toz/sıvı oranında üretici firmanın talimatına göre karıştırılıp kalıpta bulunan örnek boşlukları spatül yardımı ile dolduruldu. Fazla gelen rezin uzaklaştırıldıktan sonra, bir cam yardımıyla örnek yüzeyleri düzgün bir hale getirildi. Polimerize olduktan sonra kalıptan uzaklaştırılan örneklerin yüzeylerindeki eklentiler 400 nolu zımpara ile aşındırılarak uzaklaştırıldı ve Bu yöntemle 0,7 mm kalınlığında ve 5 mm çapında toplam 240 adet patern rezin disk hazırlandı.

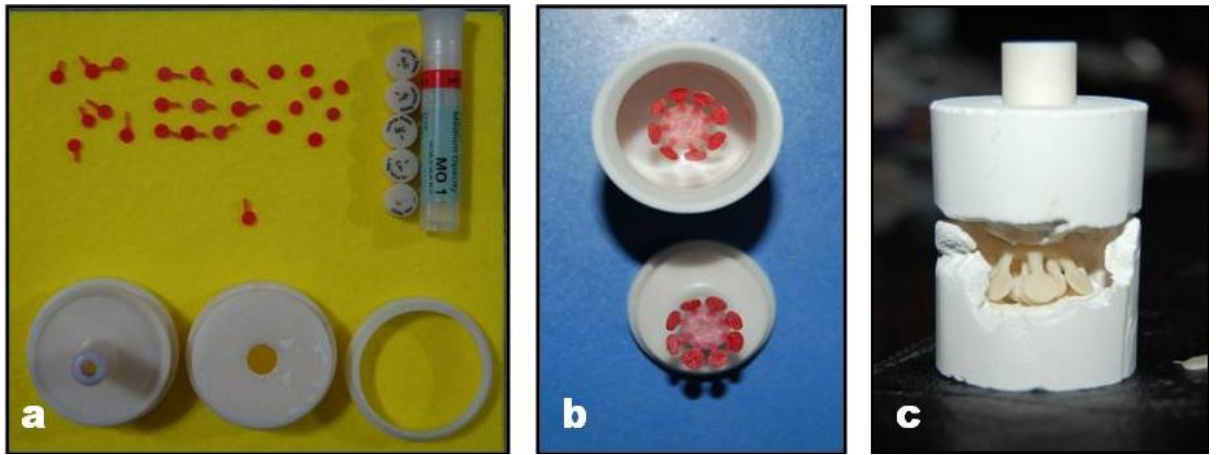


Şekil 3.1. Kor için elde edilen patern rezin örneklerin kalınlığı 0,7 mm (a) ve çapı 5 mm (b)



Şekil 3.2. Test örneklerinin hazırlandığı kalıp

**IPS Empress e-max Press** seramik disklerin yapımında, ilk olarak patern rezin diskler 3 mm kalınlığındaki tij mumu (Wax Wire for Sprues, BEGO, Bremen, Almanya) ile tijlendi (Şekil 3.3.a) ve özel bir kağıttan (IPS Empress Universal Paper Ring, Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) hazırlanan manşete, tijlenmiş örnekler manşetin tabanı ve tavanıyla 90° açı yapacak şekilde yerleştirildi (Şekil 3.3.b). Fosfat bağlı özel revetman (IPS Empress 2 Special Investment Material, Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) 100 gr toz, 15,5 ml özel revetman sıvısı ve 6,5 ml distile su olacak şekilde 20 sn elde, 60 sn’de vakum altında karıştırılarak manşete döküldü. Sertleşmesi için 1 saat beklendi ve kağıt manşet uzaklaştırıldı.



**Şekil 3.3.** Tijlenmiş Patern Rezin örnekler (a), tijlenmiş örneklerin manşete alınması (b) ve dökümden sonra manşetten çıkarılan örnekler (c)

$Al_2O_3$  silindir ve manşet ön ısıtma fırınında mum atımı yapılmak üzere dakikada 5 C° artacak şekilde 30 dk 250 C°’de, 60 dk 850 C°’de bekletildi. Ön ısıtması tamamlanan manşet, ısısı 700 C°’ye yükselmiş olan EP 500 fırınına (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) alındı. Fırındaki manşete ilk önce IPS Empress 2 çekirdek (IPS Empress 2 Ingots, 100, Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) ve çekirdeğin üzerine  $Al_2O_3$  silindir yerleştirildi. Üreticinin talimatlarına göre presleme işlemi tamamlandı. Manşet fırından alınarak oda ortamında soğutmaya bırakıldı. Örnekler separe ile kesilerek revetmandan çıkartıldı (Şekil 3.3.c). Revetman artıkları ilk önce 4 bar basınçta, 50 µm’lik cam boncukları (Glass beads 50 µm, BEGO, Bremen, Almanya) ile daha sonra 2 bar basınçta 110 µm’lik  $Al_2O_3$  kum ile temizlendi. Tij artıkları kesildi ve yüzey düzensizlikleri giderildi böylece 240 adet IPS Empress e-max Press seramik alt yapı disk hazır hale getirildi.

IPS Empress e-max Press seramik alt yapı disklerinin üzerine, toplam kalınlık 2 mm olacak şekilde, A2 rengi tabakalama porseleni uygulandı (Vita VM9, Vita Zahnfabrik, Sackingen, Almanya). Tabakalama porselenin standart kalınlıkta olması için, porselenin büzülme miktarı da hesaba katılarak 2,2 mm derinliğinde 5 mm çapında yuvaları olan teflon kalıp kullanıldı. Önce alt yapı seramiğinden hazırlanan disk bu kalıba yerleştirildi ve ardından tabakalama porseleni kalıp sıfırlanmaya kadar ilave edildi. Dikkatli bir şekilde kalıbın alt tarafındaki boşluktan itilerek çıkartıldıktan sonra fırınlama işlemi uygulandı. Elde edilen örneklerin yüzeyleri zımparalandıktan sonra kalınlıklarının doğrulanması amacı ile çeşitli bölgelerden dijital kumpas ile ölçüldü. Kalınlıkları ölçülen örneklere glaze uygulaması amacıyla Vita Akzent (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) glaze tozu ve likidi ince bir cam levha üzerinde karıştırıldı, örnek yüzeylerine tek bir uygulayıcı tarafından, homojen bir kıvamda ve kalınlık yapmamasına dikkat edilerek sürüldü. Tüm örnekler, özel bir tabla üzerinde EP 500 fırınına (Ivoclar, Schaan, Lihtenştayn) yerleştirildi. Glaze işlemi, firmanın önerdiği fırınlama sıcaklıklarında gerçekleştirildi. Örneklerin hepsine sadece bir defa glaze işlemi uygulandı. Bu işlem sonucunda, makaslama dayanıklılık testi için 120, renk farklılığının değerlendirilmesi için 120 olmak üzere, toplam 240 adet seramik örnek hazırlanmış oldu.

### **3.2. Diş Örneklerinin Hazırlanması**

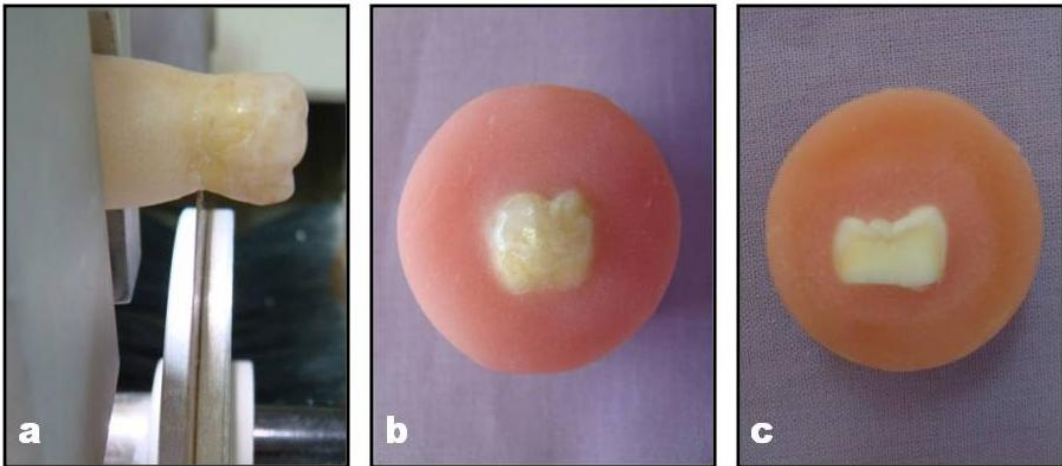
Bu in vitro çalışmada, periodontal veya ortodontik nedenlerle çekilmiş çürüksüz ve restorasyonsuz büyük azı dişi kullanıldı. Bu çalışmada her bir grupta 10'ar adet olacak şekilde 11 farklı hassasiyet giderici yüzey işlemi ve kontrol grubu ile birlikte toplam 12 grup olmak üzere 120 adet renk farklılığı değerlendirmesi, 120 adet bağlantı testi ve 12 adet SEM görüntülerinin alınması için toplam 252 adet diş kullanıldı. Bu 252 adet diş, üzerindeki doku artıkları temizlendikten sonra 1 hafta % 0,5'lik kloramin içeren solüsyonunda ve daha sonra deney zamanına kadar buzdolabında +4°C'deki distile suda ağzı kapalı cam kavonoz içerisinde bekletildi.

Diş örneklerinin hazırlanmasına dişlerin kök ve kron kısımlarının birbirinden ayrılması ile başlandı. Bunun için mine-sement sınırının 2 mm apikalinden düşük hızda çalışan su soğutmalı kesme cihazı (Isomed Buehler, Illinois, ABD) kullanılarak (Şekil 3.4.a) dişlerin kron ve kök kısımları birbirinden ayrıldı ve kron kısımları testlerde kullanılmak üzere +4 C<sup>0</sup>'de distile suda bekletildi.



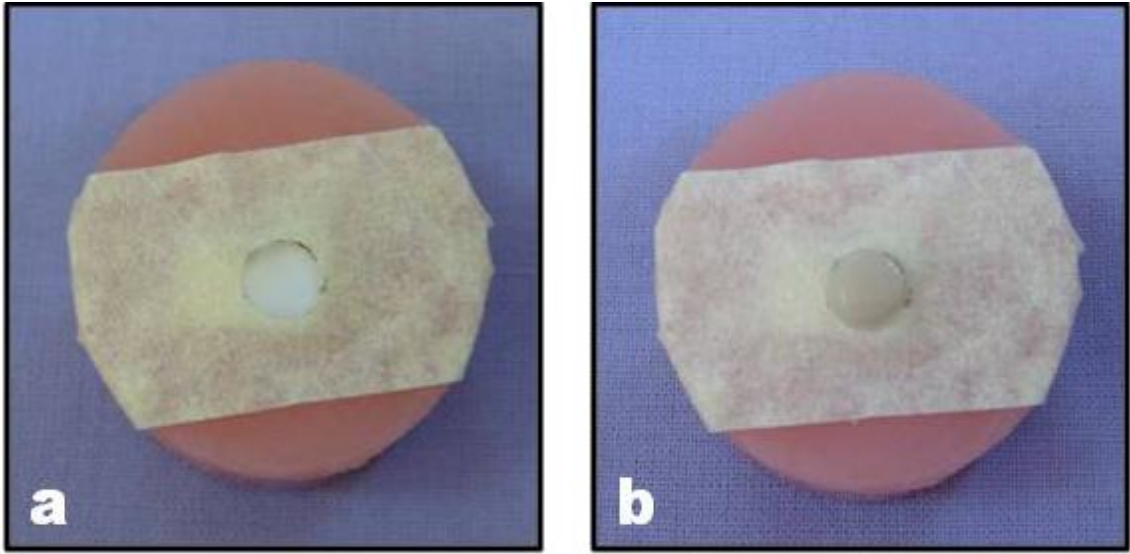
Dişlerin yerleştirileceği akrilik blokların hazırlanması için silikon ölçü maddesinden (Zhermack Spa, Badia Polesine, İtalya) 15 mm yüksekliğinde 25 mm çapında silindir şeklinde kalıp kullanıldı. Her bir örneği bu kalıplara doğru konumda yerleştirebilmek için dişin uzun eksenini mum yüzeyine paralel olacak şekilde bukkal yüzeyi 3x2 cm boyutlarında pembe tabaka muma (Dentsply, DeTrey, Konstanz, Almanya) tutturuldu. Otopolimerizan pembe akril (Paladent, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) toz/sıvı oranı, hacimce 3/1 olarak karıştırıldı ve 2-3 dk. kondanse olması beklendi. Akrilik madde daha sonra silikon kalıba dolduruldu. Mumla bukkal yüzeyinden tutturulan diş kalıp içindeki akrile gömüldü. İçinde yaklaşık 30 C° sıcaklıkta su bulunan kapta 10 dk. polimerizasyon işlemi için bekletildi (Şekil 3.4.b).

Koronal kısımları bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde akrilik kalıplara yerleştirilen dişlerin bukkal yüzeylerinde, yüzeyel dentini açığa çıkarmak ve düz bir alan elde etmek için gömülü dişlerin bukkal yüzeylerine 1,5 mm derinliğinde rehber oluklar açıldı. Rehber olukları ve tabanlarındaki boya kalem izleri kayboluncaya kadar 320 gritlik silikon karbid zımpara (Phoenix Beta, Buehler, ABD) ile dairesel zımpara aletinde su soğutması altında aşındırılarak düz bir dentin yüzeyi elde edildi. Açığa çıkan bu yüzeyel dentin bölgelerinde standardize bir smear tabakası oluşturmak üzere yüzeyler sırasıyla 400 ve 600 gritlik silikon karbid zımpara ile zımparalandı ve böylece diş örnekleri de tamamlandı (Şekil 3.4.c)



**Şekil 3.4.** Örnek dişlerin kron kısımlarının elde edilmesi (a), elde edilen kronların bukkal kısımları çalışma yüzeyi olacak şekilde akril bloklara gömülmesi (b), yer düzlemine dik ve düz dentin yüzeyine sahip bağlantı örneği (c)

Dentine uygulanacak yüzey işlemlerinin istenilen bölgede yapılabilmesi amacı ile kağıt bant kullanıldı. Kağıt bantlar 5 mm çapında delik oluşturabilen delgeç yardımı ile delinerek dentin yüzeyinde yüzey işlemlerinin uygulanacağı dairesel boşluklar elde edildi. Bandın delik kısmı, aşındırılmış kronların bukkal orta üçlü bölgesine denk gelecek şekilde yapıştırıldı. Bu şekilde dişlerin diğer bölgeleri kapatıldı ve çalışma yüzeyi açığa çıkartıldı (Şekil 3.5.a).



Şekil 3.5. Dişin bukkal orta üçlü bölgesinin bantla izole edilmesi (a); Bağlantı testi ve renk farklılığı değerlendirilmesi için hazır örnek (b)

### 3.3. Seramik Örneklerinin Bağlantı Yüzeylerinin Hazırlanması

Seramik örnekler bağlantı aşamasından önce 5 dk boyunca ultrasonik temizleyicide distile suda bekletildi. Daha sonra seramik kor yüzeyine 20 sn süreyle % 9,5 HF asit (IPS Empress Ceramic Etching Gel; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandıktan sonra 30 sn suyla yıkandı, hava ile kurutuldu. Bağlantı yüzeyleri yukarıda olacak şekilde kapalı bir kutuya yerleştirildi.

### 3.4.Dentin Yüzeylerinin Hazırlanması

Çalışmada dentin yüzeylerine uygulanan farklı yüzey işlemlerine bağlı oluşturulan gruplar Tablo 3.1’de görülmektedir.

**Tablo 3.1.** Yarısına bağlantı testi ve diğer yarısına renk farklılığı değerlendirmesi yapılan çalışma grupları ve uygulanan yüzey işlemleri

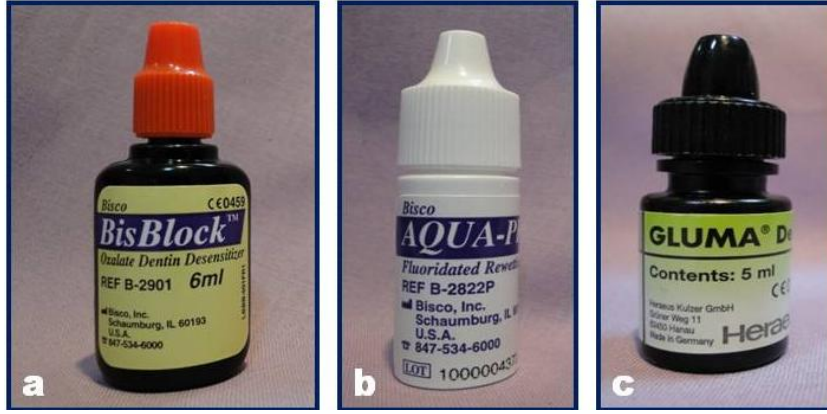
| Gruplar          | n  | Hassasiyet Giderici Ajan Uygulaması | Lazer Uygulaması |
|------------------|----|-------------------------------------|------------------|
| Grup K (Kontrol) | 20 | -                                   | -                |
| Grup EL          | 20 | -                                   | Er:YAG Lazer     |
| Grup NL          | 20 | -                                   | Nd:YAG Lazer     |
| Grup O           | 20 | Okzalat içerikli ajan               | -                |
| Grup F           | 20 | Florid içerikli ajan                | -                |
| Grup G           | 20 | Gluteraldehit içerikli ajan         | -                |
| Grup OEL         | 20 | Okzalat içerikli ajan               | Er:YAG lazer     |
| Grup FEL         | 20 | Florid içerikli ajan                | Er:YAG lazer     |
| Grup GEL         | 20 | Gluteraldehit içerikli ajan         | Er:YAG lazer     |
| Grup ONL         | 20 | Okzalat içerikli ajan               | Nd:YAG lazer     |
| Grup FNL         | 20 | Florid içerikli ajan                | Nd:YAG lazer     |
| Grup GNL         | 20 | Gluteraldehit içerikli ajan         | Nd:YAG lazer     |

#### 3.4.1. Dentin Hassasiyet Giderici Ajanların Uygulanması

Çalışmada kullanılan hassasiyet giderici ajanlar Tablo 3.2’de ve Şekil 3.6’da görülmektedir.

**Tablo 3.2.** Çalışmada kullanılan dentin hassasiyet giderici ajanlar

| Hassasiyet Giderici Ajanlar   | İçerik  | Üretici Firma                             |
|-------------------------------|---|---|
| <b>BisBlock (O)</b>           | % 1-4 Oksalik Asit                                      | Bisco, Inc., Schaumburg, IL, ABD          |
| <b>Aqua-Prep F (F)</b>        | % 35 2-Hidroksietil Metakrilat (HEMA) % 2 Sodyum Florür | Bisco, Inc., Schaumburg, IL, ABD          |
| <b>Gluma Desensitizer (G)</b> | % 35 2-Hidroksietil Metakrilat (HEMA) % 5 Gluteraldehit | Heraeus Kulzer GmbH & Co., Hanau, Almanya |



**Şekil 3.6.** Çalışmada kullanılan dentin hassasiyet giderici ajanlar: Okzalal içerikli ajan (BisBlock) (a), Florid içerikli ajan (Aqua Prep-F) (b), Gluteraldehit içerikli ajan (Gluma) (c).

### **Okzalal İçerikli Hassasiyet Giderici Ajanın Uygulanması**

Okzalal içerikli dentin hassasiyet giderici ajan (Bisblock, Bisco, Schaumburg, ABD) (Şekil 3.6.a) üreticisinin önerileri doğrultusunda uygulandı. Dentin yüzeyine 15 sn süreyle % 37'lik fosforik asit (Etch 37, Bisco, Schaumburg, ABD) uygulandı. Hava-su spreyi ile 10 sn yıkandı ve görünür su artığı kalmayacak şekilde hava spreyi ile 10 sn kurutuldu. Daha sonra BisBlock dentin hassasiyet giderici ajan uygulama fırçası ile dentin yüzeylerine uygulandı. 20 sn beklendikten sonra hafif basınçtaki hava spreyi ile fazla ajan dentin yüzeyinden uzaklaştırıldı ve dentin yüzeyinin hafifçe görünür bir şekilde nemli kalması sağlandı.

### **Flor İçerikli Hassasiyet Giderici Ajanın Uygulanması**

Flor içerikli dentin hassasiyet giderici ajan (Aqua Prep-F, Bisco, Schaumburg, ABD) (Şekil 3.6.b) üreticisinin önerileri doğrultusunda uygulandı. Dentin yüzeyine 15 sn süreyle % 37'lik fosforik asit (Etch 37, Bisco, Schaumburg, ABD) uygulandı. Hava-su spreyi ile 10 sn yıkandı ve görünür su artığı kalmayacak şekilde hava spreyi ile 10 sn kurutuldu. Daha sonra Aqua Prep-F uygulama fırçası ile dentin yüzeyine uygulandı. Aqua-Prep F'nin 20 sn boyunca dentini ıslatması sağlandı. Fazla ajan yavaşça hava spreyi ile uzaklaştırılarak nemli parlak bir yüzey elde edildi.

### **Gluteraldehit İçerikli Hassasiyet Giderici Ajanın Uygulanması**

Gluteraldehit içerikli dentin hassasiyet giderici ajan (Gluma, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) (Şekil 3.6.c) dentin yüzeyine üretici firmanın talimatları doğrultusunda ince bir tabaka halinde uygulandı ve 30 sn boyunca kuruması beklendi.

Daha sonra suyla yıkandı ve dentin yüzeyi nemli bırakılacak şekilde hafif basınçlı hava ile kurutuldu.

### 3.4.2. Lazer Uygulaması

**Er:YAG lazer uygulaması:** Bantla izole edilen 5 mm çapındaki daire şeklindeki uygulama yapılacak dentin yüzeyine  $60 \text{ s/cm}^2$ 'de, 100 mJ enerji seviyesinde, 3 Hz'lik frekansta (Şekil 3.7.b) su soğutmasız, üretici firmanın önerileri doğrultusunda lazer (Er:YAG, 2940 nm, Fotona AT Fidelis, Fotona, Ljubljana, Slovenya) (Şekil 3.7.a) uygulandı (Yazıcı ve ark., 2010).

Lazer uygulaması sırasında lazer ucu ile dentin yüzeyi arasında 6 mm mesafe bırakıldı. Bu mesafe, R02 handpiece lazer ucuna 0,7 mm çapında ortodontik tel (Dentaurum, J. P. Winkelstroeter KG, Almanya) yerleştirilerek standardize edildi. Uygulama yapılan Fotona Medikal lazer cihazının VLP (very long pulse) modunda ve lazer ışını dentin yüzeyine dik açıyla gelecek şekilde mezio-distal yönde süpürme hareketi yapılarak gerçekleştirildi.

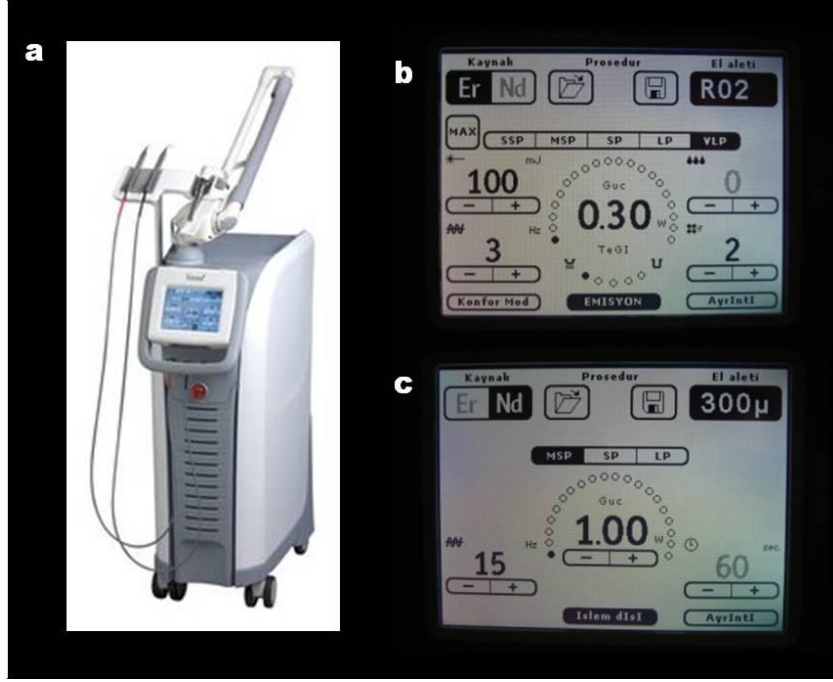
**Nd:YAG lazer uygulaması:** Er:YAG lazerde olduğu gibi bantla izole olan uygulama yapılacak dentin yüzeyine  $60 \text{ s/cm}^2$ 'de, 15 Hz'lik frekansta, 1 W gücünde (Şekil 3.7.c) su soğutmasız (Nd:YAG, 1,062 nm, Fotona AT Fidelis, Fotona, Ljubljana, Slovenya)(Şekil 3.7.a) uygulandı.

Lazer uygulaması, 300  $\mu\text{m}$  quartz fiber optik uç ile dentin yüzeyi arasında 1 mm mesafe olacak şekilde, Nd:YAG lazer cihazının VSP (very short pulse) modunda ve lazer ışını dentin yüzeyine dik gelecek şekilde mezio-distal yönde süpürme hareketi yapılarak gerçekleştirildi.

### 3.5. Simantasyon İşlemi

Yüzeyi daha önceden asitle pürüzlendirilmiş seramik örneklere silan primer (Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı. Simantasyon aşamasında hem ışıkla hem de kimyasal yolla polimerize olan, kendinden adezivli rezin siman (Rely X U100, 3M ESPE, St. Paul, ABD) (Şekil 3.8) ambalajından tek doz karıştırma kağıdına sıkıldı ve patlar karıştırılarak homojen bir karışım elde edildi. Bu homojen karışım ince bir tabaka halinde seramik kor disklerin bağlantı yüzeyine uygulandıktan sonra seramik disk dentin yüzeyine parmak basıncı ile yerleştirildi. Taşan siman temizlendikten sonra simanın sertleşmesi süresince sabit basınç altında tutulabilmeleri için Universal Test Cihazında (Llyod LRX, Llyod Instruments PIC.,

İngiltere) simanın sertleşmesi beklendi (8 kg-3 dk boyunca). Bu arada LED (Hilux Led-max 550, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) ışık cihazı ile 20 sn polimerize edildi. Seramik disklerin simante edildiği örnekler (Şekil 3.5.b) 37 °C’de 24 saat distile suda bekletildi.



Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan lazer cihazı (Fotona AT Fidelis) (a); çalışmada örneklere uygulanan Er:YAG lazerin (b) ve Nd:YAG lazerin (c) parametre göstergeleri.



Şekil 3.8. Çalışmada kullanılan kendinden adeziv resin siman (Rely X U100, 3M ESPE)



### 3.6. Isıl Banyo İşlemi

Tüm örnekler 24 saat  $37\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'deki suda bekletildikten sonra, örneklere  $5\pm 2^{\circ}\text{C}$  ve  $55\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de bekleme süresi 30 sn olacak şekilde 500 kez ısıl banyo döngüsü (Dentester Solubris Technica, İstanbul, Türkiye) uygulandı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan ısıl banyo uygulama cihazı

### 3.7. Makaslama Bağlanma Dayanıklılığı Testinin Uygulanması

Örneklerinin makaslama bağlanma testleri Ondokuz Mayıs Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda 0,5 mm/sn çapraz kafa hızına sahip bir üniversal test cihazı (Lloyd LRX; Lloyd Instruments PIC., İngiltere) kullanılarak yapıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Bağlantı testinin yapıldığı üniversal test cihazı

Test aletinin model tutucuları arasına bağlantı yüzeyleri yer düzlemine dik olacak şekilde deney örnekleri sabitlendi. Test aletinin kırıcı yük ucu akrilik yüzeyine paralel olarak devam edip seramik kor disk ile dentinin tam birleşimine gelecek şekilde ayarlandı. Kuvvet kırılma oluşuncaya kadar uygulandı. Newton (Nt) cinsinde kayıt edilen kırılma değerleri, Mega paskal (MPa) cinsine çevrildi.

Kırılma testi uygulanan 120 adet örneğin kırılma başarısızlık tipinin belirlenmesi amacı ile örnek yüzeyleri ışık mikroskobu altında incelendi. Başarısızlık tipi aşağıdaki sınıflamaya uygun olarak belirlendi (Cal ve ark., 2006).

**Adeziv başarısızlık:** Yapıştırma simanının % 25'inden daha az bölümü dişin bağlantı yüzeyinde görülüyorsa.

**Koheziv başarısızlık:** Yapıştırma simanın % 75'inden daha fazla bölümü dişin bağlantı yüzeyinde görülüyorsa veya diş kırılmışsa.

**Karışık başarısızlık:** Aynı örnekte adeziv ve koheziv kırılma birlikte görülüyorsa ve koheziv başarısızlık oranı % 70'ten daha az ise.

### 3.8. Renk Farklılığının Değerlendirilmesi

#### 3.8.1. İlk Renk Ölçümü

Örneklerin ilk renk ölçümü kahve solüsyonunda bekletilmeden önce yapıldı.

Öncelikle, renk farklılığının değerlendirilmesi için kullanılan 120 adet IPS Empress e-max Press seramik örneklerin hepsinin A2 renkte olup olmadıkları standardizasyon amacıyla simantasyon işleminden önce klinikte kullanılabilen bir spektrofotometre (Vita Easyshade; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Şekil 3.11) ile ölçülerek kontrol edildi.

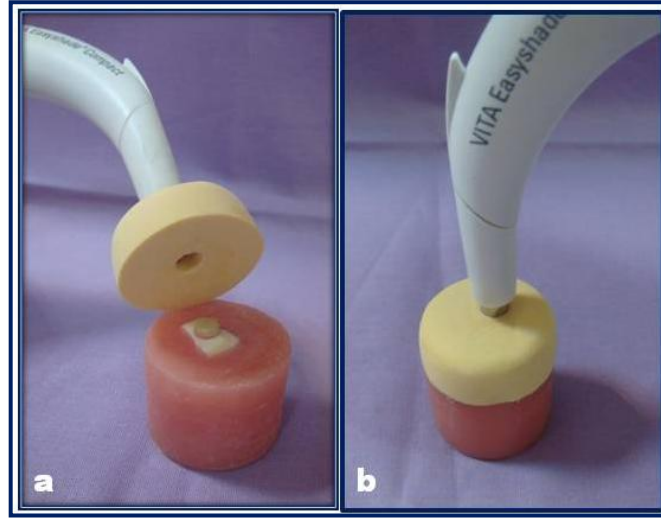


Şekil 3.11. Renk ölçümlerinde kullanılan spektrofotometre cihazı



Ölçümler için merkezinde spektrofotometrenin ölçüm ucuna ve tam seramik örnekler için uygun boşluk bulunan silikon ölçü maddesinden (Zhermack Spa, Badia Polesine, İtalya) bir uç hazırlandı (Şekil 3.12.a). Böylece herhangi bir ışık sızıntısına maruz kalmayacak şekilde örneklerin renk ölçümleri yapıldı (Şekil 3.12.b).

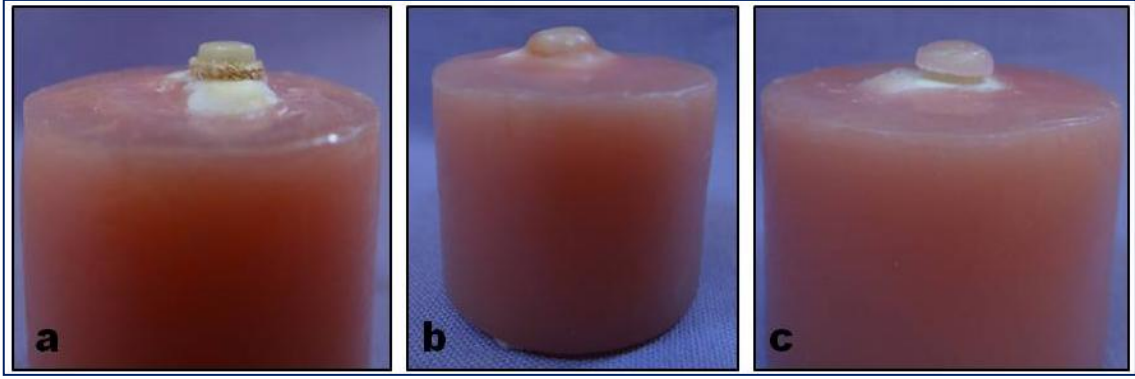
Ölçümler her örnek için üç kez tekrarlandı ve ortalamaları  $L_0^*$ ,  $a_0^*$  ve  $b_0^*$  değerleri olarak kaydedildi (Güler ve ark., 2005).



**Şekil 3.12.** Renk ölçümünde kullanılan silikon uç (a), herhangi bir ışık sızıntısına izin vermeyecek şekilde silikon uca örneğin ve spektrofotometrenin ucunun yerleştirilmesi ve renk ölçümünün yapılması (b)

### 3.8.2. Örneklerin Kahve Solüsyonunda Bekletilmesi

Öncelikle örneklerin diş ve seramik bağlantı bölgesi ince bir flaster yardımıyla izole edildi (Şekil 3.13.a). Bağlantı bölgesi dışında kalan alanlar erimiş haldeki pembe mum (Dentsply, DeTrey, Konstanz, Almanya) içeriğine daldırılarak ince bir tabaka mum ile kaplandı (Şekil 3.13.b) ve sonrasında renklenmeye maruz kalacak bağlantı bölgesini izole eden flaster bölgeden uzaklaştırıldı (Şekil 3.13.c). Böylece yalnızca bağlantı alanının renklendirici solüsyona maruz kalması sağlandı.



**Şekil 3.13.** Dentin-seramik bağlantı bölgesinin flasterlenmesi (a), flasterlenmiş örneğin ve çevresinin mumla kaplanması (b), bağlantı bölgesini izole eden flasterin uzaklaştırılması (c).

Çalışmamızda üreticinin önerisi doğrultusunda 7,2 g çözünebilir hazır kahve (Nescafe Classic, Nestle, İsviçre) 600 ml kaynamış distile su içerisinde 10 dk karıştırılarak hazırlandıktan sonra filtre kâğıdı ile filtre edildi (Güler ve ark., 2005). Örnekler, kahve solüsyonu bulunan metal küvetlere yerleştirildi. Metal küvetler, etüv cihazında (EN025, Nüve A. Ş., Türkiye) (Şekil 3.13) 6 gün, 37°C ısıda bekletildi. Metal küvetlerin içinde bulunan kahve solüsyonu 2 günde bir yenilendi. Bu sürenin sonunda örnekler, içinde buldukları kahve solüsyonundan alınarak akan su altında yumuşak uçlu fırça ile 1 dk. yıkandı ve kurutma kağıdı ile kurutuldu (Samra ve ark., 2008).



**Şekil 3.14.** Örneklerin kahve solüsyonunda 37°C’ de bekletilmesinde kullanılan etüv cihazı

### 3.8.3. Örneklerin Son Renk Ölçümü ve Renk Değişimlerinin Belirlenmesi

Örneklerin ikinci renk ölçümleri de ilk ölçümde kullanılan yöntemle yapıldı. Her örnek için üç kez tekrarlanan ölçüm sonunda elde edilen değerlerin ortalamaları  $L_1^*$ ,  $a_1^*$  ve  $b_1^*$  değerleri olarak kaydedildi (Güler ve ark., 2005).

Örneklerin kahvede bekletilmesi sonrasında oluşan renk değişimi,

$$“\Delta E^* = [(L_1^* - L_0^*)^2 + (a_1^* - a_0^*)^2 + (b_1^* - b_0^*)^2]^{1/2}”$$

formülü ile hesaplandı (Lou, 2004).

### 3.9. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinin Alınması

Her grubu temsil eden ve o gruba aynı dentin yüzey işlemi uygulanan 12 adet örneğin yüzey morfolojilerinin mikroskobik görüntüsü Orta Doğu Teknik Üniversitesi Malzeme ve Metalurji Mühendisliği bünyesinde JEOL/JSM-6335F taramalı elektron mikroskobu kullanılarak x2000 büyütmede kaydedildi.

### 3.10. İstatistiksel Analiz

Testler sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizleri bilgisayar paket programı (SPSS 17.0; Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) kullanılarak yapıldı. Gruplar arasında fark olup olmaması tek yönlü varyans analizi (One-Way ANOVA) ile değerlendirilirken, grupların çoklu karşılaştırmasında TUKEY testi kullanıldı.

Bağlantı testinden elde edilen MPa değerleri ile renk ölçümünden elde edilen  $\Delta E$  değerleri arasındaki ilişki Pearson korelasyon katsayısı ile açıklandı.

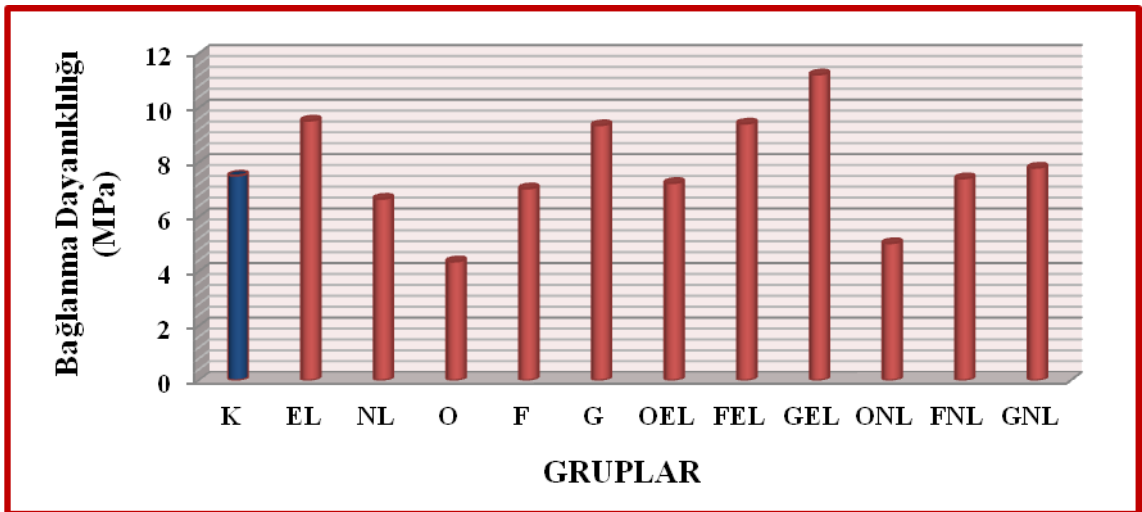
## 4. BULGULAR

### 4.1. Grupların Makaslama Bağlanma Dayanıklılıkları Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmamızda üç farklı hassasiyet giderici ajan, iki farklı lazer uygulamasının ve bunların kombinasyonlarının kendinden adeziv rezin simanın dentine bağlanması üzerine etkisini incelemek amacıyla yapılan makaslama testi sonucunda elde edilen bağlanma değerleri Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak normal dağılıma uygunluk yönünden incelendi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Daha sonra veriler tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. ANOVA sonuçları Tablo 4.1’de verilmiştir. Grupların ortalama, minimum, maksimum makaslama dayanıklılık değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.2’de görülmektedir.

**Tablo 4.1.** Makaslama bağlanma dayanıklılık değerlerinin karşılaştırıldığı tek yönlü ANOVA sonuçları

|               | <b>Kareler Toplamı</b> | <b>Df</b> | <b>Kareler Ortalaması</b> | <b>F</b> | <b>Sig.</b> |
|---------------|------------------------|-----------|---------------------------|----------|-------------|
| Gruplar arası | 415,94                 | 11        | 37,813                    | 37,92    | ,0004       |
| Grup içi      | 107,69                 | 108       | 0,997                     |          |             |
| Toplam        | 523,63                 | 119       |                           |          |             |



**Şekil 4.1.** Hassasiyet tedavisinde kullanılan farklı yüzey işlemleri sonucunda elde edilen ortalama makaslama dayanıklılık değerleri

**Tablo 4.2.** Gruplara ait ortalama, minimum, maksimum makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri ve standart sapmaları

| Gruplar | n  | Ortalama (MPa)     | Standart Sapma | Minimum (MPa) | Maksimum (MPa) |
|---------|----|--------------------|----------------|---------------|----------------|
| K       | 10 | 7,51 <sup>c</sup>  | 1,39           | 4,60          | 9,50           |
| EL      | 10 | 9,53 <sup>b</sup>  | 0,91           | 7,80          | 10,80          |
| NL      | 10 | 6,66 <sup>c</sup>  | 0,65           | 5,20          | 7,40           |
| G       | 10 | 9,36 <sup>b</sup>  | 1,45           | 7,10          | 11,90          |
| F       | 10 | 7,04 <sup>c</sup>  | 0,53           | 6,20          | 7,70           |
| O       | 10 | 4,36 <sup>d</sup>  | 0,90           | 3,10          | 5,70           |
| GEL     | 10 | 11,22 <sup>a</sup> | 1,57           | 8,60          | 13,40          |
| FEL     | 10 | 9,42 <sup>b</sup>  | 0,80           | 8,3           | 10,50          |
| OEL     | 10 | 7,24 <sup>c</sup>  | 0,99           | 6,10          | 8,40           |
| GNL     | 10 | 7,80 <sup>c</sup>  | 0,70           | 6,60          | 8,60           |
| FNL     | 10 | 7,41 <sup>c</sup>  | 0,61           | 6,50          | 8,30           |
| ONL     | 10 | 5,03 <sup>d</sup>  | 0,82           | 3,80          | 6,20           |

**Not:** Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel fark yoktur.

Tek yönlü varyans analizi sonucunda farklı yüzey işlemleri ile elde edilen makaslama bağlanma dayanıklılık değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ( $p < 0,001$ ) (Tablo 4.1). En yüksek dayanıklılık değeri GEL grubu ile elde edilirken ( $p < 0,01$ ); en düşük bağlanma değerleri O ve ONL gruplarında elde edildi (Şekil 4.1) ve bu iki grup arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı ( $p > 0,05$ ). Ayrıca NL, F, OEL, GNL, FNL ve kontrol grubu arasında da istatistiksel olarak fark bulunmadı ( $p > 0,05$ ).

FEL, EL ve G grupları kontrol grubuna göre daha yüksek dayanıklılık değerleri gösterirken ( $p > 0,05$ ), O ve ONL grupları kontrol grubundan daha düşük dayanıklılık değerleri gösterdi ( $p > 0,05$ ).

Sadece hassasiyet giderici ajanların uygulandığı gruplar (F, O, G) karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p < 0,001$ ) (Tablo 4.3). Grup G, bu üç grup arasında en yüksek dayanıklılık değeri gösterirken, Grup O en düşük değeri gösterdi (Tablo 4.2).

**Tablo 4.3.** Sadece hassasiyet giderici ajanın uygulandığı gruplar arası önemlilik durumları

| <b>Karşılaştırılan Gruplar</b> | <b>P</b> |
|--------------------------------|----------|
| G - F                          | p<0,001  |
| G - O                          | p<0,001  |
| F - O                          | p<0,001  |

Sadece lazer uygulamasının yapıldığı gruplar (EL, NL) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0,001) (Tablo 4.4) ve EL grubu, NL grubuna göre daha yüksek dayanıklılık değeri gösterdi (Tablo 4.2).

**Tablo 4.4.** Sadece lazer uygulamasının yapıldığı gruplar arası önemlilik durumları

| <b>Karşılaştırılan Gruplar</b> | <b>P</b> |
|--------------------------------|----------|
| EL - NL                        | p<0,001  |

G, GEL ve GNL grupları ile kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, G grubu, GEL grubuna göre daha düşük dayanıklılık değeri (p<0,01) gösterirken GNL grubuna göre daha yüksek dayanıklılık değeri gösterdi (p<0,05). GEL grubunda, GNL grubuna göre daha yüksek dayanıklılık değeri elde edildi (p<0,001) (Tablo 4.5).

F, FEL ve FNL grupları kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, F grubu, FEL grubuna göre daha düşük dayanıklılık değeri gösterdi (p<0,001). FNL ve F grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı (p>0,05). FEL grubu FNL grubu ile karşılaştırıldığında, daha yüksek dayanıklılık değeri verdiği görüldü (p<0,001) (Tablo 4.5).

O, OEL ve ONL grupları kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, O grubu, OEL grubuna göre daha düşük dayanıklılık değeri gösterdi (p<0,001). O ve ONL grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı (p>0,05). OEL ve ONL grupları arasında ise OEL grubu daha yüksek dayanıklılık değeri gösterdi (p<0,001) (Tablo 4.5).

**Tablo 4.5.** Sadece hassasiyet giderici ajanların uygulandığı grupların kombine uygulama yapılan gruplarla karşılaştırıldığında önemlilik durumları

| Karşılaştırılan Gruplar | P       | Karşılaştırılan Gruplar | P       | Karşılaştırılan Gruplar | P       |
|-------------------------|---------|-------------------------|---------|-------------------------|---------|
| G – GEL                 | p<0,01  | F – FEL                 | p<0,001 | O – OEL                 | p<0,001 |
| G – GNL                 | p<0,05  | F – FNL                 | p>0,05  | O – ONL                 | p>0,05  |
| GEL – GNL               | p<0,001 | FEL – FNL               | p<0,001 | OEL – ONL               | p<0,001 |

EL, GEL, FEL ve OEL grupları kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, EL grubu, GEL grubuna göre daha düşük dayanıklılık değeri gösterirken (p<0,05), OEL grubuna göre daha yüksek dayanıklılık değeri gösterdi (p<0,001) (Tablo 4.6). Bununla birlikte EL ve FEL grupları karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak fark bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4.6).

NL, GNL, FNL ve ONL grupları kendi aralarında karşılaştırıldıklarında, NL grubu ile GNL ve FNL grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4.6). Diğer taraftan ONL grubuna göre daha yüksek dayanıklılık değeri gösterdi (p<0,05) (Tablo 4.6).

**Tablo 4.6.** Sadece lazer uygulaması yapılan grupların kombine uygulama yapılan gruplarla karşılaştırıldığında önemlilik durumları

| Karşılaştırılan Gruplar | P       | Karşılaştırılan Gruplar | P      |
|-------------------------|---------|-------------------------|--------|
| EL – GEL                | p<0,05  | NL – GNL                | p>0,05 |
| EL – FEL                | p>0,05  | NL – FNL                | p>0,05 |
| EL – OEL                | p<0,001 | NL – ONL                | p<0,05 |

#### 4.1.1 Gruplarda Makaslama Testi Sonucu Oluşan Başarısızlık Tipleri

Çalışmamızda makaslama testi uygulamaları sonucu gruplarda oluşan başarısızlık tipleri Tablo 4.7’de gösterilmiştir. Bütün örneklerde görülen adeziv başarısızlık dentin yüzeyi ile kendinden adeziv rezin siman arasında olduğu görüldü.

**Tablo 4.7.** Makaslama testi sonucunda oluşan başarısızlık tipleri

| <b>Gruplar</b> | <b>N</b> | <b>A</b> | <b>K</b> | <b>A + K</b> |
|----------------|----------|----------|----------|--------------|
| K              | 10       | 10       | --       | --           |
| EL             | 10       | 10       | --       | --           |
| NL             | 10       | 10       | --       | --           |
| G              | 10       | 10       | --       | --           |
| F              | 10       | 10       | --       | --           |
| O              | 10       | 10       | --       | --           |
| GEL            | 10       | 10       | --       | --           |
| FEL            | 10       | 10       | --       | --           |
| OEL            | 10       | 10       | --       | --           |
| GNL            | 10       | 10       | --       | --           |
| FNL            | 10       | 10       | --       | --           |
| ONL            | 10       | 10       | --       | --           |

**A:** Adeziv, **K:** Koheziv, **A+K:** Adeziv+ Koheziv

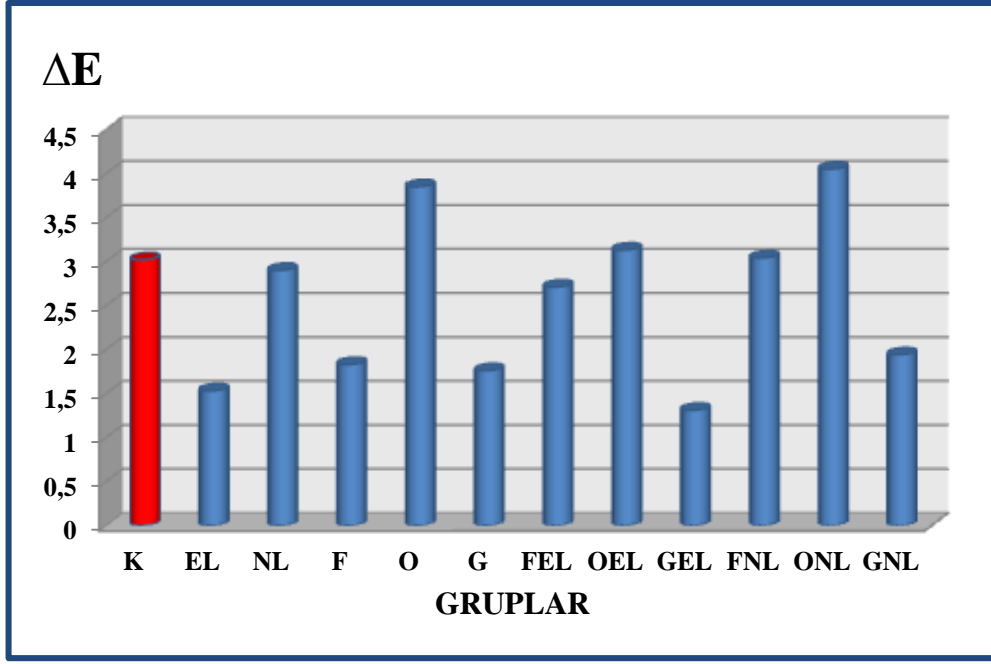
#### **4.2. Renk Farklılığı Açısından Değerlendirilmesi**

Bu tez çalışmasında üç farklı hassasiyet giderici ajan, iki farklı lazer ve bunların kombine uygulamalarının kendinden adeziv rezin simanla simante edilmiş IPS e-max Press seramik restorasyonlarda yaşlandırmaya bağlı renklenmeye etkisini incelemek amacıyla, 500 kez termal siklus uygulaması ve ardından kahvede 6 gün bekletmeden sonra ortalama renk değişimi değerleri ( $\Delta E$ ) hesaplandı. Elde edilen  $\Delta E$  değerleri Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak normal dağılıma uygunluk yönünden incelendi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. İstatistiksel değerlendirme tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Post Hoc Tukey testi kullanılarak yapıldı. ANOVA sonuçları Tablo 4.8’de verilmiştir. Grupların ortalama, minimum, maksimum  $\Delta E$  değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.9’da görülmektedir.

**Tablo 4.8.**  $\Delta E$  değerlerinin karşılaştırıldığı tek yönlü ANOVA sonuçları

|               | <b>Kareler<br/>Toplamı</b> | <b>Df</b> | <b>Kareler<br/>Ortalaması</b> | <b>F</b> | <b>Sig.</b> |
|---------------|----------------------------|-----------|-------------------------------|----------|-------------|
| Gruplar arası | 89,74                      | 11        | 8,16                          | 50,12    | ,0003       |
| Grup içi      | 17,58                      | 108       | ,16                           |          |             |
| Toplam        | 107,32                     | 119       |                               |          |             |





**Şekil 4.2.** Hassasiyet giderici tedavi amacıyla farklı yüzey işlemleri uygulanan dentin yüzeyine self adeziv rezin simanla simante edilen tam seramik örneklerin 7 gün kahvede bekletme sonrasında ortalama  $\Delta E$  değerleri

Tek yönlü varyans analizi sonucunda farklı dentin yüzey işlemleri ile elde edilen  $\Delta E$  değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulundu ( $p < 0,001$ ) (Tablo 4.8). En yüksek  $\Delta E$  değeri ONL ve O gruplarında elde edildi ( $p > 0,05$ ) (Şekil 4.2). En düşük  $\Delta E$  değerleri ise GEL grubu ile elde edildi (Şekil 4.2). Ayrıca NL, FEL, OEL, FNL grupları ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı ( $p > 0,05$ ). GNL, EL ve F grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmazken ( $p > 0,05$ ) bu grupların kontrol grubuna göre daha yüksek  $\Delta E$  değeri verdikleri görüldü (Tablo 4.9).

**Tablo 4.9.** Gruplara ait ortalama, minimum, maksimum makaslama  $\Delta E$  değerleri ve standart sapmaları

| Gruplar | n  | Ortalama ( $\Delta E$ ) | Standart Sapma | Minimum ( $\Delta E$ ) | Maksimum ( $\Delta E$ ) |
|---------|----|-------------------------|----------------|------------------------|-------------------------|
| K       | 10 | 3,02 <sup>a</sup>       | 0,44           | 2,29                   | 3,81                    |
| EL      | 10 | 1,53 <sup>b,c</sup>     | 0,24           | 1,15                   | 1,86                    |
| NL      | 10 | 2,90 <sup>a</sup>       | 0,40           | 2,31                   | 3,50                    |
| G       | 10 | 1,76 <sup>b,c</sup>     | 0,31           | 1,38                   | 2,36                    |
| F       | 10 | 1,83 <sup>b,c</sup>     | 0,31           | 1,33                   | 2,21                    |
| O       | 10 | 3,85 <sup>d</sup>       | 0,36           | 3,24                   | 4,34                    |
| GEL     | 10 | 1,31 <sup>b</sup>       | 0,30           | 0,91                   | 1,85                    |
| FEL     | 10 | 2,71 <sup>a</sup>       | 0,40           | 2,01                   | 3,13                    |
| OEL     | 10 | 3,13 <sup>a</sup>       | 0,28           | 2,62                   | 3,67                    |
| GNL     | 10 | 1,94 <sup>c</sup>       | 0,60           | 1,10                   | 2,91                    |
| FNL     | 10 | 3,04 <sup>a</sup>       | 0,38           | 2,54                   | 3,95                    |
| ONL     | 10 | 4,05 <sup>d</sup>       | 0,62           | 3,12                   | 4,85                    |

**Not:** Aynı harflerdeki gruplar arasında istatistiksel fark yoktur.

Hassasiyet giderici ajanların tek başına uygulandığı G, F ve O grupları karşılaştırıldığında, O grubunun en yüksek  $\Delta E$  değeri gösterdiği ( $p<0,001$ ) ve G ve F grupları arasında istatistiksel olarak fark olmadığı görüldü ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.10).

**Tablo 4.10.** Sadece hassasiyet giderici ajanın uygulandığı gruplar arası önemlilik durumları

| Karşılaştırılan Gruplar | P         |
|-------------------------|-----------|
| G - F                   | $p>0,05$  |
| G - O                   | $p<0,001$ |
| F - O                   | $p<0,001$ |

Sadece lazer uygulanan EL ve NL grupları arasında istatistiksel olarak fark bulundu ( $p<0,001$ ) (Tablo 4.11) ve EL grubu, NL grubuna göre daha düşük  $\Delta E$  değeri gösterdi (Tablo 4.9).

**Tablo 4.11.** Sadece lazer uygulamasının yapıldığı gruplar arası önemlilik durumları

| Karşılaştırılan Gruplar | P       |
|-------------------------|---------|
| EL - NL                 | p<0,001 |

Hassasiyet giderici ajanların tek başına uygulandığı gruplarla kombine uygulama yapılan gruplar karşılaştırıldığında, G grubu, GEL grubuna göre daha yüksek  $\Delta E$  değeri gösterirken (p<0,05), GNL grubu ile arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4.12). GEL grubu GNL grubuna göre daha düşük  $\Delta E$  değeri gösterdi (p<0,05).

F, FEL ve FNL grupları kendi aralarında karşılaştırıldıklarında; F grubu, FEL ve FNL gruplarına göre daha düşük  $\Delta E$  değeri gösterdi (p<0,001). FEL ve FNL grupları arasında ise istatistiksel olarak fark bulunmadı (p>0,05) (Tablo 4.12).

O, OEL ve ONL grupları kendi aralarında karşılaştırıldıklarında; O grubu, OEL grubuna göre daha düşük  $\Delta E$  değeri gösterdi (p<0,01) (Tablo 4.12). Diğer taraftan ONL grubu ile arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı (p>0,05). OEL ve ONL grupları arasında ise OEL grubu daha düşük  $\Delta E$  değeri gösterdi (p<0,001) (Tablo 4.12).

**Tablo 4.12.** Sadece hassasiyet giderici ajanların uygulandığı grupların kombine uygulama yapılan gruplarla karşılaştırıldığında önemlilik durumları

| Karşılaştırılan Gruplar | P      | Karşılaştırılan Gruplar | P       | Karşılaştırılan Gruplar | P       |
|-------------------------|--------|-------------------------|---------|-------------------------|---------|
| G – GEL                 | p<0,05 | F – FEL                 | p<0,001 | O – OEL                 | p<0,01  |
| G – GNL                 | p>0,05 | F – FNL                 | p<0,001 | O – ONL                 | p>0,05  |
| GEL – GNL               | p<0,05 | FEL – FNL               | p>0,05  | OEL – ONL               | p<0,001 |

EL, GEL, FEL ve OEL grupları kendi aralarında karşılaştırıldıklarında; EL ve GEL grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmaz iken EL grubu, OEL ve FEL gruplarına göre daha düşük  $\Delta E$  değeri gösterdi (p<0,001) (Tablo 4.13).

NL, GNL, FNL ve ONL grupları kendi aralarında karşılaştırıldıklarında; NL ve FNL grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı (p>0,05). NL grubu ONL grubuna göre daha düşük  $\Delta E$  değeri gösterirken, GNL grubuna göre daha yüksek  $\Delta E$  değeri gösterdi (p<0,001) (Tablo 4.13).

**Tablo 4.13** Sadece lazer uygulaması yapılan grupların kombine uygulama yapılan gruplarla karşılaştırıldığında önemlilik durumları

| Karşılaştırılan Gruplar | P       | Karşılaştırılan Gruplar | P       |
|-------------------------|---------|-------------------------|---------|
| EL – GEL                | p>0,05  | NL – GNL                | p<0,001 |
| EL – FEL                | p<0,001 | NL – FNL                | p>0,05  |
| EL – OEL                | p<0,001 | NL – ONL                | p<0,001 |

### 4.3. MPa ve $\Delta E$ Değerleri Arasındaki Korelasyon İlişkisi

Elde edilen MPa ve  $\Delta E$  değerleri arasındaki ilişki düzeyleri Pearson korelasyon katsayısı ile izah edildi. Tüm gruplar dikkate alındığında MPa ile  $\Delta E$  değerleri arasında % 66,6'lık negatif anlamlı bir ilişki olduğu Tablo 4.14'de gösterilmektedir.

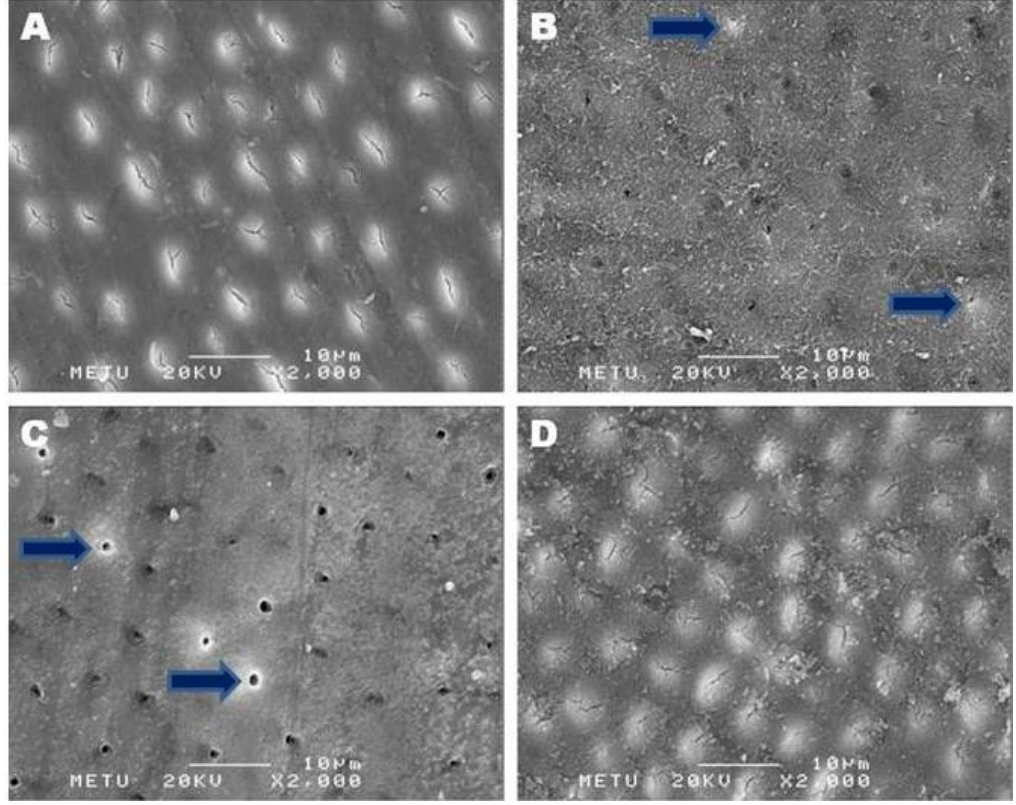
**Tablo 4.14.** MPa ve  $\Delta E$  veri setleri arasındaki korelasyon ilişkisi

|            |                     | MPa     | $\Delta E$ |
|------------|---------------------|---------|------------|
| MPa        | Pearson Korelasyonu | 1       | -,666**    |
|            | p                   |         | ,000       |
|            | N                   | 120     | 120        |
| $\Delta E$ | Pearson Korelasyonu | -,666** | 1          |
|            | p                   | ,000    |            |
|            | N                   | 120     | 120        |

\*\*p<0,001

#### 4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntüleri

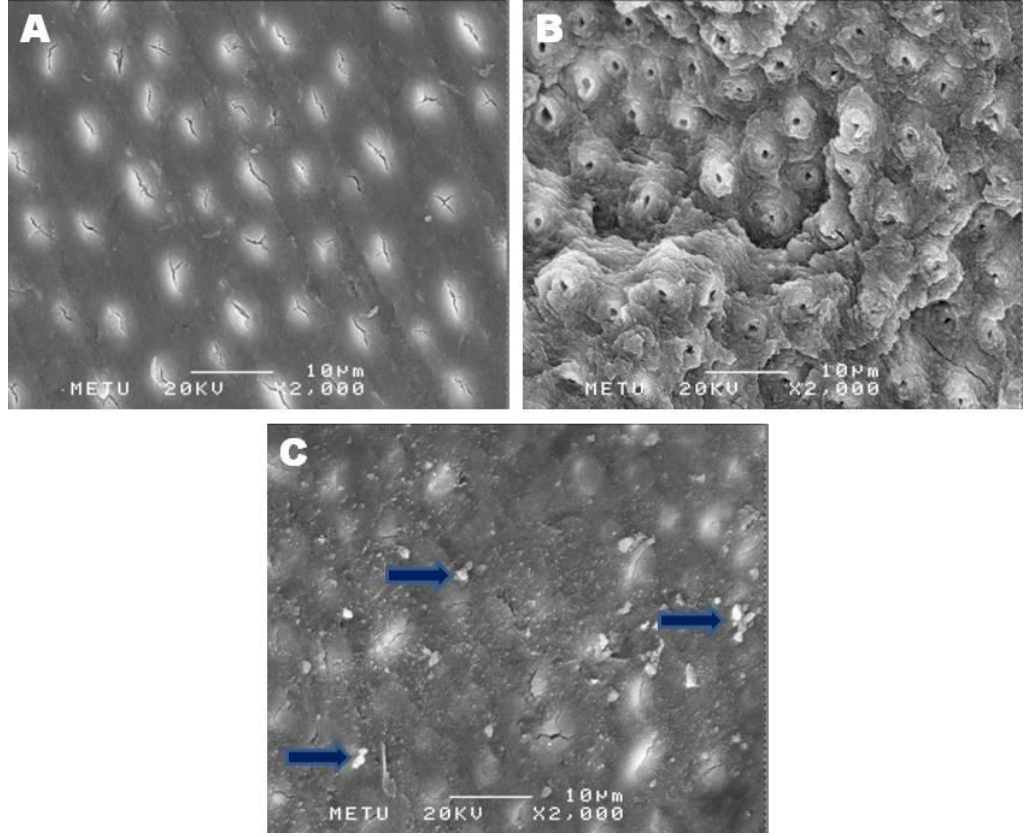
Farklı hassasiyet giderici tedavi uygulamalarına bağlı oluşan farklı dentin yüzeylerinin SEM görüntüleri Şekil 4.3 – 4.6’da görülmektedir (x2000).



**Şekil 4.3.** A. 600 gridlik zımpara ile zımparalanan dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
B. Florid içerikli hassasiyet giderici ajan (Aqua Prep-F) uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
C. Okzalat içerikli hassasiyet giderici ajan (BisBlock) uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
D. Gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan (Gluma) uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

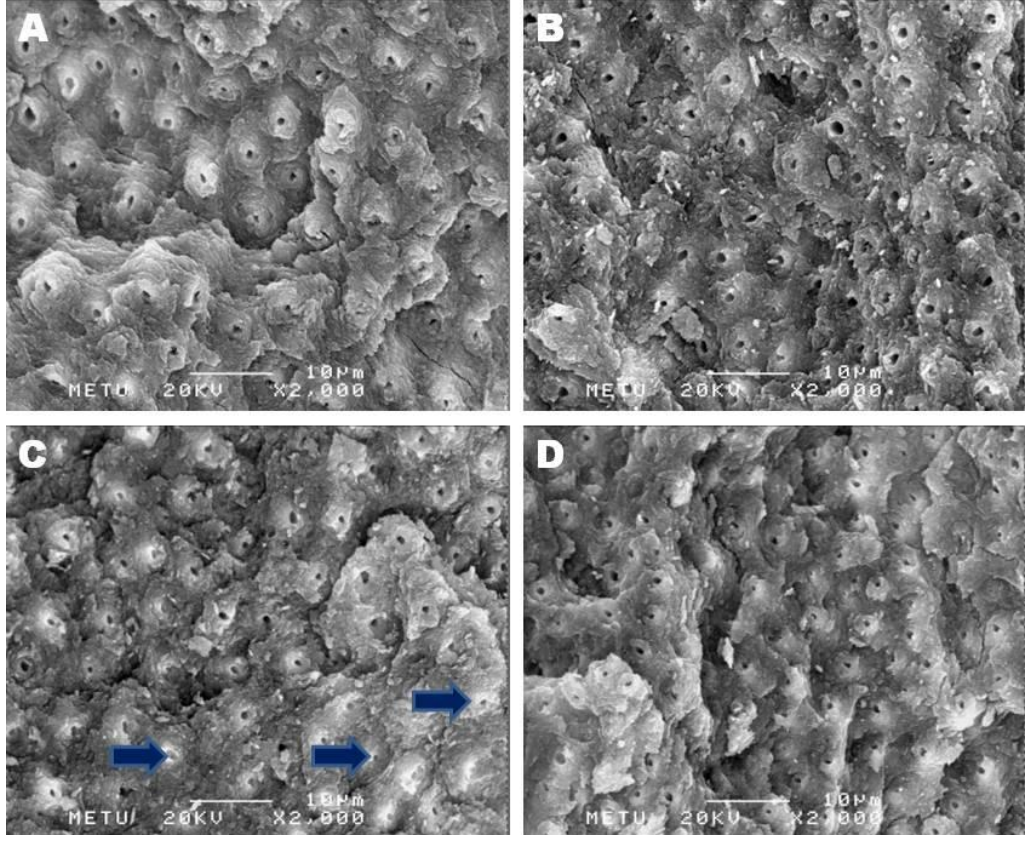
Kontrol, F, O ve G grubunu temsil eden dentin yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri Şekil 4.3’de görülmektedir. Hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuna ait dentin yüzeyinin tamamen smear tabakası ile kaplı olduğu görülmektedir (Şekil 4.3.A). F grubuna ait dentin yüzeyinde tamamen rezinle kaplı alan, açık ama oldukça dar dentin tübül ağızları ve okla gösterilen bölgelerde kalsifiye olmuş tübül ağızları görülmektedir (Şekil 4.3.B). O grubuna ait dentin yüzeyinde, F grubuna ait dentin yüzeyine göre daha açık dentin tübül ağızları ve okla belirtilen bölgelerde daha belirgin kalsifiye dentin tübül ağızları görülmektedir (Şekil 4.3.C). G grubuna ait dentin

yüzeyi, kontrol grubundan alınan örneğe benzer bir görüntüye sahip olmakla birlikte farklı olarak rezinle kaplı smear tabakası görülmektedir (Şekil 4.3.D).



**Şekil 4.4.** A. 600 gridlik zımpara ile zımparalanan dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
B. Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
C. Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

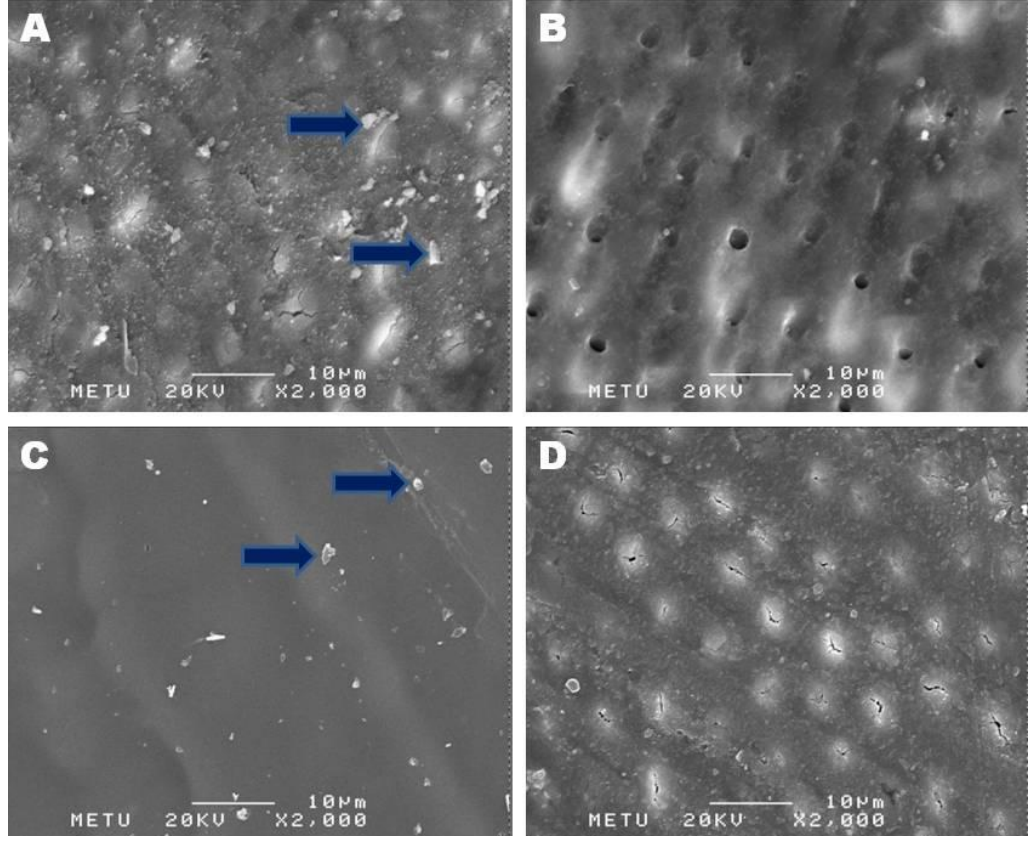
Kontrol EL, ve NL gruplarını temsil eden dentin yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri Şekil 4.4'de görülmektedir. Kontrol grubuna ait dentin yüzeyi incelendiğinde tamamen smear tabakası ile kaplı düz bir yüzey gözlenirken (Şekil 4.4.A), EL grubuna ait dentin yüzeyinde ise dentin tübüllerinin sirküler bir formda şekillendiği girintili çıkıntılı bir yüzey görülmektedir (Şekil 4.4.B). NL grubuna ait dentin yüzeyinde ise kontrol grubundan alınan dentin yüzeyine benzer ama farklı olarak okla gösterilen yerlerde olduğu gibi kalsifiye alanların gözlemlendiği bir yüzey görülmektedir (Şekil 4.4.C).



**Şekil 4.5.** A. Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
B. Florid içerikli hassasiyet giderici ajan (Aqua Prep-F) uygulaması ardından Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
C. Okzalit içerikli hassasiyet giderici ajan (BisBlock) uygulaması ardından Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
D. Gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan (Gluma) uygulaması ardından Er:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

EL, FEL, OEL ve GEL gruplarını temsil eden dentin yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri Şekil 4.5'de görülmektedir. Dört görüntüde de EL grubuna ait dentin yüzeyine benzer şekilde dentin tübüllerinin sirküler bir formda şekillendiği girintili çıkıntılı bir yüzey görülmektedir. Biraz farklı olarak OEL grubuna ait dentin yüzeyinde okla gösterilen bölgelerde olduğu gibi kalsifikasyon ve daralmış dentin tübül ağzlarına daha çok rastlanmaktadır (Şekil 4.5.C). FEL grubuna ait dentin yüzeyinde, GEL grubuna ait dentin yüzeyine göre daha belirgin rezinle kaplı alanlar gözlenmektedir (Şekil 4.5.B ve 4.5.D).





**Şekil 4.6.** A. Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
B. Florid içerikli hassasiyet giderici ajan (Aqua Prep-F) uygulaması ardından Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
C. Okzalat içerikli hassasiyet giderici ajan (BisBlock) uygulaması ardından Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü  
D. Gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan (Gluma) uygulaması ardından Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

NL, FNL, ONL ve GNL grupları temsil eden dentin yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri Şekil 4.6'da görülmektedir. NL grubuna ait dentin yüzeyi görüntüsünde tamamen smear tabakası ile kaplı bir alan üzerinde kalsifikasyon odakları (oklarla gösterildiği gibi) görülmekte iken ONL grubuna ait dentin yüzeyinde ise smear tabakanın kaybolduğu tamamen dümdüz bir alan üzerinde kalsifikasyon odakları (oklarla gösterildiği gibi) görülmektedir (Şekil 4.6.A ve 4.6.C). FNL grubuna ait dentin yüzeyinde de aynı şekilde smear tabakanın tamamen kaybolduğu dentin tübül ağzlarının gözlenebildiği düz erimiş bir yüzey görülmektedir (Şekil 4.6.B). GNL grubuna ait dentin yüzeyinde erimiş bir smear tabakası görülmektedir (Şekil 4.6.D).



## 5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, dentin hassasiyetini gidermek amacıyla yapılan farklı yüzey işlemlerinin, kendinden adeziv rezin siman ile simante edilmiş tam seramik restorasyonların dentine bağlanma dayanıklılığına ve yaşlanmaya bağlı renk farklılığına etkili olduğu görüldü ve elde edilen sonuçlar çalışmanın hipotezini destekledi.

Gün geçtikçe estetiğe olan talebin artması ile birlikte, diş hekimliğinde kullanılacak hem estetik beklentiyi hem de istenilen dayanıklılığı sağlayacak materyal arayışı da artarak devam etmektedir (Haselton ve ark., 2000). Bu beklentilerle orantılı olarak, metal destekli seramik restorasyonlara oranla metal alaşıma bağlı oluşan korozyonun oluşmaması, toksik ve alerjik etkilerin görülmemesi, marjinal uyumun daha iyi sağlanması, ısı ve elektrik iletkenliklerinin daha düşük olması ve yüksek translusensi özelliğine bağlı olarak doğal dişe daha yakın estetik görüntü elde edilmesi nedeniyle tam seramik sistemler günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır (Coşkun ve Yaluğ, 2002; Raigrodski, 2004; Yavuzylmaz ve ark., 2005; Pjetursson ve ark., 2007; Sailer ve ark., 2007; Donovan, 2008).

IPS Empress 2, estetik olarak doğal diş yapısına benzer olması, sabit restorasyon yapımı için yeterli dayanıklılığa sahip olması nedeni ile tercih edilen bir tam seramik sistemidir. 2005 yılında IPS Empress 2 ile kıyaslanarak geliştirilen IPS e.max Press, aynı şekilde lityum disilikattan oluşan preslenebilir cam porselendir fakat farklı pişirme yöntemi uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip restorasyonlar yapmaya imkan verir ve günümüzde de sıklıkla tercih edilmekte ve kullanılmaktadır (Stappert ve ark., 2006). Bu nedenle bu çalışmanın deney aşamasında tam seramik sistem olarak IPS e-max Press sistemi kullanıldı.

Her ne kadar estetik sonuç elde edilse de tam seramik sistemlerinin klinik uygulamalarında bildirilen başarısızlıklar mevcuttur. Bunlar arasında en sık rastlanılanları kırılma ve bağlanma başarısızlıklarıdır (Hekimoğlu ve ark., 2000; Karaağaçlıoğlu ve Yılmaz, 2008). Ayrıca uzun dönem başarısını etkileyen renklenme başarısızlığı da bildirilmiştir (Burke ve Watts, 1994; Kelly ve ark., 1995).

Tam seramik restorasyonların başarısını etkileyen önemli faktörlerden biri diş preparasyonudur. Restorasyonun dayanıklılığı için belirli bir kalınlık gereklidir, bunun için de diş preparasyonu miktarı önemlidir. Tam seramik restorasyonlarda preparasyon miktarı 0,5-2 mm arasında değişmektedir (Yavuzylmaz ve ark., 2005). Preparasyon

sonrasında dentin tabakasına ulaşılması sonucunda dentin tübüleri açığa çıkar. Richardson ve ark. (1991), posterior bir kron için diş preparasyonu yapıldığında, ortalama 1-2 milyon dentin tübülünün ortama açıldığını bildirmişlerdir. Bunun sonucunda da dış kaynaklı uyarılara bağlı olarak ortama açılan dentin tübüllerindeki dentin sıvısı hareketi sonucunda dentin hassasiyeti oluşur (Pashley, 1990).

Sabit protetik restorasyonların simantasyonunda sıklıkla kullanılan çinko fosfat, cam iyonomer gibi konvansiyonel simanların asidik olmaları ve özellikle tam seramik sistemlerin simantasyonu için önerilen rezin simanların bir kısmında uygulanan asitleme işlemi dentin hassasiyetini daha da artırmaktadır (Berbermeyer ve Berg, 1994; Christensen, 2002b). Son zamanlarda geliştirilmiş olan kendinden adeziv rezin simanlar, hassasiyet oluşturmamasının yanı sıra ilave bir adeziv uygulama veya aşama gerektirmemesi, klinik uygulama süresinin kısa olması ve simantasyon sürecindeki teknik hassasiyeti azaltarak bu süreçte ortaya çıkabilecek teknik hataları elimine etmesi nedeni ile tam seramik sistemlerin simantasyonunda önerilmektedir (Monticelli ve ark., 2008; Bitter ve ark., 2009, Viotti ve ark., 2009; Silva ve ark., 2011). Bu nedenle bu çalışmanın deney aşamasında tam seramik örneklerin simantasyonunda kendinden adeziv rezin siman (Rely X U100, 3M ESPE) kullanıldı.

Sabit restorasyonlarda özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonu sonrasında, destek dişlerde % 5-24 arasında pulpal komplikasyon veya ağrı görüldüğü ve simantasyon sonrasında ilk birkaç hafta hastayı rahatsız eden en yaygın sorunlardan birinin dentin hassasiyeti olduğu bildirilmiştir (Christensen, 1997; 2002a; 2002b). Hassasiyetin önlenmesi için farklı tedaviler önerilmektedir (Ölmez ve Erdemli, 2003; Kadiroğlu ve Dağ, 2004; Bartold, 2006; Orchardson ve Gilliam, 2006). Bu amaçla, genellikle dentin hassasiyet giderici ajanlar ve lazer uygulaması (Christensen, 2002a; Yazıcı ve ark., 2010) tercih edilirken, bazı araştırmacılar bu iki uygulamanın birlikte kullanılmasının daha etkili olduğunu belirtmişlerdir (Kumar ve Mehta, 2005; Cakar ve ark., 2008). Ancak uygulamaların birlikte kullanılmasının restorasyonların dentine bağlanma dayanıklılığına etkisi hala araştırılmaktadır.

Al Salehi ve Burke'nin (1997) yaptığı derlemede, rezin kompozit ile dentin arasındaki bağlanma dayanıklılığını değerlendiren 50 farklı çalışma incelenmiş ve bu testlerin klinik duruma uygun bir şekilde standardize edilmiş bir test yöntemi için değerlendirme yapılmıştır. Bu çalışmaya göre adeziv çalışmalar için en çok tercih edilen

testin makaslama bağlanma dayanıklılık testi ve çalışmalarda % 70 oranla en fazla çekilmiş molar dişlerin kullanılmış olduğu belirtilmektedir. Bu çalışmada kullanılan dişlerin ait oldukları bireylerin yaşları bilinmemektedir. Tagami ve ark. (1993) yaptıkları çalışmada, yaşları 9-21 arasında olan genç bireylerin dentini ile yaşları 42-64 arasında olan yaşlı bireylerin dentini arasında bağlanma dirençleri karşılaştırıldığında benzer değerler elde edildiğini bildirmişlerdir.

Dişlerin test öncesinde saklama koşulları arasındaki farklılıklar test sonuçlarını etkileyebilir. Titley ve ark'nın (1998) yeni çekilmiş sığır dişlerini kullandıkları çalışmalarında; 10 farklı saklama solüsyonunda (+4 C<sup>0</sup>'de distile su, -20 C<sup>0</sup> distile su, formalin, sodyum hipoklorit, kloramin, timol, metanol, gama ışınlaması yapıldıktan sonra distile su, glutraldehit ve homofix) 2 ay bekletme sonrası kompozit rezinin dentine olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkilerini araştırmışlardır. Daha sonra tüm dişler kontrol grubunda 24 saat distile su içerisinde bekletilen dişlerle karşılaştırmışlardır. En yüksek bağlanma değerinin kontrol grubunda ve ikinci olarak -20 C<sup>0</sup> distile suda olduğu ve ikinci grupta formalin, sodyum hipoklorit, kloramin, homofix solüsyonlarında veya distile suda bekletilen gruplar arasında istatistiksel olarak farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada dişler % 0,5'lik kloramin içeren solüsyonda 1 hafta bekletildikten sonra deney sürecine kadar +4 C<sup>0</sup>'de distile su içerisinde bekletilmiştir.

Yapılan çalışmaların çoğu bağlanma testlerinde kullanılan örneklerin çapının en az 4 mm olması gerektiğini belirtmektedir (Al Salehi ve Burke, 1997; Tamura ve ark., 2011). Genellikle yapılan çalışmalar, kullanılan örneklerin yüzey alanının artmasıyla dentinde bağlanma bölgesinde defektlerle karşılaşma olasılığının fazla olduğunu, daha küçük örneklerin bağlanma testlerinde kullanımıyla daha geçerli sonuçların elde edilebileceğini belirtmiştir (Tamura ve ark., 2011). Bu çalışmada deney aşamasında kullanılan seramik disklerin çapı 5 mm kalınlığı 2 mm'dir.

5 mm çapında disk halindeki tam seramik örneklerin simante edilebilmesi için molar dişlerin en geniş yüzeyi olan bukkal yüzeylerindeki dentin yüzeyi kullanılmıştır. Tam seramik restorasyonlarında diş preparasyon prensipleri göz önünde bulundurularak fasiyal yüzeylerdeki 1,5 mm'lik preparasyonu yansıtmaları için örnek dişlerin bukkal yüzeylerinde 1,5 mm derinliğinde rehber oluklar açılarak dentin yüzeyi ekspoz edilmiştir (Yavuzylmaz ve ark., 2005). Sonrasında dentin yüzeyinde hem standardize

bir smear tabakası oluşturmak, hem de makaslama bağlanma testinin doğru bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için yer düzlemine dik bir bağlanma yüzeyi oluşturmak amacıyla çoğu çalışmada olduğu gibi en son 600 gritlik silikon karbid zımpara ile zımparalama işlemi yapılmıştır. Değişik grit büyüklüğüne sahip zımparaların oluşturduğu yüzey şeklinin bağlanmaya etkilerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, McInnes ve ark. (1990), 600 gritlik zımparanın etkisinin 320 gritlik zımparadan sonra bitirme frezinin uygulanmasıyla aynı yüzey özelliklerine ve bağlanma dayanıklılığına sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Tam seramik restorasyonların dentine bağlanmasında rezin-dentin ve rezin-seramik arası olmak üzere iki farklı bağlanma dayanıklılığı etkilidir. Rezin-seramik bağlanmasında, bağlanma kuvvetinin rezin siman içerisindeki moleküller arası koheziv kuvvetten daha yüksek olması beklenmektedir (Pospiech, 2002). Bunun için de simantasyon yapılacak seramik yüzeyinin öncelikle yağdan yoksun, kuru ve temiz olması gerekmektedir. Bunun dışında bağlanma yapılacak seramik yüzeyine, yüzey enerjisini ve buna bağlı olarak ıslanabilirliğini artırmak için çeşitli yüzey işlemleri yapılmaktadır. Bu yüzey işlemleri arasında elmas frez ya da disk ile aşındırma,  $Al_2O_3$  ile kumlama, asitle pürüzlendirme, silika kaplama (Rocatec sistem) ve ilave silan ajanı uygulaması yer almaktadır (Pospiech, 2002; Blatz ve ark., 2003).

Güçlendirilmiş seramiklerin mikro-yapısındaki farklılık da rezin-seramik bağlanmasına etki etmektedir (Della Bona ve ark., 2000). Bu çalışmada lityum disilikat içerikli cam seramik olan IPS e-max Press kullanılmıştır. Çalışmalarda genellikle porselen tamirinde yüzey işlemi olarak HF asitle pürüzlendirme ve ilave silan ajanı uygulaması önerilmektedir (Pameijer ve ark., 1996; Blatz ve ark., 2003). Spohr ve ark.'nın (2003), farklı seramik yüzey işlemlerinin IPS Empress 2 seramik disklere rezin simanın bağlanmasına etkisini araştırdıkları çalışmada, % 10'luk HF asit ve silan uygulamasının, kumlama, kumlama + silan ve HF asit uygulamasına göre en yüksek bağlanma dayanıklılığı değeri verdiğini bildirmişlerdir.

Seramik yüzeylerinde asitle pürüzlendirme işleminde ortofosforik, sülfürik, nitrik, asidüle fosfat florid ve amonyum hidrojen diflorid gibi değişik asitlerin uygulanabileceği bildirilse de, HF asit en çok tercih edilen asittir (Saraçoğlu ve ark., 2004).

Silan bağayıcı ajan, seramik yüzeyinin ıslanabilirliğini artırarak asit uygulama ve kumlama sonucu oluşan pürüzlü yapıya rezin simanın kolayca penetre olmasını sağlarken, aynı zamanda rezin siman içeriğindeki metakrilat monomeri ve seramik yüzeyindeki silanol grubu ile kimyasal bağ oluşturarak organik ve inorganik yapıları birbirine bağlamaktadır (Söderholm ve Shang, 1993; Jardel ve ark., 1999). Filho ve ark. (2004), HF asit ve silan bağlayıcı ajanın seramik yüzeyine uygulamasının, kompozit rezin ile IPS Empress 2 seramik arasındaki mikro-gerilme bağlanma dayanıklılığına etkisini değerlendirmişler ve HF asitle birlikte silan bağlayıcı ajan uygulamasının ise en yüksek bağlanma değerini gösterdiğini, ayrıca silan bağlayıcı ajanın tek başına uygulamasının, HF (% 9,5) asit ya da kumlamadan daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerleri verdiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada IPS e-max Press tam seramik diskler üzerine yüzey işlemi olarak % 9,5'lik HF asit ardından silan bağlayıcı ajan uygulaması yapılmıştır.

Bağlanma dayanıklılıklarının incelendiği çalışmalarda gerilme veya makaslama testleri kullanılmaktadır (Al Salehi ve Burke, 1997; Anusavice ve Brantley, 2003). Tamura ve ark. (2011), ideal bir bağlanma test yönteminde teknik hassasiyetin düşük olması gerekliliğini savunmaktadırlar. Gerilme testlerinde, makaslama göre örneklerde daha fazla yüzey alanı stresse maruz kalmaktadır. Bu nedenle gerilme testlerinde kısmi koheziv başarısızlıklarla karşılaşma olasılığı yüksektir (Tamura ve ark., 2011). Gerilme kuvveti bağlanma bölgesine dik, makaslama kuvveti ise paralel gelmektedir (Della Bona ve Van Noort, 1995). Böylece restorasyonlar üzerine makaslama testi uygulandığında, bağlanan materyal ile bağlayıcı sistem arasındaki bağlanma dayanıklılığını test etmek için stresin en fazla biriktiği bölge olan ara yüz bağlanması esas alınır (Della Bona ve Van Noort, 1995; Al Salehi ve Burke, 1997; Tamura ve ark., 2011). Ağız içi kuvvetlerin kompleks yapısından dolayı, makaslama veya gerilme testlerinde tam olarak taklit edilemeyecekleri belirtilmektedir (Al Salehi ve Burke, 1997; Anusavice ve Brantley, 2003). Makaslama ve gerilme dayanıklılığı testleri karşılaştırıldığında, ölçülen bağlanma dayanıklılık değerlerinde belirgin bir farklılık görülmediği, ancak adeziv tip başarısızlığın, makaslama dayanıklılığı testleri sonucunda daha sık görüldüğü bildirilmiştir. Bu nedenle makaslama dayanıklılığı testinin adezyon testlerinde tercih edilmesi önerilmekte ve literatürde en yaygın

kullanılan testin, makaslama testi olduğu bildirilmiştir (Al Salehi ve Burke, 1997; Blatz ve ark., 2003).

Makaslama bağlanma dayanıklılık testlerinde kırıcı yükün çapraz kafa hızının bağlanma değerlerini etkilediğini ve etkilemediğini gösteren çalışmalar mevcuttur (Hara ve ark., 2001). Klocke ve Kahl-Nieke (2005), dört farklı çapraz kafa hızının (0,1 mm/dk., 0,5 mm/dk., 1mm/dk. ve 5 mm/dk.) ortodontik braketlerin mine yüzeyine makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini değerlendirmiş ve çapraz kafa hızının, kompozit adezivle bağlanan braketlerin mineden kopma dayanıklılığına etki etmediğini göstermiştir. Diğer taraftan Hara ve ark. (2001), yaptıkları çalışmada çapraz kafa hızının kompozit rezin-dentin arası makaslama bağlanma dayanıklılık değerlerini etkilediğini ve çapraz kafa hızının artmasıyla bağlanma değerinin de arttığını göstermiştir. Bunun nedeninin de düşük çapraz kafa hızının, rezin-dentin ara yüzeyine uygulanan kırıcı yükü belirli bir elastisiteye sahip bağlayıcı ajan tarafından kompanse edilmesine, daha düşük hızlarda rezinin visköz materyal gibi davranmasına bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmada makaslama bağlanma dayanıklılık testi uygulamasında çapraz kafa hızı 0,5 mm/sn olarak kullanılmıştır. Versluis ve ark. (1997), yaptıkları çalışmada daha yüksek çapraz kafa hızının anormal stres dağılımına neden olarak dentinde koheziv tip başarısızlıklara neden olduğunu belirtmiştir.

Bağlanma testlerinin uygulandığı in vitro çalışmaların çoğunda elde edilen verilerin klinik açıdan geçerli olabilmesi için çeşitli yaşlandırma teknikleri uygulanmaktadır. Bunlar arasında; ağız ortamını taklit eden tükrük enzimleri ve bakterileri içeren sıvılarda veya suda uzun süre muhafaza etme, ısı banyo uygulama ve çiğneme simulatörü gibi çeşitli aletlerle okluzal yükleme yapılarak yaşlandırma teknikleri bulunmaktadır (De Munck ve ark., 2005). Isıl banyo uygulamasıyla yapılan yaşlandırma tekniği, dental materyallerin makaslama ve gerilme bağlanma dayanıklılık testlerinde oldukça sık kullanılan bir yöntemdir (Gale ve Darvell, 1999). 1994 yılında belirlenen ISO (Uluslar Arası Standart Örgütü) TR 11450 standartlarına göre 5-55°C’de 500 kez ısı banyo döngüsü uygulamasının suni yaşlandırma için uygun olduğu belirtilmektedir (Al Salehi ve Burke, 1997) ve bu çalışmada da buna uyumlu olarak deney aşamasında örnekler 5-55°C’de bekleme süresi 30 sn olacak şekilde 500 kez ısı banyo döngüsü uygulandı.Yapılan çalışmalara göre ısı banyo döngüsü işlemi sırasında kontraksiyon ve ekspansiyon olmak üzere kombine stresler oluşmakta ve bu stresler

bağlanma bölgesinde kimyasal yıkımı hızlandırmaktadır ki bu durum da bağlanma değerlerinin azalmasına neden olmaktadır (De Munck ve ark., 2005). Bununla birlikte Abo-Hamar ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada, 5-55°C'de 6000 kez ısı banyo döngüsünün kendinden adeziv simanların dentin ve mineye olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini değerlendirmiş ve ısı banyo işleminin kendinden adeziv simanın dentine olan bağlanmasını etkilemediğini ama mineye olan bağlanmasını azaltma yönünde etkilediğini bulmuştur.

Adeziv sistemler birkaç yıl içerisinde, üç aşamalı uygulama sisteminden (asit + primer + adeziv), iki aşamalı uygulama (asidi yıkanan ve kendinden asitli) ve tek aşamalı uygulama (kendinden asitli) sistemine geçiş göstermiştir. Hatta son yıllarda kendinden adeziv sistemlerin ortaya çıkması ile uygulama aşamaları tamamen ortadan kalkmış ve klinik açıdan kullanım kolaylaştırılmıştır (Radovic ve ark., 2008). Bu çalışmanın deney aşamasında kendinden adeziv rezin siman olarak kullandığımız Rely X U100, piyasaya ilk kendinden adeziv siman olarak çıkan Rely X Unicem (3M ESPE) siman ile tamamen aynı yapıda olup tek farkı paketlenme ve kullanıma sunum şeklinin farklı olmasına bağlı olarak uygulama şeklidir. Viotti ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada, farklı kendinden adeziv simanların, iki ve tek aşamalı sistem adezivli konvansiyonel yapıştırma simanlarla karşılaştırmalı olarak dentine olan mikro gerilme bağlanma dayanıklılığını değerlendirmiştir. Çalışma sonucunda kendinden adeziv rezin simanların, asidi yıkanan ve kendinden asitli rezin simanlara göre daha düşük bağlanma değeri gösterdikleri bulunmuştur. Lührs ve ark.'nın (2010) yaptıkları benzer bir çalışmada, 4 farklı kendinden adeziv rezin simanın mine ve dentine makaslama bağlanma dayanıklılığı, asidi yıkanan rezin simanlarla karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya göre kendinden adeziv rezin simanlar arasında dentine olan en yüksek bağlanma değerini Rely X Unicem göstermiş olmakla birlikte ön uygulama gerektiren (asidi yıkanan ve kendinden asitli gibi) rezin simanlara göre hepsi de oldukça düşük değerler göstermiştir. Al-Assaf ve ark. (2007) tarafından 5 farklı adeziv rezin yapıştırma simanı ile dentin ara yüzey karakteristiğinin incelendiği bir çalışmada, kendinden adeziv rezin simanlarda diğer dentin yüzeyine ön uygulama gerektiren rezin simanlara göre daha farklı bir dentin-siman ara yüzeyi olduğu gösterilmiştir. Morfolojik bulgulara göre kendinden adeziv rezin siman ile koronal dentin arasında hibrit tabaka ve rezin tag oluşumu gözlenmemiş ve dentin

demineralizasyon oranının en düşük bu simanda olduğu belirtilmiştir (Al-Assaf ve ark., 2007). Kendinden adeziv resin simanlar, dentin demineralizasyonunu fosforik asit metakrilat içeriği ile sağlamakta ve böylece dentin yüzeyinde mikromekanik olarak tutuculuk sağlayacak alanlar oluşturmaktadır. Kimyasal bağlanmayı da hidroksiapatitle yaptığı kimyasal reaksiyon ile sağlamaktadır (Radovic ve ark., 2008). Bununla birlikte bu tip simanların yüksek viskoziteye sahip olması ve fosforik asit metakrilatın alkalın doldurucularla reaksiyona girmesi sonucu nötralizasyon ile su oluşumu (Çilingir ve Gömeç, 2008), kendinden adeziv resin simanların dentin yüzeyine yeterince diffüze olamamasına ve dentini dekalsifiye (demineralize) edememesine neden olmaktadır (Monticelli ve ark., 2008). Bu gibi nedenlerden dolayı da kendinden adeziv resin simanların, iki ve tek aşamalı sistem adezivli konvansiyonel yapıştırma simanlara göre daha düşük bağlanma değeri gösterdiği düşünülmektedir (Viotti ve ark., 2009; Lührs ve ark., 2010).

Zortuk ve ark. (2008), üç farklı resin esaslı simanla (Clearfil Esthetic, Rely X U100, G CEM Capsule) dentine simante edilen vita celay alümina seramik disklerin makaslama bağlanma dayanıklılığını inceledikleri çalışmada, kullanılan kendinden adeziv resin simanın (Rely X U100) en düşük bağlanma değerini ( $6,11 \pm 3,20$  MPa) gösterdiği bildirilmiştir. Bu çalışmada elde edilen makaslama bağlanma dayanıklılık değeri, sunulan çalışmada kullanılan kendinden adeziv resin siman (Rely X U100) ile simante edilen kontrol grubu ile benzer bağlanma değeri (7,51 MPa) verdiği görülmektedir.

Simantasyon öncesi hassasiyet giderici tedavi uygulamalarının, resin simanların dentine olan bağlanmasına etkisini inceleyen çok sayıda çalışma mevcuttur. Stawarczyk ve ark. (2011), Gluma (gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan) uygulamasının, kendinden adeziv resin (Rely X Unicem, G CEM) ve ön uygulama gerektiren resin (Rely X ARC, Panavia 21) simanların yaşlandırma sonrası dentine olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini incelemişlerdir. Sonuç olarak, Gluma'nın ön uygulama gerektiren resin simanların bağlanma değerini düşürürken kendinden adeziv resin simanların bağlanma değerini artırdığını bildirmişlerdir. Buna benzer Sailer ve ark. (2010) tarafından yapılan başka bir çalışmada, Gluma'nın iki farklı kendinden adeziv universal resin simanın (Rely X Unicem, Kendinden Adhesive Prototype Cement) dentine makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisi incelenmiş ve Gluma'nın



rezin simanların bağlanma değerlerini belirgin bir şekilde artırdığını belirtmişlerdir. Bildirilen bu sonuçlarla uyumlu olarak bu çalışmada da Gluma uygulaması, kullanılan kendinden adeziv rezin simanın makaslama bağlanma dayanıklılık değerini kontrol grubuna göre artırmıştır. Gluma, % 36'lık HEMA içermektedir ve HEMA dentinin ıslanabilirliğini artırarak ve rezinin dentin yüzeyine daha iyi infiltre olabilmesini sağlar (Ritter ve ark., 2000; Saraç ve ark., 2009). Ayrıca HEMA'nın bağlanmayı dentin yüzeyinde polimerizasyon sonucu oluşturduğu bir film tabakası ile artırdığı açıklanmaktadır (Munksgaard ve ark., 1984; Munksgaard ve ark., 1985). Kontrol grubuna göre glutraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan (Gluma) uygulanan grupta bağlanmada gözlenen artış bununla ilişkilendirilebilir.

Florid içerikli hassasiyet giderici ajanlar ile yapılan çalışmalarda, florid uygulaması dentin yüzeyinde kalsiyum florid kürecikleri oluşturarak flor salınımını yapan rezervuar oluşumunu sağlayarak dentin hassasiyetini azalttığı bildirilmiştir (Tveit ve Halse, 1982; Clark ve ark., 1985; Trowbridge ve Silver, 1990; Bartold, 2006). Dentin yüzeyinde oluşturdukları aside dirençli kristal yapı ile rezin komponentlerin kimyasal ve fiziksel olarak dentin yüzeyine penetrasyonunu engelleyerek, rezin simanların dentine bağlanmasını azaltırlar (Soeno ve ark.,2001; Zortuk ve ark., 2010). Saraç ve ark. (2009), farklı oranlarda florid içeren hassasiyet giderici ajanların rezin simanların dentine olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmada, flor oranının artmasıyla birlikte dentine olan bağlanmanın azaldığını ve ajanlar içerisinde PrepEze (Pentron) dışında hepsinin kontrol grubuna göre bağlanmayı azalttığını ve PrepEze marka ajanın HEMA içeriği (Munksgaard ve ark., 1984; Munksgaard ve ark., 1985; Ritter ve ark., 2000) nedeniyle bağlanmayı artırdığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da bağlanma dayanıklılık değerleri açısından florid içerikli hassasiyet giderici ajan uygulanan grup ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak fark bulunmamakla birlikte ( $p>0,05$ ), elde edilen bağlanma dayanıklılık değerleri kontrol grubundan daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmaya benzer olarak Dünder ve ark. (2010), kullandıkları aynı flor içerikli ajanın adeziv rezin simanların dentine olan makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini incelediği çalışmada, kontrol grubu ile istatistiksel olarak fark göstermediğini bildirmişlerdir.

Kolker ve ark.'nın (2002), dentin hassasiyetini dentin yüzeyinde rezin tıkaçları, protein veya kristal çökeltisi oluşturarak farklı mekanizmalarla azaltan ajanların dentin

geçirgenliğine ve dentin tübül tıkamasına etkisini değerlendirdikleri çalışmada, kristal çökeltisi oluşturan ajanların diğerlerine göre dentin geçirgenliğini azaltıp, dentin tübüllerinin çok daha fazla tıkadığını göstermişlerdir. Buna göre bu çalışmada kullanılan gluteraldehit ve florid içerikli hassasiyet giderici ajanların her ikisinde de HEMA içeriği olmasına rağmen, gluteraldehit içerikli ajan uygulanan grubun (G) florid içerikli ajan uygulanan gruba (F) göre daha yüksek bağlanma dayanıklılık değeri göstermesinin, florid içerikli hassasiyet giderici ajan uygulanan gruba ait dentin yüzeylerinde oluşan kristal oluşumun dentin geçirgenliğini gluteraldehit içerikli ajan uygulamasına oranla azaltması (Kolker ve ark., 2002) ve rezin penetrasyonunu engellemesi (Soeno ve ark.,2001; Saraç ve ark., 2009; Zortuk ve ark., 2010) ile açıklanabilir.

Okzalit içerikli hassasiyet giderici ajanların, dentin sıvı veya yüzeyindeki kalsiyum iyonları ile potasyum/ferik okzalit arasındaki reaksiyonla oluşan okzalit kristallerinin çökmesi sonucu, açık dentin tübüllerini tamamen kapattığını ve dentin yüzeyine uygulandığında adeziv rezinlerin dentine bağlanmasını olumsuz yönde etkilediğini gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur (Trowbridge ve Silver, 1990; Kolker ve ark., 2002; Aranha ve ark., 2006). Vachiramon ve ark. (2008), okzalit içerikli (BisBlock) hassasiyet giderici ajanın, asidi yıkanan 2 aşamalı adeziv sistemin dentine olan mikro-gerilme bağlanma dayanıklılığına ve nanosızıntısına etkisini incelemiştir. Çalışmanın bulgularına göre BisBlock'un, bağlanma dayanıklılığını belirgin bir şekilde azaltırken, nanosızıntıyı artırmış olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmanın bulgularıyla uyumlu olarak, sunulan çalışmada da okzalit içerikli hassasiyet giderici ajan (BisBlock) uygulaması yapılan grup (O) diğer gruplar arasında Nd:YAG lazer ile kombine uygulandığı grup (ONL) dışında en düşük bağlanma dayanıklılık değeri göstermiştir.

Sadece hassasiyet giderici ajan uygulanan gruplar (F, O, G) ile kontrol grubunun SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, kontrol grubunun tamamen smear tabakası ile kaplı olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.3.A). Kontrol grubundan daha yüksek bağlanma değeri gösteren gluteraldehit içerikli ajan uygulaması yapılan gruba ait görüntüde (Şekil 4.3.D) ise üzerinde HEMA içeriğine bağlı olarak oluşan aynı zamanda bağlanmayı artırma nedeni olan ince bir film tabakası gözlenmektedir ve bu film tabakası dışında tamamen kontrol grubuna benzer bir görüntü göstermektedir. Florid ve okzalit içerikli hassasiyet giderici ajan uygulanan gruplarda kullanılan hassasiyet

giderici ajanların üretici firmasının önerileri doğrultusunda, uygulama öncesi dentin yüzeyinin 15 sn asitle pürüzlendirilmesi nedeniyle SEM görüntülerinde kontrol ve gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan uygulanan gruplardan farklı olarak dentin tübüleri ağızları gözlenmektedir. Bununla birlikte florid (Şekil 4.3.B) ve okzalit (Şekil 4.3.C) içerikli hassasiyet giderici ajan uygulanan gruplara ait görüntülerde dentin tübül ağızlarında daralma ve birkaç tübül ağızında bağlanmayı olumsuz yönde etkileyen kristal çökeltiler (Soeno ve ark.,2001; Zortuk ve ark., 2010) (mavi oklarla gösterilen) gözlenmektedir. Kontrol grubu ile benzer bağlanma dayanıklılık değeri gösteren florid içerikli ajan uygulanan gruba (F) ait görüntüde, kontrol dahil bütün gruplar arasında en düşük dayanıklılık değeri gösteren okzalit içerikli ajan uygulanan gruptakinden (O) farklı olarak, gluteraldehit içerikli ajan uygulanan gruba (G) ait görüntüye benzer şekilde HEMA içeriğine bağlı olarak oluşan ince bir film tabakası gözlenmektedir.

Nd:YAG ve Er:YAG lazer uygulamaları günümüzde dentin hassasiyet giderici olarak kullanımının (Gutknecht ve ark., 1997; Kimura ve ark., 2000; Orchardson ve Whitters, 2000; Lier ve ark., 2002; Ölmez ve Erdemli, 2003; Attar ve Korkmaz, 2006; Birang ve ark., 2007) yanı sıra, mine ve dentinde bağlanma yüzeyini artırmak amacı ile yüzey işlemi olarak da kullanılmaktadır (Moritz ve ark., 1998, Ceballos ve ark., 2002; Eguro ve ark., 2002; Carrieri ve ark., 2007). Nd:YAG lazerin mine ve dentinde uygulanmasının ardından, kompozit veya adeziv rezinlere bağlanmasına etkisini inceleyen çalışmalar, Nd:YAG lazerin bağlanmayı olumsuz yönde etkilediğini göstermiştir (Ariyaratnam ve ark., 1997; Tarçın ve ark., 2009).

Carvalho ve ark. (2008), farklı parametrelerdeki Er:YAG lazer uygulamasının dentinin mikro-makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini değerlendirmiş ve yüksek parametrelerde ve uygulama başlığının temas halinde (kontakt) kullanımının bağlanmayı daha fazla olumsuz yönde etkilediğini göstermiştir. Yapılan çalışmalar, Er:YAG ve Nd:YAG lazerin hassasiyet giderici olarak uygulamasında ablasyon eşiğinin altındaki düşük parametrelerde kullanımını önermektedir (Gutknecht ve ark., 1997; Birang ve ark., 2007; Yazıcı ve ark. 2010).

Hassasiyet giderici ajanlar ile lazerin kombine uygulanmasının etkilerini inceleyen daha önceki çalışmaların çoğunda hassasiyet giderici ajan lazer uygulamasından önce uygulanmıştır (Lan ve ark., 1999; Kimura ve ark., 2000; Kumar ve Mehta, 2005; Hsu ve ark., 2006; Omae ve ark., 2007; Cakar ve ark., 2008; Wang ve

ark., 2010; Bakry ve ark., 2011). Bunun nedenlerinden biri, kombine uygulama yapılan çalışmalarda kullanılan hassasiyet giderici ajanların tübül tıkayıcı ajanlar olması ve dentin tübül ağzlarına etki ederek hassasiyet gideren Nd:YAG lazer (Kumar ve Mehta, 2005; Kimura ve ark., 2000) uygulamasından sonra bu ajanların uygulanması durumunda herhangi bir etki gösteremeyecekleri düşüncesidir. Bu nedenle bu çalışmada da, bütün kombine gruplarda (FNL, FEL, ONL, OEL, GNL, GEL) kullandığımız hassasiyet giderici ajanlar (Aqua Prep-F, BisBlock, Gluma) lazer uygulamasından (Nd:YAG, Er:YAG) önce yapılmıştır.

Yazıcı ve ark. (2010), dentin hassasiyet giderici olarak uygulanan Er:YAG ve Nd:YAG lazerin kendinden asitli adezivlerle dentin arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığına olan etkisini incelemiş ve bu çalışmaya göre hem Nd:YAG hem de Er:YAG lazerin bu tip adezivlerin dentine olan makaslama bağlanmasını etkilemediklerini bildirmişlerdir. Aynı parametrelerin kullanıldığı bu çalışmada ise makaslama bağlanma dayanıklılığı Er:YAG lazer uygulanan grupta (EL) artış gösterirken, Nd:YAG lazer uygulanan grupta (NL) Yazıcı ve ark.'nın (2010) çalışmasının bulgularıyla uyumlu olarak herhangi bir değişiklik göstermemiştir. Er:YAG lazer uygulamasının dentin yüzeyine etkileri ile ilgili yapılan morfolojik çalışmalarda (Matsumoto ve ark., 2003; Theodoro ve ark., 2010; Moretto ve ark., 2011) belirtildiği gibi smear tabakasının kaybolduğu, açık dentin tübülleri ve çıkıntı halinde uzanan peritübüler dentin yapısı ile düzensiz ve pürüzlü bir yüzey oluşturduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada yapılan SEM incelemesinde Er:YAG lazer uygulamasının Nd:YAG lazer uygulaması ile karşılaştırıldığında açık dentin tübülleri ve çıkıntı halinde uzanan peritübüler dentin yapısı ile pürüzlü bir yüzey açıkça görülmektedir. Bu pürüzlü yüzeyin bağlantıyı artırdığı düşünülmektedir. Ayrıca Capa ve ark. (2010), Er:YAG lazer uygulamasının dentinle kendinden adeziv rezin siman arasındaki makaslama bağlanma dayanıklılığına etkisini inceledikleri çalışmada, kullanılan kendinden adeziv rezin simanların (SmartCem2, Rely X Unicem, Multilink Automix) dentine olan bağlanma dayanıklılığını belirgin bir şekilde artırdığını göstermiştir.

Sadece lazer uygulaması yapılan grupların (EL, NL) kontrol grubu ile karşılaştırmalı SEM görüntüleri (Şekil 4.4.B - 4.4.C) değerlendirildiğinde; ER:YAG lazer uygulanmış örnekten alınan görüntüde (Şekil 4.4.B), daha önceki çalışmalarda alınmış SEM bulgularıyla (Eguro ve ark., 2002; Theodoro ve ark., 2010) uyumlu olarak

bağlanmayı artıran kontrol örneğine göre pürüzlü bir yapı gözlenmektedir (Şekil 4.4.A). Nd:YAG lazer uygulanmış örnekten alınan görüntüde (Şekil 4.4.C) ise, hemen hemen kontrol grubundakine benzer ancak farklı olarak birkaç yerde bağlanmayı olumsuz yönde etkileyen kristal oluşumlar (Soeno ve ark.,2001; Zortuk ve ark., 2010) gözlenmektedir. Bu kristal oluşumlar nedeni ile istatistiksel olmasa da kontrol grubuna (7,51MPa) göre, Nd:YAG lazer uygulaması ile daha düşük bağlanma dayanıklılık değerleri (6,66 MPa) elde edilmiştir.

Hassasiyet giderici ajanlar ile birlikte lazer uygulamasının, dentin tubüllerinin tıkanmasında belirgin bir şekilde artış olduğunu gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur (Lan ve ark., 1999; Kumar ve Mehta, 2005; Hsu ve ark., 2006).

Cakar ve ark. (2008), CO<sub>2</sub> ve Er:YAG lazerin tek başına ve % 2'lik NaF jel ile birlikte uygulamasının dentin tubüllerine etkisini SEM bulguları ile değerlendirmişler ve NaF jel ile kombine uygulama yapılan gruplarda dentin tubüllerinin daha fazla tıkanmış olduğunu belirtmişlerdir. Bildirilen bu bulgularla uyumlu olarak, bu çalışmada da SEM bulgularında okzalit içerikli hassasiyet giderici ajanın Nd:YAG ve Er:YAG lazer ile kombine uygulandığı gruplarda (ONL, Şekil 4.6.C ve OEL, Şekil 4.5.C) tek başına lazer uygulaması yapılan gruplara (NL, Şekil 4.4.C ve EL, Şekil 4.4.A) göre daha fazla dentin tubüllerinde tıkanma gözlenmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarında da okzalit içerikli hassasiyet giderici ajanın lazer ile kombine kullanımında, tek başına lazer uygulamalarından daha düşük bağlanma dayanıklılık değerleri elde edilmiştir.

Omae ve ark. (2007), Er:YAG lazerin tek başına ve gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajanla birlikte uygulanmasının, dentinin kendinden asitli rezin simanla gerilme bağlanma dayanıklılığına etkisini değerlendirmiş ve kombine uygulamanın, tek başına Er:YAG lazer uygulamasına göre bağlanma değerini artırdığını bildirmişlerdir. Gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajandaki HEMA içeriği, Er:YAG lazer uygulaması sonucu kollajen yapısı ve su içeriğinden yoksun bağlanmayı olumsuz yönde etkileyen denatüre dentin yapısının oluşumunu engelleyecek şekilde dentin yüzeyinde ince bir film tabakası (Munksgaard ve ark., 1984; Munksgaard ve ark., 1985) oluşturarak koruma sağlamaktadır (Kameyama ve ark., 2002; Omae ve ark., 2007). Omae ve ark.'nın (2007) çalışmasında bildirilen bulgularla uyumlu olarak, bu çalışmada gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan ve Er:YAG lazerin kombine uygulandığı grup (GEL), Er:YAG lazerin tek başına uygulandığı gruba göre daha

yüksek bağlanma dayanıklılık değeri gösterirken aynı zamanda bütün gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanıklılık değerine de sahiptir.

Bu çalışmada glutraldehit içerikli hassasiyet giderici ajana göre daha düşük oranda HEMA (% 30) içeriğine sahip florid içerikli hassasiyet giderici ajanın, Er:YAG lazer ile kombine uygulandığı grupta (FEL) dayanıklılık değeri Er:YAG lazerin tek başına uygulandığı grupla benzer bulunmuştur ( $p>0.05$ ). Bu durum daha önceki çalışmalarda da (Lan ve ark., 1999; Kumar ve Mehta, 2005; Hsu ve ark., 2006; Cakar ve ark., 2008) belirtildiği gibi, florid içerikli hassasiyet giderici ajanın, Er:YAG ve Nd:YAG lazerle kombine uygulandığında daha fazla dentin tubüllerinde tıkamaya neden olması ile ilişkilendirilmektedir. Aynı şekilde Nd:YAG lazerle birlikte florid içerikli hassasiyet giderici ajanın uygulandığı grupta da (FNL), Nd:YAG lazerin tek başına uygulandığı grubun bağlanma dayanıklılık değerleri arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Bununla birlikte Nd:YAG lazerin dentin yüzeyinde eritme ve kaynaşma oluşturma etkisi nedeni ile Er:YAG lazere göre bağlanmayı olumsuz yönde etkileyen daha düzgün ve pürüzsüz bir yüzey (Ariyaratnam ve ark., 1997; Tarçın ve ark., 2009) elde edilmesi sonucu bütün Nd:YAG lazerle kombine uygulama yapılan gruplarda (ONL, FNL ve GNL) bağlanma dayanıklılık değerleri Er:YAG lazer ile kombine edilen gruplarınkine (OEL, FEL VE GEL) göre daha düşük olduğu görülmüştür ( $ONL<OEL$ ,  $FNL<FEL$ ,  $GNL<GEL$ ). SEM görüntülerine bakıldığında da Er:YAG lazer uygulanan bütün gruplardan (EL, FEL, OEL, GEL) alınan örneklerde genel olarak pürüzlü bir yüzey gözlenirken (Şekil 4.5); Nd:YAG lazer uygulanan bütün gruplardan (NL, FNL, ONL, GNL) alınan örneklerin bazılarında (NL ve GNL) kontrol grubununkine (Şekil 4.4.A) benzer, bazılarında ise (FNL ve ONL) dentin tubüllerinin hemen hemen hepsinin tıkalı olduğu pürüzsüz bir yüzey gözlenmektedir (Şekil 4.6). Özellikle bütün gruplar arasında en düşük bağlanma dayanıklılık değeri gösteren ONL grubundaki örnekten alınan görüntüde gözlenen tamamen tıkalı dümdüz bir yüzey dikkat çekicidir.

Bu çalışma da bağlanma testinin yapıldığı örneklerin tümünde (% 100) dentin-rezin arasında adeziv tip başarısızlık görülmüştür. Bu durum dentin-rezin arasındaki adeziv bağlanmanın, seramik-rezin arası adeziv ve seramik ile rezin simanın kendi yapısındaki koheziv bağlanmadan daha zayıf olduğunu göstermiştir. Ayrıca makaslama testlerinde stresse en fazla adeziv yüzeylerin maruz kalması nedeni ile adeziv tip

başarısızlığın, makaslama direnci testleri sonucunda daha sık olarak görüldüğü bildirilmiştir (Al Salehi ve Burke, 1997; Blatz ve ark., 2003).

Bu çalışmada dentine uygulanan farklı hassasiyet giderici işlemlerin, tam seramik restorasyonlarda yaşlandırmaya bağlı renk farklılığına etkisinin değerlendirilmesinde boyayıcı ajan olarak çözünebilir hazır kahve (Nescafe Classic, Nestle, İsviçre) kullanıldı. Yapılan renk çalışmalarında çeşitli içecekler arasında kahvenin en boyayıcı ajanlardan biri olması nedeniyle renk farklılığını inceleyen çalışmalarda tercih sebebi olduğu belirtilmiştir (Haselton ve ark., 2005; Ertaş ve ark., 2006). Kahve üreticilerine göre bir bardak kahvenin tüketimi ortalama 15 dakika sürmektedir ve günde 3,2 bardak kahve tüketildiği düşünüldüğünde örneklerin kahvede 24 saat bekletilmesi bir aylık kahve tüketimine karşılık gelmektedir (Güler ve ark., 2005). Bu nedenle bu çalışmada 6 aylık kahve tüketimine denk gelmesi için örnekler kahve solüsyonunda 6 gün, 37°C ısıda bekletildi ve kahve solüsyonu 2 günde bir yenilendi.

Renk farklılığının değerlendirilmesinde kolorimetre (Gaintantzopoulou ve ark., 2009) veya spektrofotometre (Noie ve ark., 1995; Kilinc ve ark., 2011; Archegas ve ark., 2011; Kim-Pusateri ve ark., 2009; Dozic ve ark., 2007) kullanılmaktadır. Kolorimetre ve spektrofotometrenin karşılaştırıldığı bir çalışmada, arka arkaya yapılan iki ölçümde aynı sonucu elde etme açısından yapılan değerlendirmede, kolorimetre % 70 uyum gösterirken, spektrofotometrenin % 81,7 uyum gösterdiği bulunmuştur (Gehrke ve ark., 2009).

Beş farklı renk belirleme cihazının (ShadeScan, Easyshade, Ikam, IdentaColor II, ShadeEye) karşılaştırıldığı bir çalışmada, in vivo olarak en yüksek hassasiyet değerlerinin EasyShade ve Ikam ile elde edildiği bildirilmiştir (Dozic ve ark, 2007). Dört farklı renk belirleme cihazının (SpectroShade, ShadeVision, VITA Easyshade, ShadeScan) karşılaştırıldığı başka bir çalışmada ise en yüksek güvenilirlik değerinin VITA Easyshade ile elde edildiği bildirilmiştir (Kim-Pusateri ve ark., 2009). Bu veriler doğrultusunda bu çalışmada da renk farklılığının ölçülmesi için Vita EasyShade kullanılmıştır.

İnsan gözü tarafından klinik olarak algılanabilir renk farklılığı sınırını ( $\Delta E$ );

$\Delta E > 1$  (Gaintantzopoulou ve ark., 2009),  $\Delta E > 3$  (Dancy ve ark., 2003; Archegas ve ark., 2011; Kilinc ve ark., 2011),  $\Delta E > 3,3$  (Noie ve ark., 1995; Samra ve ark., 2008)

ya da  $\Delta E > 3,7$  (Johnston ve Kao; 1989; Ertaş ve ark., 2006; Sarıkaya ve Güler, 2011) olarak kabul eden çalışmalar mevcuttur.

O'Brien'in (2002) yaptığı bir sınıflamada;  $\Delta E$  değeri olarak, 0'ın mükemmel, 0,5-1'in çok iyi, 1-2'nin iyi ve 2-3,5'in kabul edilebilir, 3,5'den yüksek değerlerin kabul edilemez olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada da  $\Delta E$  değerinin kabul edilebilirlik sınırı 3,3 olarak belirlenmiş olup, okzalat içerikli hassasiyet giderici ajan kullanılan grup ve Nd:YAG lazer ile kombine kullanıldığı gruplarda  $\Delta E$  değeri 3,3'ün üstünde iken diğer gruplarda 3,3'ün altındadır. Er:YAG lazer ile kombine uygulandığı grupta  $\Delta E$  değeri 3,3'ün altında olmakla birlikte 3,13 gibi 3,3'e çok yakın bir değer olduğu görülmektedir.

Tam seramik restorasyonlarda meydana gelen ve uzun dönemde bir estetik başarısızlık problemi olarak görülen renklenme, kullanılan porselen materyali ve yapıştırıcı simanın renk stabilitesinden kaynaklanmaktadır (Hekimoğlu ve ark., 2000). Renk stabilitesini etkileyen durumlar arasında: Boya veya leke birikimi (Güler ve ark., 2005; Ertaş ve ark., 2006), sıvı kaybı (dehidrasyon), su emilimi (Ruyter, 1995; Örtengren ve ark., 2001), sızıntı, zayıf bağlanma (Gaintantzopoulou ve ark., 2009), yüzey pürüzlülüğü, rezin simanda aşınma veya yıpranma gibi çok sayıda faktör sayılabilir (Hekimoğlu ve ark., 2000).

Bu çalışmada standart bir kalınlıkta hazırlanan tek tip tam seramik materyalinin simantasyonunda tek tip rezin siman kullanılmıştır. Gruplar arasındaki fark simantasyon öncesi dentin yüzeyine hassasiyet gidermek amacıyla farklı yüzey uygulamalarının yapılmasıdır. Buna bağlı olarak çalışmanın sonucunda elde edilen yaşlandırma öncesi ve sonrası renk farklılığı ( $\Delta E$ ) değerleri, dentin yüzeyine uygulanan farklı hassasiyet giderici ajanların içeriğine bağlı olarak su emilimi, zayıf bağlanma ve bu iki durumla ilişkili olarak sızıntı sonucunda oluşabilir.

Rezin simanların içeriğinde bulunan ve polimerizasyonu başlatıcı faktör olarak görev yapan aminler, rezin simanlarda renk stabilitesini olumsuz yönde etkilemektedir (Koishi ve ark., 2002; Janda ve ark., 2004; Archegas ve ark., 2011). Işıkla sertleşen rezin simanlarda aminler arasında en az renk değişikliği olan alifatik aminler bulunurken; kendinden sertleşen rezin simanlarda ise en fazla renk değişikliğine neden olan aromatik aminler bulunmaktadır. Hem ışıkla hem de kendinden sertleşen rezin simanlarda ise her iki amin grubu da bulunmaktadır (Hekimoğlu ve ark., 2000). Bu



nedenle hem ışıkla hem de kendinden sertleşen rezin simanlarda ışıkla sertleşen rezin simanlara göre daha düşük renk stabilitesi mevcuttur (Noie ve ark., 1995; Archegas ve ark., 2011; Kilinc ve ark., 2011).

Piwowarczyk ve ark. (2005), full metal kronların yapıştırılmasında 6 farklı simanın (çinko fosfat siman, konvansiyonel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, iki farklı kendinden asitli rezin siman ve kendinden adeziv rezin siman) kullanıldığı bir mikrosızıntı çalışmasında Rely X Unicem, mine ve dentinde en düşük mikrosızıntı değerleri göstermiştir. Bununla birlikte Rosentritt ve ark. (2004), tam seramik MOD inleylerin simantasyonunda kendinden adeziv rezin siman (Rely X Unicem) kullanımında mine ve dentinde mikrosızıntı değerlerinin, asidi yıkanan (Variolink II) ve kendinden asitli rezin (Panavia F) simanlarla benzer seviyede olduğunu belirtmiştir. Yapılan çalışmalar bu simanın içinde bulunan multifonksiyonel ortofosforik asit metakrilatların diş yüzeyi ile değişik etkileşimlere girerek etkili bir sızdırmazlık sağladığı tahmininde bulunmuştur. Kalsiyum iyonlarıyla oluşan karmaşık yapıların yanında, hidrojen bağları veya dipol dipol bağları gibi değişik fiziksel etkileşimlerin kendinden adezyonu geliştirdiği varsayılmaktadır (Piwowarczyk ve ark., 2005).

Renk stabilitesini etkileyen durumlar arasında sızıntı faktörü (Hekimoğlu ve ark., 2000) düşünüldüğünde, kendinden adeziv rezin simanların diğer simanlar arasında daha düşük veya benzer renk stabilitesine sahip olduğunu söyleyebiliriz. Ancak, Lu ve Powers'ın (2004), yaşlandırmaya bağlı farklı rezin simanların renk stabilitesine etkisini değerlendirdiği çalışmasında, Variolink II'nin Rely X Unicem'e göre daha az renk değişikliği göstermesi, sızdırma faktörü ile renk stabilitesi arasında her koşulda bir korelasyon göstermediğini işaret etmektedir.

Yapılan çalışmalarda, okzalit içerikli hassasiyet giderici ajan uygulamasının restorasyonla dentin arasında bağlanmayı zayıflattığı (Kolker ve ark., 2002; Aranha ve ark., 2006) ve sızıntıyı artırdığı (Vachiramou ve ark. 2008; Shafiei ve ark., 2010) düşünüldüğünde, bu çalışmada okzalit içerikli hassasiyet giderici ajan uygulanan gruplarda yüksek  $\Delta E$  değerlerini göstermesini açıklamaktadır.

Gluteraldehit ve florid içerikli hassasiyet giderici ajan uygulanan grupların ise kontrol grubuna göre daha düşük  $\Delta E$  değeri göstermesinin, HEMA içeriğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. HEMA'nın dentinin ıslanabilirliğini artırarak rezinin

dentin yüzeyine daha iyi infiltre olabilmesini sağlaması (Ritter ve ark., 2000; Saraç ve ark., 2009) ve aynı zamanda bağlanmayı da dentin yüzeyinde polimerizasyon sonucu oluşturduğu bir film tabakası ile artırması (Munksgaard ve ark., 1984; Munksgaard ve ark., 1985) renk stabilitesine dayanıklılığı de artırmaktadır. Yapılan çalışmalar, % 30-40 oranında HEMA içeriğinin cam iyonomer simana eklenmesiyle elde edilen rezin modifiye cam iyonomer simanın renk stabilitesi ve mekanik özellikleri cam iyonomer simana göre olumlu yönde etkilediğini göstermiştir (Lim ve ark., 2009; Lee ve ark., 2010; Yu ve ark., 2010). Bununla birlikte Takahashi ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada, üç adet HEMA içerikli ve bir adet HEMA içermeyen kendinden asitli adeziv rezin simanın uzun süre suda bekletilme sonrasında su emilimi miktarı açısından değerlendirmiş ve HEMA içermeyen rezin simanda en az su emiliminin gerçekleştiğini göstermiştir. Tay ve ark. (2002), HEMA içermeyen kendinden asitli rezin simanların HEMA içerenlerle birlikte değerlendirildiğinde su ağacı şeklinde nanosızıntı formasyonu oluşturduğunu göstermiştir. Bu şekilde oluşan nanosızıntı, dentin yüzeyindeki rezidüel su ile rezin simanın hidrofobik komponentleri arasındaki faz ayrımına bağlı olarak gerçekleşmektedir (Tay ve ark., 2002; Tagahashi ve ark., 2011).

Bu çalışmada Er:YAG lazer uygulaması yapılmış bütün gruplarda (EL, GEL, FEL, OEL)  $\Delta E$  değerleri kontrol grubundakinden daha düşük (EL, GEL) veya istatistiksel olarak benzer değerler (FEL, OEL) göstermiştir. Sızıntı renk stabilitesine etki eden faktörler arasındadır (Hekimoğlu ve ark., 2000). Aranha ve ark. (2005) tarafından yapılan çalışmada, üç farklı adeziv sistemin hem frezle hem de Er:YAG lazerle preparasyonla elde edilen kavitede uygulanmış ve mikrosızıntı açısından değerlendirildiğinde ölçüm değerleri Er:YAG lazerle prepare edilen gruplarda daha düşük iken istatistiksel olarak elmas frezle prepare edilen gruplar arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Kohara ve ark. (2002), Er:YAG lazerle prepare edilen kompozit dolgu yapılan kavitelere, elmas frezle prepare edilenlerden daha az mikrosızıntı gördüğünü belirtmiştir. Roebuck ve ark. (2001), elmas frezle prepare edilen kompozit rezin dolgulu sınıf V kavileri, üç farklı parametrede Er:YAG lazer (200 mJ, 240 mJ, 300 mJ) ile prepare edilenler ile mikrosızıntı açısından değerlendirmiş ve farklı parametrelerde uygulanan Er:YAG lazerin mikrosızıntı miktarını değiştirdiğini görmüştür. Bu çalışmaya göre en az mikrosızıntı değeri 240 mJ'lük parametrede uygulanan Er:YAG lazer grubunda görülmüştür. Bu çalışmada da Er:YAG lazer

uygulanan gruplarda düşük renk farklılıklarının elde edilmesi Er:YAG lazer uygulaması ile elde edilen kuvvetli bağlantı sonucunda daha az sızıntı göstermesi ile açıklanabilir.

Nd:YAG lazer uygulamasının, restorasyonların mikrosızıntısına etkisini inceleyen çalışmaların çoğu mikrosızıntıyı azalttığı yönündedir (Navarro ve ark., 2000; Araujo ve ark., 2001). Obeidi ve ark. (2005), Nd:YAG lazeri iki farklı parametrede (15 mJ ve 20 mJ) uygulayarak restorasyonla dentin arasındaki mikrosızıntıya etkisini değerlendirdiği çalışmada, hiç lazer uygulanmayan gruplara göre 20 mJ'lük parametrede uygulamanın daha düşük mikrosızıntı değeri gösterdiğini ve 15 mJ'lük parametrede uygulamanın ise mikrosızıntı açısından farklılık yaratmadığını belirtmiştir. Çalışmanın sonuçlarında Nd:YAG lazer uygulanan grup ile kontrol grubu arasında benzer  $\Delta E$  değerleri elde edilmiştir. Bu sonuç deney aşamasında hassasiyet giderici olarak 15 mJ gibi oldukça düşük bir parametrede Nd:YAG lazer uygulamasının dentin yüzeyinde kontrol örneğine benzer şekilde belirgin bir değişiklik yapmaması ile açıklanabilir.

Tüm gruplar dikkate alındığında MPa ile  $\Delta E$  değerleri arasında % 66,6'lık negatif anlamlı bir ilişki olduğu tespit edilirken gruplar ayrı ayrı değerlendirildiğinde herhangi bir korelasyon tespit edilmemiştir. Pearson korelasyon katsayısı ile korelasyonun belirlenmesi için her bir gruptaki örnek sayısının yetersiz olması nedeniyle korelasyonun tespit edilemediği düşünülmektedir.

Bu çalışmada sadece 3 farklı hassasiyet giderici ajan, tek tip rezin siman ve tek tip tam seramik sisteminin kullanılması çalışmanın limitasyonu olarak sayılabilir.

## 7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Dentin hassasiyetini gidermek amacıyla yapılan farklı yüzey işlemlerinin, kendinden adeziv rezin siman ile simante edilmiş tam seramik restorasyonların dentine bağlanma dayanıklılığına ve yaşlanmaya bağlı renk değişikliğine etkisinin değerlendirildiği bu çalışmanın sınırları içinde ulaşılan sonuç ve öneriler şunlardır:

- 1) Er:YAG lazer uygulaması, Nd:YAG lazer uygulamasına göre daha yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı ve renk değişiminde daha gözle görülür farklılık gösterdi.
- 2) Gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajan (Gluma) diğer ajanlara göre en yüksek makaslama bağlanma dayanıklılığı ve en az renk değişikliği gösterirken, okzalat içerikli hassasiyet giderici ajan (BisBlock) en düşük makaslama bağlanma dayanıklılığı ve en fazla renk değişikliği gösterdi.
- 3) Hassasiyet şikayeti olan vakalarda tam seramik restorasyonun bağlantısını düşürmemek amacı ile gluteraldehit içerikli hassasiyet giderici ajanın ardından Er:YAG lazer uygulamasının uygun olacağı düşünülmektedir.
- 4) Bu çalışmada elde edilen sonuçlar yalnızca bağlanma dayanıklılığı ve renk farklılığını içermektedir. Kullanılan yöntemin en etkin yöntem olduğunun söylenebilmesi için bu yöntemlerin hassasiyet gidermeleri açısından da klinik olarak değerlendirilmesi daha gerçekçi ve kesin sonuçlar elde edilmesi açısından önemlidir.

## KAYNAKLAR

- Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig.* 2005;9(3):161-167.
- Absi EG, Addy M, Adams D. Dentine hypersensitivity. A study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. *J Clin Periodontol.* 1987;14(5):280-284.
- Academy Report. Lasers in periodontics. *J Periodontol.* 2002;73(10):1231-1239.
- Addy M, Mostafa P. Dentine Hypersensitivity. I. Effect produced by the uptake in vitro of metal ions, fluoride and formaldehyde onto dentine. *J Oral Rehabil.* 1988;15(6):575-585.
- Addy M. Dentin hypersensitivity: Definition, prevalence, distribution, and aetiology. In: Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R; editors. *Tooth wear and sensitivity: Clinical advances in restorative dentistry.* London, Martin Dunitz Ltd. 2000:239-248.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):374-380.
- Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mater.* 2007;23:829-839.
- Al-Salehi SK., Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int.* 1997;28(11):717-723.
- Anusavice KJ. Dental ceramics. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' science of dental materials*, 11th Ed., St. Louis; WB Saunders Company. 2003;655-719.
- Anusavice KJ, Brantley LA. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, editor. *Phillips' science of dental materials*, 11th Ed., St. Louis; WB Saunders Company. 2003;41-72.
- Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000.* 2004;36:59-97.
- Aranha ACC, Junior CASS, Cavalcante LMA, Pimenta LAF, Marchi GM. Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with desensitizer products. *J Adhes Dent.* 2006;8(2):85-90.

- Aranha ACC, Turbino ML, Powell GL, Eduardo CP. Assessing microleakage of class V resin composite restorations after Er:YAG laser and bur preparation. *Lasers Surg Med.* 2005;37(2):172–177.
- Araujo RM, Eduardo CP, Duarte SL Jr, Araujo MA, Loffredo LC. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment. *J Clin Laser Med Surg.* 2001;19(6):325–332.
- Archegas LRP, Freire A, Vieira S, Caldas DBM, Souza EM. Colour stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. *J Dent.* 2011;39(11):804-810.
- Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dent Mater.* 1997;13(1):51-5.
- Attar N, Korkmaz Y. Dentin Aşırı Hassasiyeti. *Hacettepe Dişhek Fak Derg.* 2006;30(4):83-91.
- Bakry AS, Takahashi H, Otsuki M, Sadr A, Yamashita K, Tagami J. CO<sub>2</sub> laser improves 45S5 bioglass interaction with dentin. *J Dent Res.* 2011;90(2):246-250.
- Bartold PM. Dentinal hypersensitivity: A review. *Aust Dent J.* 2006;51(3):212-218.
- Bayındır F, Uzun İH. Tam Seramik Kuron Sistemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2007;2:33-42.
- Bebermeyer RD, Berg JH. Comparison of patient-perceived postcementation sensitivity with glass-ionomer and zinc phosphate cements. *Quintessence Int.* 1994;25(3):209-14.
- Berggren G, Braennstroem M. The rate of flow in dentinal tubules due to capillary attraction. *J Dent Res.* 1965;44(2):408-15.
- Birang R, Poursamimi J, Gutknecht N, Lampert F, Mir M. Comparative evaluation of the effects of nd:yag and er:yag laser in dentin hipersensitivity treatment. *Lasers Med Sci.* 2007;22(1): 21-4.
- Bitter K, Paris S, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci.* 2009;117(3):326–333.
- Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33(6):415–426.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic Bonding: A Review of the Literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-274.

- Brännström M, Isacson G, Johnson G. The effect of calcium hydroxide and fluorides on human dentine. *Acta Odontol Scand.* 1976;34(2):59-67.
- Brännström M. Reducing the risk of sensitivity and pulpal complications after the placement of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int.* 1996;27(10):673-678.
- Burke, FJT, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin bonded crowns. *Quintessence Int.* 1994;25(5):335-340.
- Burrow MF, Tagami J, Negishi T, Nikaido T, Hosoda H. Early tensile bond strengths of several enamel and dentin bonding systems. *J Dent Res.* 1994;73(2):522-528.
- Byers MR. Segregation of NGF receptor in sensory receptors, nerves and local cells of teeth and periodontium demonstrated by EM immunocytochemistry. *J Neurocytol.* 1990;19(5):765-775.
- Byers MR, Närhi MV. Dental injury models: experimental tools for understanding neuroinflammatory interactions and polymodal nociceptor functions. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1999;10(1):4-39.
- Cakar G, Kuru B, Ipci SD, Aksoy ZM, Okar I, Yilmaz S. Effect of Er:YAG and CO<sub>2</sub> Lasers with and without Sodium Fluoride Gel on Dentinal Tubules: A Scanning Electron Microscope Examination. *Photomed Laser Surg.* 2008;26(6):565-71.
- Cal E, Türkün LS, Türkün M, Toman M, Toksavul S. Effect of antibacterial adhesive on the bond strength of three different luting resin composites. *J Dent.* 2006;34(6):372-380.
- Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity. Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. *J Can Dent Assoc.* 2003;69(4):221-226.
- Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil.* 2001;28(1):95-101.
- Capa N, Aykor A, Ozel E, Calikkocaoglu S, Soyman M. Effect of Er:YAG laser irradiations on shear bond strength of three self-adhesive resin cements to dentin. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(6):809-821.
- Carrieri TCD, Freitas PM, Navarro RS, Eduardo CP, Mori M. Adhesion of composite luting cement to Er:YAG laser treated dentin. *Lasers Med Sci.* 2007;22(3):165-170.
- Carvalho RCR, Freitas PM, Otsuki M, Eduardo CP, Tagami J. Micro-shear bond strength of Er:YAG laser treated dentin. *Lasers Med Sci.* 2008;23(2):117-124.

- Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er:YAG laser treated dentin. *J Dent Res.* 2002;81(2):119-122.
- Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent.* 1998;26(1):53-58.
- Christensen GJ. Tooth preparation and pulp degeneration. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):353-354.
- Christensen GJ. Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. *J Am Dent Assoc.* 2002a;133(2):229-231.
- Christensen GJ. Solving the frustrations of crown cementation. *JADA.* 2002b;133(8):1121-1122.
- Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38(2):2-16.
- Çilingir AÇ, Gömeç Y. Self-Adesif Reçine Simanlar. *İstanbul Üniv Dişhek Fak Derg.* 2008;42:31-40.
- Clark DC, Hanley JA, Geoghegan S, Vinet D. The effectiveness of a fluoride varnish and a desensitizing toothpaste in treating dentinal hypersensitivity. *J Periodontal Res.* 1985;20(2):212-219.
- Coşkun A, Yaluğ S. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. *CÜ Dişhek Fak Derg.* 2002;5(2):97-102.
- Dababneh R, Khouri A, Addy M. Dentine hypersensitivity-an enigma? A review of terminology, mechanisms, aetiology and management. *Br Dent J.* 1999;187(11):606-611.
- Dancy WMK, Yaman P, Dennison JB, O'Brien WJ, Razzoog ME. Color measurements as quality criteria for clinical shade matching of porcelain crowns. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(2):114-122.
- Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. *Öncü Basımevi, Ankara.* 2000;21-39.
- Della Bona A, Anusavice KJ, Schen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhes Dent.* 2000;2(4):305-313.
- Della Bona A, Mecholsky JJ, Anusavice KJ. Fracture behaviour of lithia disilicate and leucite-based ceramics. *Dent Mater.* 2004;20(10):956-962.
- Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995;74(9):1591-1596.



- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118-132.
- Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A review. *Materials.* 2010;3:351-368.
- Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: Technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992;5(1):9-16.
- Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(9):14-18.
- Dowell P, Addy M. dentine hypersensitivity – a review. Aetiology, symptoms and theories of pain production. *J Clin Periodontol.* 1983;10(4):341-350.
- Dozic A, Kleverlaan CJ, El-Zohairy A, Feilzer AJ, Khashayar G. Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *J Prosthodont.* 2007;16(2):93-100.
- Dündar M, Çal E, Gökçe B, Türkün M, Özcan M. Influence of fluoride- or triclosan-based desensitizing agents on adhesion of resin cements to dentin. *Clin Oral Invest.* 2010;14(5):579-586.
- Eguro T, Maeda T, Otsuki M, Nishimura Y, Katsuami I, Tanaka H. Adhesion of Er:YAG laser-irradiated dentin and composite resins: application of various treatments on irradiated surface. *Lasers Surg Med.* 2002;30(4):267-272.
- El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater.* 2003;19(7):575-583.
- Eroğlu E, Küçükeşmen HC, Uluhan B. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi kliniğine müracaat eden hastaların diş rengi dağılımının saptanması. *SDÜ Tıp Fak Derg.* 2007;14(2):28-32.
- Ertaş E, Güler AU, Yücel AÇ, Köprülü H, Güler E. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dent Mater J.* 2006;25(2):371-376.
- Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithiumdisilicate CAD/CAM crowns: A two-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010;141(2):10-14.
- Filho AM, Vieira LCC, Araujo E, Junior SM. Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* 2004;13(1):28-35.
- Flynn J, Galloway R, Orchardson R. The incidence of 'hypersensitive' teeth in the West of Scotland. *J Dent.* 1985;13(3):230-6.

- Fogel HM, Marshall FJ, Pashley DH. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res.* 1988;67(11):1381-1385.
- Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater.* 1992;8(4):265-269.
- Fuzzi M, Rappelli G. Ceramic inlays: clinical assessment and survival rate. *J Adhes Dent.* 1999;1(1):71-79.
- Gaintantzopoulou M, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. A study on colour stability of self-etching and etch-and-rinse adhesives. *J Dent.* 2009;37(5):390-396.
- Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
- Gehrke P, Riekeberg U, Fackler O, Dhom G. Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent.* 2009;12(3):247-263.
- Giannini M, Chaves P, Oliveira MT. Effect of tooth age on bond strength to dentin. *J Appl Oral Sci.* 2003;11(4):342-347.
- Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(1):14-21.
- Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Derg.* 2002;44(4):457-463.
- Gutknecht N, Maritz A, Dercks HW, Lampert F. Treatment of hypersensitive teeth using neomidyum:yttrium-aluminum-garnet lasers:a comparison or the use of various settings in an in vivo study. *J Clin Laser Med Surg.* 1997;15(4):171-174.
- Güler AU, Yılmaz F, Külünk T, Güler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2005;94(2):118-24.
- Güven Y, Çömlekçi H, Aktören O. Er:YAG lazer ile pürüzlendirmenin fissür örtücüleri bağlanma kuvvetleri üzerine olan etkisinin değerlendirilmesi. *İstanbul Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2010;44(1):1-6.
- Hara AT, Pimenta LAF, Rodrigues AL Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater.* 2001;17(2):165-169.
- Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis S. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83(4):396-401.

- Haselton DR, Diaz- Arnold, AM, Dawson DV. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent.* 2005;93(1):70-75.
- Hatzifotis M, Williams A, Muller M, Pegg S. Hydrofluoric acid burns. *Burns.* 2004;30(2):156–159.
- Hekimoğlu C, Anıl N, Etikan İ. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *Int J Prosthodont.* 2000;13(1):29-33.
- Helvatjoglu-Antoniades M., Koliniotou-Kubia E., Dionyssopoulos P., The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems, *J Oral Rehabil.* 2004;31(9):911-917.
- Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992;67(6):859-865.
- Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of microstructure and properties of IPS Empress II and IPS Empress glass ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297-303.
- Hsu PJ, Chen JH, Chuang FH, Roan RT. The combined occluding effects of fluoride containing dentin desensitizer and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules: An in vitro study. *Kaohsiung J Med Sci.* 2006;22(1):24-29.
- Ivoclar Vivadent AG. IPS e-max Research and Development Report. FL-9494 Schaan / Liechtenstein. 2006;17.
- Ivoclar Vivadent AG. Scientific Documentation IPS e.max® Press. FL-9494 Schaan / Liechtenstein. 2005;2-24.
- Jalalian E, Meraji N, Mirzaei M. A comparison of the efficacy of potassium nitrate and Gluma desensitizer in the reduction of hypersensitivity in teeth with full-crown preparations. *J Contemp Dent Pract.* 2009;10(1):66-73.
- Jain P, Vargas MA, Denehy GE, Boeyer DB. Dentin desensitizing agents: SEM and X-ray microanalysis assessment. *Am J Dent.* 1997;10(1):21-6.
- 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. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112(3):280-285.
- Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):59-64.
- Johansen E. Microstructure of enamel and dentin. *J Dent Res.* 1964;43:1007-1020.
- Johnston WM, Kao EC. Assessments of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989;68(5):819-822.

- Kadiroğlu EL, Dağ A. Dentin hipersensitivitesi ve lazerlerin etkisi. CÜ Diş Hek Fak Derg. 2004;7(1):58-63.
- Kameyama A, Kawada E, Amagai T, Takizawa M, Oda Y, Hirai Y. Effect of HEMA on bonding of Er:YAG laser-irradiated bovine dentine and 4-META/MMA-TBB resin. J Oral Rehabil. 2002;29(8):749-755.
- Karaağaçlıoğlu L, Yılmaz B. Influence of cement shade and water storage on the final color of leucite-reinforced ceramics. Oper Dent. 2008;33(4):386-391.
- Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and modelling. J Dent Res. 1995;74(6):1253-1258.
- Kerdvongbundit V, Thiradilok S, Vongsavan N, Matthews B. The use of the replica technique to record fluid emerging from exposed dentine. Arch Oral Biol. 2004;49(8):613-619.
- Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioğlu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. J Dent. 2011;39:30-36.
- Kimura Y, Wilder-Smith P, Yonaga K, Matsumoto K. Treatment of dentine hypersensitivity by lasers: a review. J Clin Periodontol. 2000;27(10):715-721.
- Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. J Prosthet Dent. 2009;101(3):193-199.
- Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. Dent Mater. 2005;21(2):139-144.
- Kobler A, Kuß O, Schaller HG, Gernhardt CR. Clinical effectiveness of a strontium chloride-Containing desensitizing agent over 6 months: a randomized, double-blind, placebo-controlled study. Quintessence Int. 2008;39(4):321-325.
- Kohara EK, Hossain M, Kimura Y, Matsumoto K, Inoue M, Sasa R. Morphological and microleakage studies of cavities prepared by Er:YAG laser irradiation in primary teeth. J Clin Laser Med Surg. 2002;20(3):141-147.
- Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H. Influence of visible-light exposure on colour stability of current dualcurable luting composites. J Oral Rehabil. 2002;29(4):387-393.
- Kolker JL, Vargas MA, Armstrong SR, Dawson DV. Effect of desensitizing agents on dentin permeability and dentin tubule occlusion. J Adhes Dent. 2002;4(3):211-221.
- Kontturi-Nähri V, Närhi M. Testing sensitive dentin in man. Int Endod J. 1993;26(1):4.

- Kumar NG, Mehta DS. Short-term assessment of the Nd:YAG laser with and without sodium fluoride varnish in the treatment of dentin hypersensitivity—a clinical and scanning electron microscopy study. *J Periodontol.* 2005;76(7):1140-1147.
- Lan WH, Liu HC, Lin CP. The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules. *J Endod.* 1999;25:424-426.
- Lee BS, Lin CP, Lin FH, Lan WH. Ultrastructural changes of human dentin after irradiation by Nd:YAG laser. *Lasers Surg Med.* 2002;30(3):246-252.
- Lee YK, Yu B, Zhao GF, Lim JI. Effects of aging and HEMA content on the translucency, fluorescence, and opalescence properties of experimental HEMA-added glass ionomers. *Dent Mater J.* 2010;29(1):9-14.
- Lier BB, Rösing CK, Aass AM, Gjermo P. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd:YAG laser. *J Clin Periodontol.* 2002;29(6):501-506.
- Lim HN, Yu B, Lim JI, Ahn JS, Lee YK. Influence of 2-hydroxyethyl methacrylate content on the optical properties of experimental 2-hydroxyethyl methacrylate-added dental glass ionomer. *Materials and Design.* 2009;30:3996-4002.
- Ling TY, Gillam DG, Barber PM, Mordan NJ, Critchell J. An investigation of potential desensitizing agents in the dentine disc model: a scanning electron microscopy study. *J Oral Rehabil.* 1997;24(3):191-203.
- Lou MR. Colorimetry. In: Paravina R, Powers J, editors. *Esthetic color training in dentistry.* 1st Ed., St. Louis; Mosby Inc. 2004;17-38.
- Love RM, Jenkinson HF. Invasion of dentinal tubules by oral bacteria. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2002;13(2):171-83.
- Lu H, Powers JM. Color stability of resin cements after accelerated aging. *Am J Dent.* 2004;17(5):354-358.
- Lührs AK, Guhr S, Günay H, Geurtsen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Invest.* 2010;14:193-199.
- Markowitz K, Bilotto G, Kim S. Decreasing intra dental nerve activity in the cat with potassium and divalent cations. *Arch Oral Biol.* 1991;36(1):1-7.
- Matsui S, Kozuka M, Takayama J, Ueda K, Nakamura H, Ito K, Kimura M, Miura H, Tsujimoto Y, Kondoh T, Ikemi T, Matsushima K. Stimulatory Effect of CO<sub>2</sub> Laser, Er:YAG Laser and Ga-Al-As Laser on Exposed Dentinal Tubule Orifices. *J Clin Biochem Nutr.* 2008;42(2):138-143.

- Matsumoto K, Hossain M, Tsuzuki N, Yamada Y. Morphological and Compositional Changes of Human Dentin After Er:YAG Laser Irradiation. *J Oral Laser Appl.* 2003;3:15-20.
- McBride MA, Gilpatrick RO, Fowler WL. The effectiveness of sodium fluoride iontophoresis in patients with sensitive teeth. *Quintessence Int.* 1991;22(8):637-640.
- McInnes PM, Wendt SL Jr., Retief DH, Weinberg R. Effect of dentin surface roughness on shear bond strength. *Dent Mater.* 1990;6(3):204-207.
- Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol.* 1996;41(5):401-12.
- Mjör IA. Normal structure and physiology. In: Mjör IA editor. *Pulp-Dentin Biology in Restorative Dentistry.* Quintessence Publishing Co, Inc. 2002:1-22.
- Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification / diffusion of self-adhesive cements into dentin. *J Dent Res.* 2008;87:974-79.
- Moretto SG, Azambuja N, Aranha-Chavez VE, Reis AF, Giannini M, Eduardo CP, Freitas PM. Effects of ultramorphological changes on adhesion to lased dentin-scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. *Microsc Res Tech.* 2011;74(8):720-726.
- Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Szakacs S, Sperr W, Schweidler E, Wernisch J, Gutknecht N. Procedures for enamel and dentin conditioning: A comparison of conventional and innovative methods. *J Esthet Dent.* 1998;10(2):84-93.
- Munksgaard EC, Asmussen E. Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *J Dent Res.* 1984;63(8):1087-1089.
- Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E. Dentin-polymer bond promoted by Gluma and various resins. *J Dent Res.* 1985;64(12):1409-1411.
- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982;16(3):265-73.
- Nakajima M, Kitasako Y, Okudo M, Foxton RM, Tagami J. Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and cariesaffected dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;15;72(2):268-275.
- Nakamura, S, Yoshida, K, Kamada, K., Atsuta, M., Bonding between resin luting cement and glass infiltrated alumina-reinforced ceramics with silane coupling agent. *J. Oral Rehabil.* 2004;31(8):785-789.

- Närhi M, Yamamoto H, Ngassapa D, Hirvonen T. The neurophysiological basis and the role of inflammatory reactions in dentine hypersensitivity. *Arch Oral Biol.* 1994;39:23-30.
- Navarro RS, Esteves GV, Oliveira WT Jr, Matos AB, Eduardo CP, Youssef MN, Matson E. Nd:YAG laser effects on the microleakage of composite resin restorations. *J Clin Laser Med Surg.* 2000;18(2):75-79.
- Nohl FSA, Steele JG, Wassell RW. Crowns and other extra coronal restorations: Aesthetic Control. *Braz Dent J.* 2002;192(8):443-450.
- Noie F, O'Keefe KL, Powers JM. Color Stability of Resin Cements After Accelerated Aging. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1):51-55.
- Nyvad B, Fejerskov O. An ultrastructural study of bacterial invasion and tissue breakdown in human experimental root-surface caries. *J Dent Res.* 1990;69(5):1118-1125.
- Obeidi A, Ghasemi A, Azima A, Ansari G. Effects of pulsed Nd:YAG laser on microleakage of composite restorations in class V cavities. *Photomed Laser Surg.* 2005;23(1):56-59.
- O'Brien WJ. Color and appearance. In: O'Brien WJ. Editor. *Dental Materials and Their Selection*, 3rd Ed., Canada; Quintessence Publishing Co Inc. 2002;24-36.
- Oda M, Oliveira DC, Liberti EA. Morphologic evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: comparative study using scanning microscopy. *Pesqui Odontol Bras.* 2001;15(4):283-289.
- Odén A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera All-Ceram crowns. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):450-6.
- Omae M, Inoue M, Itota T, Finger WJ, Inoue M, Tanaka K, Yamamoto K, Yoshiyama M. Effect of a desensitizing agent containing glutaraldehyde and HEMA on bond strength to Er:YAG laser irradiated dentine. *J Dent.* 2007;35(5):398-402.
- Orchardson R, Whitters CJ. Effect of HeNe and pulsed Nd:YAG laser irradiation on intradental nerve responses to mechanical stimulation of dentine. *Lasers Surg Med.* 2000;26(3):241-249.
- Orchardson R, Gilliam DG. Managing dentin hypersensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(7):990-998.
- Ölmez A, Erdemli E. Dentin Hassasiyeti ve tedavi yöntemleri. *GÜ Dishek Fak Derg.* 2003;20(1):65-71.

- Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil.* 2001;28:1106-1115.
- Özlu Ş. Nano Doldurucu İçeren Bağlanma Ajanlarının, Farklı Tam Seramik Türleri ve Dentin Arasındaki Bağlanma Kuvvetine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2011: 25-27.
- Öztürk NA, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *CÜ Diş Hek Fak Derg.* 2001;2(4):128-131.
- Pameijer CH, Louw NP, Fischer D. Repairing fractured porcelain: How surface preparation effects shear force resistance. *J Am Dent Assoc.* 1996;127(2):203-209.
- Pashley DH, Carvalho RM. Dentine Permeability and Dentine Adhesion. *J Dent.* 1997;25(5):355-372.
- Pashley DH, Galloway SE. The effects of oxalate treatment on the smear layer of ground surfaces of human dentine. *Arch Oral Biol.* 1985;30(10):731-737.
- Pashley DH. Mechanism of dentin sensitivity. *Dent Clin North Am* 1990;34(3):449-473.
- Peacock JM, Orchardson R. Effects of potassium ions on action potential conduction in A- and C-fibers of rat spinal nerves. *J Dent Res.* 1995;74(2):634-641.
- Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2005.
- Perdiago J, Lopes M. The effect of etching time on dentin demineralization. *Quintessence Int.* 2001;32(1):19-26.
- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater.* 2005;21(5):445-453.
- Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Imp Res.* 2007;18(3):73–85.
- Pospiech P. All-ceramic crowns: Bonding or cementing? *Clin Oral Invest.* 2002;6(4):189-197.



- Powers JM. Optical, thermal and electrical properties. In: Craig RG, Powers JM, editors. Restorative dental materials, 11th Ed., St Louis; Mosby Year Book Inc. 2002; 38-66.
- Qualtrough AJ, Piddock V. Dental ceramics: What's new? Dent Update. 2002;29(1):25-33.
- Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008;10(4):251-258.
- Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92(6):557-562.
- Rees JS. The prevalence of dentine hypersensitivity in general dental practice in the UK. J Clin Periodontol. 2000;27(11):860-865.
- Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. Am J Dent. 1991;4(5):231-236.
- Richardson D, Tao L, Pashley DH. Dentin permeability: effects of crown preparation. Int J Prosthodont. 1991;4(3):219-25.
- Ritter AV, Heymann HO, Swift EJ Jr, Perdigão J, Rosa BT. Effects of different rewetting techniques on dentin shear bond strengths. J Esthet Dent. 2000;12(2):85-96.
- Roebuck EM, Whitters CJ; Saunders WP. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. Int J Paediatr Dent. 2001;11(1):49-56.
- Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128(3):297-307.
- Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents. A review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998;80(3):280-301.
- Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. Dent Mater. 2004;20(5):463-469.
- Ruyter IE. Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in an aqueous environment. Adv Dent Res. 1995;9:344-347.
- Sahdeva S, Gupta R, Gupta G. Iontophoresis and Dentistry. JIDA, 2011;5(1):46-48.
- Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. Clin Oral Imp Res. 2007;18(3):86-96.

- Sailer I, Tettamanti S, Stawarczyk B, Fischer J, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of dentin desensitizing and sealing on the shear bond strength of two universal resin cements. *J Adhes Dent.* 2010;12(5):381-392.
- Samra APB, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Braz Oral Res.* 2008;22(3):205-210.
- Saraç D, Külünk Ş, Saraç Ş, Karakaş Ö. Effect of fluoride-containing desensitizing agents on the bond strength of resin-based cements to dentin. *J Appl Oral Sci.* 2009;17(5):495-500.
- Sarıkaya I, Güler AU. Effects of various surface treatments on the color stability of various dental porcelains. *J Dent Sci.* 2011;6:65-71.
- Saraçoğlu A, Cura C, Çöttert HS. Effect of various surface treatment methods on the bond strength of the heat-pressed ceramic samples. *J Oral Rehabil.* 2004;31(8):790-797.
- 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. *Arch Oral Biol.* 2000;45(5):355-61.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Lacobi R, Brackett SE. Bitirme İşlemleri ve Simantasyon. Ünsal K, Üşümez A. Editör. Sabit Protezin Temelleri, 3. Baskı, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2010a;381-416.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Lacobi R, Brackett SE. Tüm Seramik Restorasyonlar. Ünsal K, Üşümez A. Editör. Sabit Protezin Temelleri, 3. Baskı, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. 2010b;431-454.
- Schwarz F, Aweiler N, Georg T, Reich E. Desensitizing effects of an Er:YAG laser on hypersensitive dentine. *J Clin Periodontol.* 2002;29(3):211-215.
- Sessle BJ. Acute and chronic craniofacial pain: brainstem mechanisms of nociceptive transmission and neuroplasticity, and their clinical correlates. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000;11(1):57-91.
- Shafiei F, Motamedi M, Alavi AA, Namvar B. The effect of oxalate desensitizers on the microleakage of resin composite restorations bonded by etch and rinse adhesive systems. *Oper Dent.* 2010;35(6):682-685.
- Silva RAT, Coutinho M, Cardozo PI, Silva LA, Zorzatto JR. Conventional dual-cure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(4):355-62.
- Soeno K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. *J Oral Rehabil.* 2001;28(12):1122-1128.

- Söderholm KJ, Shang SW. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res.* 1993;72(6):1050-1054.
- Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramics. *Int J Prosthodont.* 2003;16(3):277-282.
- Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three dimensional nature of color. *J Prosthet Dent.* 2001;86(5):453-457.
- Stappert CFJ, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(4):514-522.
- Stawarczyk B, Hartmann R, Hartmann L, Roos M, Ozcan M, Sailer I, Hämmerle CH. The effect of dentin desensitizer on shear bond strength of conventional and self-adhesive resin luting cements after aging. *Oper Dent.* 2011;36(5):492-501.
- Suge T, Ishikawa K, Kawasaki A, Yoshiyama M, Asaoka K, Ebisu S. Effects of fluoride on the calcium phosphate precipitation method for dentinal tubule occlusion. *J Dent Res.* 1995; 74(4):1079-1085.
- Takahashi M, Nakajima M, Hosaka K, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J. Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. *J Dent.* 2011;39(7):506-512.
- Tagami J, Nakajima M, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Effect of aging on dentin bonding. *Am J Dent.* 1993;6(3):145-147.
- Tamura Y, Tsubota K, Otsuka E, Endo H, Takubo C, Miyazaki M, Latta MA. Dentin Bonding: Influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength. *Dent Mat.* 2011;30(2):206-211.
- Tarçın B, Günday M, Öveçoğlu HS, Türkmen C, Öveçoğlu ML, Öksüz M, Ay M. Tensile Bond Strength of Dentin Adhesives on Acid- and Laser-Etched Dentin Surfaces. *Quintessence Int.* 2009;40(10):865-874.
- Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res.* 2002;81(7):472-476.
- Theodoro LH, Zezell DM, Garcia VG, Haypek P, Nagata MJH, Almeida JM, Eduardo CP. Comparative analysis of root surface smear layer removal by different etching modalities or erbium: yttrium–aluminum–garnet laser irradiation. A scanning electron microscopy study. *Lasers Med Sci.* 2010;25(4):485-491.
- Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The Effect of Various Storage Methods and Media on Shear-bond Strengths of Dental Composite Resin to Bovine Dentine. *Arch Oral Biol.* 1998;43(4):305-311.

- Trowbridge HO, Silver DR. A review of current approaches and in-office management of tooth hypersensitivity. *Dent Clin North Am.* 1990;34(3):561-81.
- Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):585-590.
- Tveit AB, Halse A. The effect of a NaF solution and a fluoride varnish on the acid resistance of root dentin. *Acta Odontol Scand.* 1982;40(1):35-43.
- Vachiramon V, Vargas MA, Pashley DH, Tay FR, Geraldini S, Qian F, Armstrong SR. Effects of oxalate on dentin bond after 3-month simulated pulpal pressure. *J Dent.* 2008;36(3):178-185.
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res.* 1997;76(6):1298-1307.
- Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009;102(5):306-312.
- Walker MP, Spencer P, Eick JD. Mechanical property characterization of resin cement after aqueous aging with and without cyclic loading. *Dent Mater.* 2003;19(7):645-652.
- Walters PA. Dentinal hypersensitivity: A review. *J Contemp Dent Pract.* 2005;6(2):107-117.
- Wang Q, Zhao JZ, Wu XM. Effect of combination of pulsed CO<sub>2</sub> laser irradiation and diammine silver fluoride treatment on ultrastructure of dentine. *Zhongguo Yi Xue Ke Xue Yuan Xue Bao.* 2010;32(3):265-268.
- Watanabe H, Ishikawa I, Suzuki M, Hasegawa K. Clinical assessments of the Er:YAG laser for soft tissue surgery and scaling. *J Clin Laser Med Surg.* 1996;14(2):67-75.
- Watanabe I, Nakabayashi N. Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. *J Dent.* 1994;22(2):67-72.
- Wee AG, Monaghan P, Johnston WM. Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 2002;87(6):657-666.
- Williams RJ, Bibb R, Rafik T. A technique for fabricating patterns for removable partial denture frameworks using digitized casts and electronic surveying. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):85-88.
- Wohlwend A, Strub JR, Scharer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations current considerations. *Int J Prosthodont.* 1989;2(1):13-26.

- Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam Porselen Sistemleri 1. GÜ Dişhek Fak Derg. 2005; 22(1):41-48.
- Yazıcı S, Gürkan S, Gutknecht N, Imazato S. Effects of erbium:yttrium-aluminum-garnet and neodymium:yttrium-aluminum-garnet laser hypersensitivity treatment parameters on the bond strength of self-etch adhesives. Lasers Med Sci. 2010;25(4):511-6.
- Yiğit ŞB, Gürsel M. Periodontolojide Lazer. SÜ Dişhek Fak Derg. 2007;16:67-73.
- Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1994;7:329-338.
- Yu B, Zhao G, Lim H, Lim J, Lee Y. Influence of Aging and 2-hydroxyethylmethacrylate content on the color stability of experimental 2-hydroxyethylmethacrylate-added dental glass ionomers. J Mater Sci Technol. 2010;26:379-84.
- Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal Desteksiz Porselen Sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2000;10(2):79-88.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dental porselenler. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Editörler, Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi'nde, 1. Baskı, Ankara; Ankara Üniversitesi Basımevi. 1993;355-390.
- Zaimoğlu A, Can G. Yapıştırma Simanları ve Simantasyon. Zaimoğlu A, Can G. Editörler, Sabit Protezler'de, Yayın no: 24, Ankara; Ankara Üniversitesi Basımevi. 2004a;239-270.
- Zaimoğlu A, Can G. Diş Dokularının Yapısı. Zaimoğlu A, Can G. Editörler, Sabit Protezler'de, Yayın no:24, Ankara; Ankara Üniversitesi Basımevi. 2004b;59-65.
- Zortuk M, Kılıç K, Bolpaça P, Akdoğan G, Kesim B. Üç farklı rezin esaslı simanla dentine simante edilen vita celay alümina seramik disklerin makaslama bağlanma dirençleri. SÜ Dişhek Fak Der. 2008;17:93-97.

## ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Çorum'da doğdum. İlköğrenimimi Bahçelievler İlköğretim Okulu İlköğretim Okulu'nda, ortaöğrenim ve liseyi ise Çorum Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 2001 yılında lisans eğitimime başladığım Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2006 yılında mezun oldum. Şubat 2007'de Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladım. Halen aynı anabilim dalında doktora eğitimine devam etmekteyim. Bekarım. Yabancı dilim İngilizce'dir.