



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BEYAZLATMA İŞLEMİ SONRASI YAPILAN
KOMPOZİT RESTORASYONLARIN BAĞLANMA
DAYANIMINA ANTiOKSİDAN AJAN VE
BEKLETME SÜRESİNİN ETKİSİ**

NESLİHAN GÜLERYÜZ
DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN

İSTANBUL-2011



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BEYAZLATMA İŞLEMİ SONRASI YAPILAN
KOMPOZİT RESTORASYONLARIN BAĞLANMA
DAYANIMINA ANTİOKSİDAN AJAN VE
BEKLETME SÜRESİNİN ETKİSİ**

NESLİHAN GÜLERYÜZ

DOKTORA TEZİ

DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ

ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN

İSTANBUL-2011

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)

Anabilim Dalı : DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ

Tez Sahibi : NESLİHAN GÜLERYÜZ

Tez Başlığı : BEYAZLATMA İŞLEMİ SONRASI YAPILAN KOMPOZİT
RESTORASYONLARIN BAĞLANMA DAYANIMINA ANTİOKSİDAN
AJAN VE BEKLETME SÜRESİNİN ETKİSİ

Sınav Yeri : MARMARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Sınav Tarihi : 16/11/2011

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans/Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Kurumu

İmza

Prof. Dr. Cafer Türkmen

Marmara Üniversitesi Diş Hek. Fak.



**Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı,
Soyadı)**

Prof. Dr. Bülent Topbaşı

Marmara Üniversitesi Diş Hek. Fak.



Prof. Dr. Nimet Gençoğlu

Marmara Üniversitesi Diş Hek. Fak.



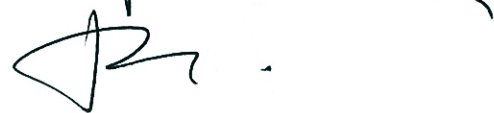
Prof. Dr. Funda Yanıkoğlu

Marmara Üniversitesi Diş Hek. Fak.



Prof. Dr. Berna Tarım

İstanbul Üniv. Diş Hek. Fak.



Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun 24./11./2011 tarih ve 5. sayılı kararı ile onaylanmıştır.



Prof. Dr. Gülden Z. OMURTAG

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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

06/10/2011

Neslihan Güteryüz

I) TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez aşamam boyunca bilgisini ve desteğini benden esirgemeyen, sabrıyla ve bana olan güveniyle bugüne gelmemi sağlayan sayın danışman hocam Prof.Dr. Cafer Türkmen'e,

Dişhekimliği eğitimine başladığım ilk günden itibaren yanımda olan, maddi manevi her türlü desteğiyle başarımda çok büyük payı bulunan Doç.Dr. Yıldız Garip Berker'e,

Kaliteli eğitim ve öğretim anlayışlarıyla doktora eğitimime sonsuz katkıları olan, saygıdeğer bölüm hocalarım; Prof.Dr. Mahir Günday, Prof.Dr. Bülent Faik Topbaşı, tezimle yakından ilgilenen Prof.Dr. Nimet Gençoğlu, Prof.Dr. Funda Yanıkoğlu, Prof.Dr. Hesna Sazak Öveçoğlu, Prof. Dr. Dilek Tağtekin, Prof.Dr. Nevin Kartal ve Doç.Dr. Hale Cimilli ve Yrd.Doç.Dr. Bilge Tarçın'a,

Tez çalışmam sırasındaki desteklerinden ötürü Prof.Dr. Ayşen Yarat, Doç.Dr. Münir Taşdemir, Yük. Müh. Mustafa İlhan, Nurhan Yaşlıoğlu ve değerli arkadaşım Dt. Doğuhan Taşcı' ya,

Doktora eğitimime birlikte başlayıp, hayatımın her alanında birlikte yol aldığım, eksik etmediği desteği ve birbirimize verdiğimiz motivasyonla bugüne ulaşmamı sağlayan çok değerli dostum Dt. Nuran Noyan Özyöney ve tez aşamasındaki yardımlarını benden esirgemeyen sevgili eşi arkadaşım Dr. Gürol Özyöney'e,

Başta Dt. Fatma Ayaz olmak üzere birlikte çalışmaktan keyif aldığım bölüm arkadaşlarım ve tüm Diş Hastalıkları ve Tedavisi A.D çalışanlarına,

Tüm hayatım ve eğitimim boyunca her türlü destekleriyle yanımda olan değerli annem, babam ve canım kardeşim Merve Kızılkaya'ya, yine desteklerinden ötürü Güney, Güteryüz ve Onan ailelerine,

Daha her şeyin en başında ÖSS tercihlerinde bana Dişhekimliği mesleğini seçtiren, 11 yıldır eğitimimin her safhasında desteğiyle yanımda, hayatımda başrolde olan, sevgilerin en büyüğünü hak eden biricik eşim Mustafa Cihad Güteryüz'e teşekkürü bir borç bilirim. Bu başarı, ikimizin başarısıdır.

II) İÇİNDEKİLER

| | |
|--|-----|
| I) TEŞEKKÜR..... | iii |
| II) İÇİNDEKİLER..... | iv |
| III) KISALTMA VE SİMGELER..... | ix |
| IV) ŞEKİL, RESİM ve TABLO LİSTELERİ | x |
| 1. ÖZET | 1 |
| 2. SUMMARY | 2 |
| 3. GİRİŞ VE AMAÇ | 3 |
| 4. GENEL BİLGİLER | 7 |
| 4.1 Renklenme ve Lekelenme Nedenleri ve Tipleri..... | 7 |
| 4.2 Beyazlatma İşlemi | 9 |
| 4.2.1 Tarihçe..... | 9 |
| 4.2.2 Beyazlatma İşlemi ve Beyazlatma Ajanları Kimyası..... | 10 |
| 4.2.2.1 Hidrojen peroksit | 10 |
| 4.2.2.2 Karbamid Peroksit | 11 |
| 4.2.2.3 Sodyum Perborat..... | 11 |
| 4.2.3 Beyazlatma Yöntemleri | 13 |
| 4.2.3.1 Vital Diş Beyazlatma | 13 |
| 4.2.3.2 Vital Olmayan Dişlerde Beyazlatma | 14 |
| 4.2.4 Beyazlatma İşleminin Diş Sert Dokularına Etkisi..... | 14 |
| 4.2.5 Beyazlatma İşleminin Bağlanmaya Etkisi..... | 17 |
| 4.3 İn Vitro Çalışmalarda Kullanılan Yapay Tükürük Solusyonu | 18 |
| 4.4 Antioksidan Ajan Kullanımı | 19 |
| 4.4.1 Beyazlatma Jellerinin Aktivasyonu..... | 20 |
| 4.4.1.1 Termokataliz | 20 |

| | | |
|-----------|--|----|
| 4.4.1.2 | Fotoliziz | 21 |
| 4.4.1.3 | Kimyasal Kataliz..... | 21 |
| 4.4.2 | Beyazlatma İşleminde Kullanılan Cihazlar ve Power Bleaching..... | 21 |
| 4.4.2.1 | Beyazlatma İşleminde Kullanılan Işık Kaynakları: | 22 |
| 4.5 | Adezyon, Adeziv Ajanlar ve Restoratif Materyaller..... | 23 |
| 4.5.1 | Adezyonun Tanımı..... | 23 |
| 4.5.2 | Mineye Adezyon | 24 |
| 4.5.3 | Dentin Adezyonu..... | 25 |
| 4.5.3.1 | Dentin Yüzey Düzenleme İşlemleri..... | 26 |
| 4.5.3.1.A | Primer Uygulanması | 26 |
| 4.5.3.1.B | Adeziv Uygulanması..... | 27 |
| 4.5.3.2 | Hibrit Tabaka | 27 |
| 4.5.4 | Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması | 28 |
| 4.5.4.1 | Kuşaklara Göre Sınıflama..... | 28 |
| 4.5.4.1.A | Birinci Kuşak Dentin Adezivler..... | 28 |
| 4.5.4.1.B | İkinci Kuşak Dentin Adezivler..... | 28 |
| 4.5.4.1.C | Üçüncü Kuşak Dentin Adezivler..... | 29 |
| 4.5.4.1.D | Dördüncü Kuşak Dentin Adezivler..... | 29 |
| 4.5.4.1.E | Beşinci Kuşak Dentin Adezivler | 30 |
| 4.5.4.1.F | Altıncı Kuşak Dentin Adezivler | 31 |
| 4.5.4.1.G | Yedinci Kuşak Dentin Adezivler | 33 |
| 4.5.4.2 | Uygulama Basamağına Göre Sınıflama..... | 34 |
| 4.5.4.2.A | Üç Aşamalı (Geleneksel) Sistemler | 34 |
| 4.5.4.2.B | İki Aşamalı Sistemler | 35 |
| 4.5.4.2.C | Tek Aşamalı (One bottle-All-in-one) Sistemler | 36 |
| 4.6 | Kompozit Rezinler | 36 |
| 4.6.1 | Kompozit Rezinlerin Kimyasal Yapısı | 36 |
| 4.6.2 | Organik polimer matriks (taşıyıcı faz) | 37 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 4.6.2.1 | Metil Metakrilat Polimer Matriksli Kompozit Rezinler..... | 37 |
| 4.6.2.1.A | Bis-GMA Polimer Matriksli Kompozit Rezinler | 37 |
| 4.6.3 | İnorganik faz doldurucu partiküller..... | 38 |
| 4.6.3.1 | İnhibitörler | 40 |
| 4.6.3.2 | UV Stabilizatörler | 40 |
| 4.6.3.3 | Optik Modifiye Ediciler..... | 40 |
| 4.6.3.4 | Aktivatör Sistem | 40 |
| 4.6.3.5 | Ara Faz..... | 40 |
| 4.6.4 | Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu | 41 |
| 4.6.4.1 | Kompozit Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları..... | 42 |
| 4.6.4.2 | Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması..... | 42 |
| 4.6.4.2.A | Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler..... | 42 |
| 4.6.4.2.B | Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler | 44 |
| 4.6.4.2.C | Inorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelere Göre Kompozit Rezinler | 45 |
| 4.7 | Yapay Yaşlandırma Yöntemleri..... | 49 |
| 4.7.1 | Isısal Çevirim (Termal Siklus)..... | 49 |
| 4.8 | Bağlanma Dayanımı Testleri..... | 50 |
| 4.8.1 | Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strength Test)..... | 51 |
| 5. | GEREÇ VE YÖNTEM | 54 |
| 5.1 | Gereç | 54 |
| 5.1.1 | Çalışmada Kullanılan Ofis Tipi Beyazlatma Ajanları..... | 54 |
| 5.1.1.1 | Opalescence Xtra Boost Beyazlatma Jeli | 54 |
| 5.1.1.2 | Beyond Max Beyazlatma Jeli | 55 |
| 5.1.2 | Çalışmada Kullanılan Beyazlatma Cihazı..... | 55 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 5.1.2.1 | Beyond Whitening Accelerator Beyazlatma Cihazı ... | 55 |
| 5.1.3 | Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler | 56 |
| 5.1.3.1 | Adper Single Bond 2 - Total Etch İki Aşamalı Adeziv Sistem..... | 56 |
| 5.1.3.2 | Clearfill Tri S Bond – Self Etch Tek Aşamalı Adeziv Sistem..... | 57 |
| 5.1.4 | Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyali..... | 58 |
| 5.1.4.1 | Clearfil Majesty Esthetics Anterior Kompozit Materyali..... | 58 |
| 5.1.5 | Çalışmada Kullanılan Yapay Tükürük Solüsyonu | 58 |
| 5.1.6 | Çalışmada Kullanılan Antioksidan Ajan Sodyum Askorbat | 59 |
| 5.2 | Yöntem..... | 61 |
| 5.2.1 | Doğal Dişlerin Toplanması | 61 |
| 5.2.2 | Diş Yüzeylerinin Hazırlanması | 62 |
| 5.2.3 | Kontrol Grubunun Hazırlanması | 62 |
| 5.2.4 | Deney Gruplarının Hazırlanması | 63 |
| 5.2.4.1 | Beyazlatma Ajanlarının Uygulanması | 63 |
| 5.2.4.2 | Antioksidan ajan uygulanması..... | 64 |
| 5.2.5 | Yapay Tükürük Hazırlanması | 65 |
| 5.2.6 | Adeziv Ajan Uygulanması | 66 |
| 5.2.7 | Termal Siklus İşlemi | 68 |
| 5.2.8 | Makaslama Testinin Uygulanması | 69 |
| 5.2.9 | Steromikroskop Analizi..... | 71 |
| 5.2.10 | Scanning Electron Mikroskop (SEM) Analizi | 71 |
| 5.2.11 | İstatistiksel Analiz | 72 |
| 6. | BULGULAR..... | 73 |
| 6.1 | Makaslama Testi Bulguları | 73 |

| | | |
|------------|---|------------|
| 6.2 | Stero Mikroskop Analizi Bulguları | 91 |
| 6.3 | SEM Analizi Bulguları..... | 97 |
| 6.4 | İstatistiksel İncelemeler..... | 100 |
| 7. | TARTIŞMA VE SONUÇ | 101 |
| 8. | KAYNAKÇA..... | 121 |
| 9. | EKLER | 136 |
| 9.1 | Etik Kurul Onayı | 136 |
| 10. | ÖZGEÇMİŞ | 137 |

III) KISALTMA VE SİMGELER

| | |
|-----------------|------------------------------------|
| ANOVA | Analysis of Variance Test |
| BPDM | Bis Fenil Di Metakrilat |
| Bis-GMA | Bis Fenol A-Glisidil Metakrilat |
| dk | Dakika |
| DHEPT | Dihidroksietil P Toluidin |
| EDTA | Etilen Diamin Tetra Asetik Asit |
| g | Gram |
| HP | Hidrojen Peroksit |
| HEMA | Hidroksietil Metakrilat |
| Ca | Kalsiyum |
| KP | Karbamit Peroksit |
| CO ₂ | Karbondioksit |
| NIR | Kızıl Ötesine Yakın Işık |
| kV | Kilovolt |
| LED | Ligth-Emitting-Diode |
| Mpa | Megapaskal |
| µm | Mikrometre |
| mg | Miligram |
| mm | Milimetre |
| mW | Milivat |
| nm | Nanometre |
| NCSS | Number Cruncher Statistical System |
| QTH | Quartz-Tungsten-Halojen |
| sn | Saniye |
| °C | Santigrat Derece |
| NaF | Sodyum Florür |
| SEM | Taramalı Elektron Mikroskobu |
| TEM | Transmisyon Elektron Mikroskobu |
| UV | Ultraviyole |
| UDMA | Üretan Dimetakrilat |
| UEDMA | Üretan Etil Dimetakrilat |

IV) ŞEKİL, RESİM VE TABLO LİSTELERİ

i) Őekillerin Listesi

| | |
|--|----|
| Şekil 4.1 : Hidrojen Peroksit Molekölü | 11 |
| Şekil 4.2 : Hidrojen Peroksit ile Yapılan Beyazlatma İŞleminin Mekanizması | 12 |
| Şekil 4.3 : Bis-GMA ve TEG-DMA Molekülleri | 38 |
| Şekil 4.4 : Silan Molekölü | 41 |
| Şekil 4.5 : Kamforokinon Molekölü | 44 |
| Şekil 6.1 : Self Etch Bağlayıcı Ajan Kullanılan Numunelerin Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 78 |
| Şekil 6.2 : Total Etch Bağlayıcı Ajan Kullanılan Numunelerin Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 79 |
| Şekil 6.3 : Self Etch Bağlayıcı Ajana Ait Beyazlatma Materyallerine GÖre Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 82 |
| Şekil 6.4 : Total Etch Bağlayıcı Ajana Ait Beyazlatma Materyallerine GÖre Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 83 |
| Şekil 6.5 : Beyond ve Opalescence Beyazlatma Materyallerine Ait Self Etch Ajan Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 84 |
| Şekil 6.6 : Beyond ve Opalescence Beyazlatma Materyallerine Ait Total Etch Ajan Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 85 |
| Şekil 6.7 : Beyond Beyazlatma Ajanına Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 86 |
| Şekil 6.8 : Opalescence Beyazlatma Ajanına Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 87 |
| Şekil 6.9 : Kontrol Grubu Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 87 |
| Şekil 6.10 : Self Etch ve Total Etch Ajanlara Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 88 |
| Şekil 6.11 : Beyazlatma Ajanları Kullanılan TÖm Gruplara Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 89 |
| Şekil 6.12 : TÖm Deney Gruplarına Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa) | 90 |
| Şekil 6.13 : Kopma Tipleri ve Dağılımları | 93 |

ii) Resimlerin Listesi

| | |
|--|----|
| Resim 5.1 : Opalescence Beyazlatma Ajanı..... | 54 |
| Resim 5.2 : Beyond Beyazlatma Ajanı..... | 55 |
| Resim 5.3 : Beyond Polus Beyazlatma Cihazı | 56 |
| Resim 5.4 : Condac 37 Ortofosforik Asit ve Adper Single Bond 2 - Total Etch Adeziv Ajan | 57 |
| Resim 5.5 : Clearfil Tri S Bond – Self Etch Adeziv Ajan..... | 57 |
| Resim 5.6 : Clearfil Majesty Esthetics Anterior Kompozit Materyali | 58 |
| Resim 5.7 : Hazırlanmış Yapay Tükürük Solüsyonu | 59 |
| Resim 5.8 : Hazırlanmış Sodyum Askorbat Solüsyonu | 59 |
| Resim 5.9 : Beyazlatma Ajanlarının Uygulanışı | 64 |
| Resim 5.10 : Sodyum Askorbat Ajanı Uygulanışı | 65 |
| Resim 5.11 : Yapay Tükürükte Saklanan Dişler | 66 |
| Resim 5.12 : ETÜV | 66 |
| Resim 5.13 : Asit Uygulaması..... | 67 |
| Resim 5.14 : Hava ile Kurutma | 67 |
| Resim 5.15 : Adeziv Ajan Uygulaması | 67 |
| Resim 5.16 : Işıklı Polimerizasyon | 67 |
| Resim 5.17 : Teflon Kalıp | 67 |
| Resim 5.18 : LED Işıklı Cihaz | 68 |
| Resim 5.19 : Kompozit Rezin Uygulanması | 68 |
| Resim 5.20 : Termal Siklus Cihazı..... | 68 |
| Resim 5.21 : Makaslama Testi için Yapılan Demir Kesici Uç..... | 69 |
| Resim 5.22 : Makaslama Testi için Hazırlanmış Numuneler..... | 69 |
| Resim 5.23 : Makaslama Testinin Uygulandığı Cihaz..... | 70 |
| Resim 5.24 : Bilgisayar Ekranında Gözlenen Gerilim ve Yüzde Uzama Grafiği | 70 |
| Resim 5.25 : Metal Ucun Dişe Yaklaşması..... | 70 |
| Resim 5.26 : Kesme İşlemi Sonrası Görünüm | 70 |
| Resim 5.27 : Kopma Yüzeyleri Elde Edilen Numuneler | 71 |
| Resim 6.1 : Adeziv Tip Kopma (Kompozit Yüzeyinde Tip 1 Kopma) Görüntüsü... .. | 94 |
| Resim 6.2 : Adeziv Tip Kopma (Mine Yüzeyinde Tip 1 Kopma) Görüntüsü | 94 |
| Resim 6.3 : Koheziv Tip Kopma (Tip 2 Kopma) Görüntüsü | 95 |
| Resim 6.4 : Koheziv Tip Kopma (Diş Yüzeyinde Tip 2 Kopma) Görüntüsü | 95 |
| Resim 6.5 : Miks Tip Kopma (Diş Yüzeyinde Tip 3 Kopma) Görüntüsü | 96 |
| Resim 6.6 : Miks Tip Kopma (Kompozit Yüzeyinde Tip 3 Kopma) Görüntüsü..... | 96 |
| Resim 6.7 : Kontrol Total-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Koheziv Tip Kopma)..... | 97 |
| Resim 6.8 : Kontrol Self-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Koheziv Tip Kopma)..... | 98 |

| | |
|--|----|
| Resim 6.9 : Beyond Beyazlatma Sonrası Hemen Restorasyon Yapılan Total-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Miks Tip Kopma)..... | 98 |
| Resim 6.10 : Beyond Beyazlatma Sonrası Sodyum Askorbat Uygulanan Self-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Adeziv Tip Kopma)..... | 99 |
| Resim 6.11 : Opalescence Beyazlatma Sonrası Yapay Tükürükte Bekletilen Self-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Miks Tip Kopma)..... | 99 |

iii) Tabloların Listesi

| | |
|--|----|
| Tablo 5.1 : Çalışmada Kullanılan Beyazlatma Materyallerinin İçerikleri ve Üretici Firmaları..... | 60 |
| Tablo 5.2 : Çalışmada Kullanılan Adeziv Materyallerin İçerikleri ve Üretici Firmaları..... | 60 |
| Tablo 5.3 : Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyalin İçeriği ve Üretici Firma ... | 61 |
| Tablo 5.4 : Kontrol Gruplarının Dağılımı | 62 |
| Tablo 5.5 : Deney Gruplarının Dağılımı | 63 |
| Tablo 6.1 : Kontrol Grubuna Ait Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri | 73 |
| Tablo 6.2 : Deney Gruplarına Ait Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri..... | 74 |
| Tablo 6.3 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre ayrı ayrı grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması | 75 |
| Tablo 6.4 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre ayrı ayrı grupların bağlanma değerlerinin post hoc Tukey HSD test sonuçları..... | 76 |
| Tablo 6.5 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre ayrı ayrı grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması | 80 |
| Tablo 6.6 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre ayrı ayrı grupların bağlanma değerlerinin post hoc Tukey HSD test sonuçları..... | 81 |
| Tablo 6.7 : Bağlayıcı ajan tiplerine ve ayrı ayrı beyazlatma şekillerine göre grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması | 83 |
| Tablo 6.8 : Beyazlatma şekilleri ve ayrı ayrı bağlayıcı ajan tiplerine göre grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması | 85 |
| Tablo 6.9 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması.... | 88 |
| Tablo 6.10 : Beyazlatma şekline göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması..... | 88 |
| Tablo 6.11 : Grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması | 89 |
| Tablo 6.12 : Grupların bağlanma değerlerinin post hoc Tukey HSD test sonuçları . | 90 |
| Tablo 6.13 : Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemlerin Kopma Tipleri | 92 |

1. ÖZET

Beyazlatma işleminin rezinlerin bağlanma kuvvetlerini düşürdüğü bilinmektedir. Yeni materyallerin bağlanma değerleri üzerine etkisi konusunda yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu in vitro çalışmanın amacı, beyazlatma ajanı uygulanmış dişlere yapılan restorasyonlara ait makaslama bağlantı kuvvetlerinin incelenmesidir. Ofis tip yüksek konsantrasyonlu jellerle beyazlatma işlemi sonrası bağlantı kuvvetlerinde oluşan değişikliklerin değerlendirilmesi amacıyla, numunelere hemen, antioksidan sodyum askorbat ajan uygulamasını takiben ve 1 hafta yapay tükürükte bekletme işleminden sonra kompozit restorasyon yapılmış ve makaslama testi sonucu elde edilen kopma yüzeyleri steromikroskop ve SEM analizi ile incelenmiştir. 140 adet üst keser insan dişinden, 20 adet diş kontrol grubu olarak ayrılmış ve 10 numuneye beyazlatma işlemi uygulanmadan self etch Clearfil Tri S Bond adezivi ile nano dolduruculu Clearfil Majesty Esthetics kompozit restorasyon yapılmıştır. Diğer 10 numuneye ise Adper Single Bond 2 adezivi kullanılarak restorasyonlar tamamlanmıştır. Deney grubundaki örnekler %35 Beyond Max ve %38 Opalescence Xtra Boost beyazlatma jelleri ile beyazlatma işlemi yapıldıktan sonra gruplara hemen beyazlatma işlemi sonrası, 5 dk antioksidan sodyum askorbat uygulaması sonrası ve bir hafta yapay tükürükte bekletme işlemi sonrası yapılan restorasyon numunelerine 10000 kez ısıl çevirim işlemi (5 C° ve 55 C°) uygulandıktan sonra, makaslama testleri Zwick Z010 (Zwick GmbH, Ulm, Almanya) Üniversal Test cihazında 0.5 mm/dk yaklaşma hızı ile uygulanmış ve değerler kaydedilmiştir. İstatistik değerlendirmede One-way Anova ve Tukey HDS, Student t testi kullanılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre, beyazlatma ajanlarının bağlanma değerlerini negatif yönde etkilediği ve 1 hafta bekleme süresinin düşen bağlanma değerlerinin yükselmesinde etkili bir yöntem olduğu bulunmuştur. Self etch ve total etch adeziv sistemleri arasında bağlanma değerleri açısından farklılık bulunmamıştır.

Anahtar Sözcükler: Adeziv ajan, antioksidan, beyazlatma, makaslama, yapay tükürük

2. SUMMARY

The Effect of Antioxidant and Delayed Bonding Time On Shear Bond Strength of Composite Restoration After Bleaching Procedure

Most studies have shown that HP bleaching agents in range of 10-35% adversely affect the bond strength of composite to enamel when bonding is performed immediately after the bleaching procedure. This study determined the shear bond strength of a nanohybrid composite resin to bleached enamel immediately, after antioxidant treatment and 1 week later by using different adhesive systems and after shear bond strength test, the failure modes were observed by using stereomicroscope and SEM. After 20 specimens were separated as the control group (Group 13, 14), Groups 13 were bonded with self – etch Clearfil Tri S Bond, groups 14 were bonded with total – etch Adper Single Bond 2. The remaining 120 specimens were randomly assigned to two bleaching groups (Opalescence Xtra Boost and Beyond Max) of 60 specimens each. Each bleaching group was divided into three subgroups of 10 specimens each. Groups 1, 4, 7, 10 consisted of specimens bonded immediately after bleaching. Groups 2, 5, 8, 11 specimens were treated with an antioxidant agent, %10 sodium ascorbate while groups 3, 6, 9, 12 were immersed in artificial saliva for 1 week after bleaching. They were then subjected to 10000 thermal cycles between the water baths of 5 and 55 C°. The shear bond strength was measured Zwick Z010 (Zwick GmbH, Ulm, Germany) Universal Testing Machine. For the statistical analysis One-Way Anova, Tukey HSD, Student t Tests were used. According to the result of this study, bleaching agents affect the bond strength of composite to bleached enamel negatively and reduced bond strength effectively reversed by 1 week delayed bonding. No statistically significant differences in shear bond strength of self-etch and total-etch groups were noted.

Key Words: Adhesive agents, antioxidant, artificial saliva, bleaching, shear bond strength

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz dişhekimliğinin en önemli amaçlarından biri, doğal diş estetiğinin hastaya yeniden kazandırılmasıdır. Dental kliniklere bir takım tedavi ihtiyaçları ile başvuran hastaların ortak beklentileri daha iyi bir gülüşe sahip olmaktır. Bu beklentiyi sağlamak için uygulanabilecek tedavi seçenekleri çok çeşitlidir. Bunlar başlıca, ortodontik, konservatif ve protetik tedavilerdir (38).

Diş hekimleri tarafından uygulanan estetik tedaviler içinde en konservatif yaklaşımlardan biri olan beyazlatma tedavisi, hem hastaların hem de hekimlerin yaygın olarak tercih ettikleri bir tedavi şeklidir (53, 83). Çünkü hastalar için dişin estetiği kadar rengi de çok büyük önem taşımaktadır. Beyazlatma tedavisi, kolay uygulanması, konservatif bir girişim olması ve hastada ağrısız bir şekilde estetiği sağlayabiliyor olması gibi avantajlarından dolayı son yıllarda popülaritesi artmış bir tedavi yöntemidir (74).

Diş beyazlatma işlemi yapılırken uygulanan pek çok yöntem ve birçok farklı ürün mevcuttur. Ancak ürün ve yöntemlerin hepsi HP'in farklı konsantrasyon ve formda kullanılarak beyazlatma işlemini gerçekleştirilmesiyle oluşur. Bu formlardan en bilineni ağız ortamında HP ve üreye parçalanan KP'dir. Hidrojen peroksit okside edici bir maddedir ve serbest radikaller üretir. Bu serbest radikaller doymamış bağlarla reaksiyona girerek moleküllerin elektron sıralarını bozar. Albers (2), beyazlatma işlemini başlangıçta varolan aşırı pigmente karbon halkalarının açılarak daha açık renkteki karbon zincirlerine dönüşmesi olarak açıklamıştır. Bu açık renkli zincirlerin de beyazlatma işleminin ilerleyen aşamalarında hidroksil gruplarına dönüştüğü bildirilmiştir.

Beyazlatma tipleri şunlardır:

1. Diş hekimi kontrolünde düşük konsantrasyonda karbomit peroksit içeren (%10-15) evde yapılan beyazlatma (home- bleaching, nightguard bleaching).

2. Diş hekiminin muayenehane şartlarında uyguladığı yüksek konsantrasyonda (%35) hidrojen peroksit içeren beyazlatma (in-office bleaching).
3. Hastanın satın aldığı beyazlatıcı ürünlerle kendisinin uyguladığı çok düşük konsantrasyonda (%3-6) hidrojen peroksit içeren beyazlatma (over-the-counter bleaching). Beyazlatıcı macunlar, stripler gibi çeşitleri mevcuttur (74).

Beyazlatma yapılırken ışık veya lazer gibi beyazlatma jelini aktive edici cihazlar kullanılmaktadır. Kullanılan ışık cihazı ve lazerin pulpa odasındaki ısıyı yükseltmesi gibi bir durum söz konusu olmamalıdır. İstenen durum fototermal etkinin çok az tutulup, fotokimyasal etkinin artırılmasıdır. Bu cihazların etkisi ile minenin geçirgenliğinin arttığı ve beyazlatma jelinin daha iyi difüze olduğu düşünülmektedir (34).

Canlı dişlerde beyazlatma uygulamalarının ortaya çıkmasıyla birlikte bu maddelerin dişler üzerine özellikle mineye etkileri incelenmeye başlamıştır. Beyazlatmanın mine dokusunda kimyasal değişikliğe veya minenin stürüktüel yapısında değişikliğe sebep olduğu ve bu durumun bonding ajan ile mine dokusu arasındaki adeziv yüzeyi etkilediği belirtilmiştir. Artık kalan hidrojen peroksit mine yüzeyinde bağlanma kuvvetinin azalmasına sebep olmaktadır. Beyazlatma sonrası yüzeye antioksidan bir ajan uygulanmasının veya belirli bir süre bekleme yapıldıktan sonra dişlerin restore edilmesinin bağlanma değerini arttırdığı düşünülmektedir (32).

Beyazlatma ajanı uygulanmış dişlere kompozit restorasyonlar yapılmadan önce hangi tip adezivin kullanılacağı da önemli bir noktadır. Mine dokusuna adezyonda altın standart olarak kabul edilen total etch ve mine ve dentine asitleme gerektirmeyen self-etch sistemlerin, beyazlatma yapılmış dişlere yapılan kompozit restorasyonlarda kullanılan adeziv sistemler olarak karşılaştırılması pek çok çalışmada denenmiştir (43, 169).

Çalışmada kullanılacak nano kompozitler üstün cilalanabilirlik, kompozite katılan yüksek oranda doldurucu sebebiyle yüksek kırılma ve aşınma direnci, organik

yapının hacimce az olması sebebiyle daha az polimerizasyon büzülmesi, nano doldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan daha küçük olması sebebiyle daha estetik ve gelişmiş optik özellikler elde ederek n bölge restorasyonlarına uygun olması gibi avantajları sebebiyle tercih edilmiştir (172).

Beyazlatma işleminin akabinde kullanılan hidrojen peroksit, karbomit peroksit, sodyum perborat maddelerine bağlı olarak, diş yüzeyinde veya i kısımlarında kalan artık oksijenin rezin-diş bağlantısını inhibe ederek veya rezin polimerizasyonunu engelleyerek bağlanma değerlerini düşürdüğü bilinmektedir.

Bu düşüşün önlenmesi için pek çok yöntem önerilmesine rağmen en çok tavsiye edileni, belli bir süre bekledikten sonra restorasyonun yapılmasıdır. Konu ile ilgili in vitro çalışmalar bekleme süreleri üzerine yoğunlaşmış, farklı bekleme süreleri ve kullanılan bekleme solusyonları açısından çeşitlilik göstermektedirler. Amaç ağız ortamını en iyi şekilde taklit edecek ortamı oluşturmaktır. Sadece su kullanarak ağız ortamını taklit etmek yetersiz kalmaktadır. Materyallere göre farklılık göstermesine rağmen, ağız ortamının kimyası dikkate alınmalıdır. Bu sebeple enzim içeriği olmayan, inorganik içerikli yapay tükürük kullanmak çok daha doğru bir yaklaşımdır (42).

Sodyum askorbat, C vitamini olan askorbik asitin ph'ı 7 olan bir türevidir. Yapılan çalışmalarda beyazlatma işlemi yapılmış dişlere antioksidan ajan uygulaması sonrası bağlanma dayanımı değerlerinin beyazlatma uygulanmamış örneklerle aynı olduğu bulunmuştur. Literatürde antioksidan ajanın ne kadar süre ile uygulanacağı konusunda farklı yaklaşımlar mevcuttur (106, 179).

Uzun dönem klinik takiplerin zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan laboratuvar bağlantı dayanımı testleri dental materyaller ve tekniklerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Adeziv restoratif materyaller için bağlanma dayanımı testleri kullanılmakta ve yüksek bağlanma kuvvetine sahip materyallerin daha iyi klinik performans sergiledikleri düşünülmektedir. Bu doğrultuda çekme testleri rezin kompozitin diş bağlantısını değerlendirmede uygun

bir test iken, makaslama testi restorasyonların klinik performansını daha iyi ortaya koyabilir (142).

Çalışmamızda, kimyasal yolla ve görünür mavi ışıkla aktive olan beyazlatma jeli uygulanan dişlere hemen restorasyon yapılması ile elde edilen bağlanma değerlerinin, antioksidan ajan uygulaması ve bir hafta yapay tükürükte bekletme sonrası elde edilen bağlanma değerleri ile karşılaştırılması amaçlanmıştır. Elde edilen kopma yüzeyleri steromikroskop analizi ile değerlendirilmiş ve SEM’de incelenmiştir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1 Renklenme ve Lekelenme Nedenleri ve Tipleri

Renklenme problemleri, dişlerin görünüşünü engelleyen başlıca problemlerdendir. Renklenmeler, renklenmelerin lokalizasyonu ve sebebine bağlı olarak içsel ve dışsal renklenmeler olarak temelde ikiye ayrılır (76).

Dış renklenmeler, diş yüzeyinde ve pelikül üzerinde bulunur ve polisaj yapılması ile kolayca dıştan uzaklaşır. Zayıf oral hijyen, kromojenik gıda ve içecekler, sigara içimi gibi etkenler dış renklenmelere sebep olabilir. Mine defektlerine, özellikle defektin dentine kadar ulaştığı durumlara bağlı olarak kromojenik maddelerin yapıya girmesiyle oluşan renklenmelere internalize renklenmeler (yapıya giren) adı verilmektedir. Başka bir deyişle, dış renklenmeye neden olan kromojenik materyallerin girişine olanak sağlayan dental defektler, internalize renklenmeye neden olur.

İç renklenmeler, dişlerin gelişimi sırasında oluşmakta ve dişin ışık geçirgenliğini etkilemektedirler. Erişkin dişlerindeki iç renklenmenin bir kısmı lokal, bir kısmı ise sistemik faktörlere bağlıdır. Gelişimsel ve kazanılmış defektler olarak ikiye ayrılmaktadırlar. Yaşlanma, kromojenik gıda ve içecekler, sigara kullanımı, minedeki mikroçatlaklar, çürükler, restoratif maddeler kazanılmış defektlere; tetrasiklin tedavisi, aşırı flor alımı, çocuklukta geçirilen sarılık, porfiri, amelogenesis imperfekta gibi mine bozuklukları, eritroblastozis fetalis gibi hastalıklar gelişimsel defektlere sebep olur. Kısaca, iç renklenmeler, sürme öncesinde ve ya sonrasında oluşabilen, metabolik hastalıkların, konjenital problemlerin, genetik anomalilerin, bazı ilaçların ve sistemik faktörlerin dişleri etkilemesiyle ortaya çıkan renklenmelerdir (131, 136).

Dişlerde görülen renklemelerin sınıflandırılması aşağıdaki gibidir: (144)

- 1) İç kökenli renklemeler
 - a) Metabolik Hastalıkların Neden Olduğu İç Kökenli Renklemeler
 - Alkaptonüri
 - Konjenital Eritropoetik Porfiriya
 - Konjenital Hiperbilirubinemi
 - b) Kalıtsal Hastalıkların Neden Olduğu İç Kökenli Renklemeler
 - Amelogenesis İmperfekta
 - Dentin Defektleri
 - Dentinogenesis İmperfekta
 - Dentinal Displazi
 - c) İatrojenik Nedenlerle Oluşan İç Kökenli Renklemeler
 - Tetrasiklin Renklenmesi
 - Florozis
 - d) Travma Nedeniyle Oluşan İç Kökenli Renklemeler
 - Pulpal Hemorajiler
 - Kök Rezorpsiyonu
 - Mine Hipoplazisi
 - Dentin Hiperkalsifikasyonu
 - e) İdiopatik Nedenlerle Oluşan İç Kökenli Renklemeler
 - f) Yaşlanma Nedeniyle Oluşan İç Kökenli Renklemeler
- 2) Dış Kökenli Renklemeler
 - a) Metalik Olmayan Renklemeler
 - b) Metalik Renklemeler
- 3) İnternal Renklemeler
 - a) Gelişimsel Defektler
 - b) Kazanılmış Defektler
 - Diş aşınmaları ve Gingival Çekilmeler
 - Diş Çürükleri
 - Restoratif Materyaller

4.2 Beyazlatma İşlemi

4.2.1 Tarihçe

Renkleşmiş, pulpası nekroz olmuş dişlerin beyazlatılmasına yönelik ilk girişim 1848 yılında gümüş klorit ile yapılmıştır. Truman adlı araştırmacı 1864 yılında klorit, sodyum hipoklorit, sodyum perborat ve hidrojen peroksitin tek başına veya kombine şekilde kullanılması, ısıyla veya ısı olmadan aktive edilmesi gibi yöntemlerden bahsetmiştir. Truman kalsiyum hidroksit ve asetik asit çözeltisindeki klorinin kullanılmasıyla cansız dişlerin beyazlatılmasında başarılı sonuçlar elde etmiştir (80).

1890'ların başında %3'lük pirozon gargara olarak kullanılmış ve çürükleri azaltıp, dişleri beyazlattığı bulunmuştur. %5'lik solusyon güvenli ve etkili iken %25'lik solusyonların kostik etkisi olduğu belirtilmiştir (80). 1910'larda hidrojen peroksitin ışık ve ısıyla aktive edildiği günümüz tekniği sunulmuş, sonraki yıllarda ajanlarda farklılıklar oluşmuştur. 1918 yılında Abbot ilk defa %37'lik hidrojen peroksit ile yaptığı beyazlatma sırasında ısı ve ışık uygulayarak son dönemde kullanılan tekniklerin temelini oluşturmuştur (63).

1940'lara gelindiğinde hidrojen peroksit vital dişler için, 1950'ler de eterperoksit (pyrozone) ve sodyum perborat devital dişler için kullanılır olmuştur. 1961 yılında walking bleaching tekniği, sodyum perboratla su karışımının pulpa odasına uygulanması şeklinde anlatılmıştır. 1963'te Nutting ve Poe tarafından bu metod değiştirilmiş ve suyun yerine %30-35'lik hidrojen peroksit kullanılarak beyazlatıcı etkinin artırılması hedeflenmiştir (90).

1960'lı yıllarda Klusmier adlı bir ortodontistin gingivitis tedavisinde içine antiseptik konulan bir plak yapması, aynı plağın içine %10'luk karbamit peroksit konularak beyazlatma tedavisinde kullanılabileceğini düşündürmüştür. Bu ev tipi beyazlatmanın temelini oluşturan ve son 20 yılda gelişimini sağlayan ilk adım olarak

kabul edilebilmektedir (87). Bu adımdan sonra diş beyazlatma işlemi üzerine sayısız teknik ve ürünler tanıtılmaya başlanmıştır (2, 89).

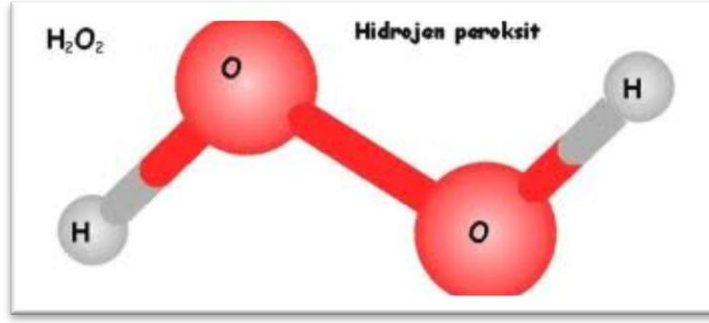
4.2.2 Beyazlatma İşlemi ve Beyazlatma Ajanları Kimyası

Dişhekimliğinde beyazlatma işlemi, peroksit maddesinin çeşitli formlarının kullanılması ile yapılır. Peroksit türevleri, oksidasyon yapabilen bir madde olup düşük molekül ağırlıkları sebebiyle mine ve dentine penetre olur, organik matriksleri geçer ve burada kimyasal reaksiyon oluşmasına imkan verir (32, 48, 91).

Temeli oksidasyon- redoksasyon reaksiyonuna dayanan beyazlatma işleminde beyazlatıcı ajan çiftleşmemiş elektronlara sahip serbest radikaller içerir, stabil bir halde değildir ve stabil hale geçmek için elektron vererek indirgenir. Diş dokusundaki organik moleküllerin enerji absorpsiyonunda değişiklik yaratır ve diş yapısı elektronları alarak okside olur. Işığı daha az yansıtan basit moleküller oluşur (75).

4.2.2.1 Hidrojen peroksit

Serbest radikallerin reaktif oksijen molekülleri ve HP anyonlarının oluşumu sayesinde güçlü bir okside edici ajan olarak rol oynamaktadır. Bu reaktif moleküller uzun zincirli, koyu renkli kromofor moleküllerini etkileyerek, daha küçük moleküllere parçalayarak daha az renkli ve daha difüzyona elverişli moleküller haline getirirler. Ortamın asidik ya da bazik olmasına veya ortamda enzimlerin bulunmasına göre farklı şekilde parçalanır. Asidik ortamda açığa çıkan kuvvetli serbest radikal oranı daha düşüktür. Bazik ortamda ise kuvvetli serbest radikal oranı yüksektir. Ancak ph'ın düşük olması raf ömrünü uzatır (10, 54).



Şekil 4.1 : Hidrojen Peroksit Molekülü

4.2.2.2 Karbamiit Peroksit

Kararlı bir yapıya sahip değildir. Ağız ortamında %3-5 hidrojen peroksit ve %7-10 üreye parçalanır. Üre de karbondioksit ve amonyağa parçalanır. Amonyak kuvvetli bir bazdır ve ortamın pH'sını yükselterek başarılı bir beyazlatma işlemi meydana gelmesini sağlar. Böylece asidik ortama kıyasla daha fazla bir beyazlatma sağlanmış olur. Bu ajanların içinde bulunan karpobol veya gliserin beyazlatma işleminin hızını kontrol eder.

Ayrıca peroksidaz gibi ağız ortamı, gıda artığı, bakteri plağında bulunan enzimler serbest radikallerin açığa çıkmasını engeller. Bu sebeple beyazlatma yapılan dişlerin kuru ve temiz olması gerekir (41, 57, 90, 104, 161, 167, 189).

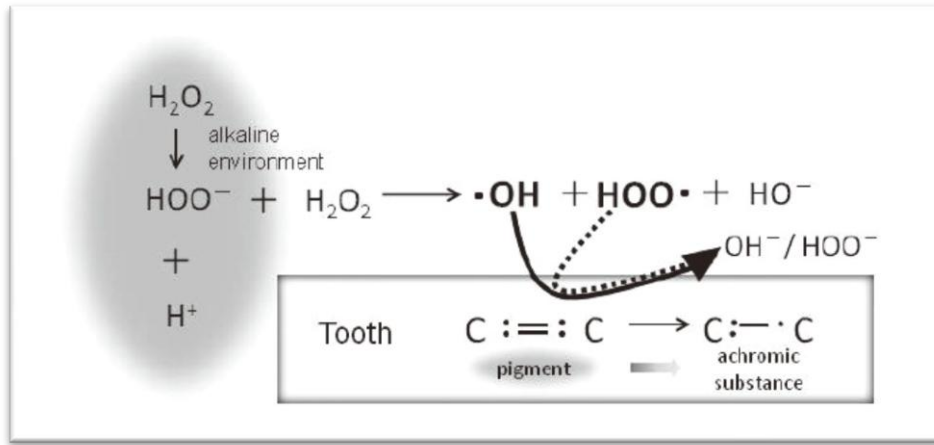
4.2.2.3 Sodyum Perborat

Sodyum perborat beyaz bir tozdur. Suda çözüldüğünde sodyum metaborat ve HP'e parçalanır. Monohidrat, trihidrat ve tetrahidrat formları bulunmaktadır ve bulunduğu form maddenin açığa çıkardığı serbest oksijen miktarını etkilemektedir (10).

Renk oluşturan kromofor olarak bilinen çeşitli tek ve çift bağlar içeren yapısında sıklıkla heteroatomlar, karbonil ve fenil halkaları bulunduran uzun zincirli organik bileşiklerdir. Beyazlatma bir kromoforun yapısında bulunan çift bağların açılması veya zincirin kırılması veya zincirin bazı kısımlarının oksidasyonu sonucu

gerçekleşebilir. Çift bağların açılması ile daha küçük moleküller oluşur ve bunlar gelen ışığı yansıtırmazlar (99). Bu mekanizmayı aşırı pigmente karbon halkalarının açılarak daha açık renkteki karbon zincirlerine dönüşmeleri olarak tarif edilmektedir. Bu açık renkli zincirler daha sonra hidroksil gruplarına dönüşür.

Beyazlatma işlemi; tüm orijinal pigmentlerin renkleri yok olup, renksiz bir yapı haline gelmelerine kadar sürer. İster karbamiit peroksit, ister hidrojen peroksit kullanılıyor olsun, beyazlatmanın bir aşamasında ortamda sadece renksiz, hidrofilik yapılar bulunur. Bu aşama, doyma noktasıdır. Bu noktadan sonra beyazlama yavaşlar ve eğer işleme devam edilecek olunursa yapı içerisindeki proteinlerin karbon yapı taşlarında bozulmalar başlar. Beyazlatılan maddedeki hidroksil grupları bölünür ve madde, su ve karbondioksit kadar parçalanır. Minedeki beyazlatma uygulamasında bu aşamaya gelindiğinde hızlı madde kaybı başlar. Oysaki beyazlatmada amaçlanan diş dokularına zarar vermeden dişin renginin açılmasıdır. Dişhekimleri için önemli nokta beyazlatma işleminin doyma noktasından önce durdurulmasıdır (97).



Şekil 4.2 : Hidrojen Peroksit ile Yapılan Beyazlatma İşleminin Mekanizması

Diş beyazlatma tedavisinde kullanılan ürünlerin içerikleri şunlardır:

- Karbamiit Peroksit
- Hidrojen Peroksit
- Peroksit İçermeyen Maddeler
- Kalınlaştırıcı ajanlar

- Üre
- Taşıyıcılar
- Yüzey Nemlendiriciler
- Koruyucular
- Tatlandırıcılar

4.2.3 Beyazlatma Yöntemleri

Beyazlatma tipleri öncelikle canlı ve cansız dişlere yapılan tedaviler olarak ayrılır.

4.2.3.1 Vital Diş Beyazlatma

Canlı dişlerin beyazlatıldığı bu yöntem ofis tip, ev tipi ve Over-the counter adı verilen yöntem olarak 3 tanedir:

1. Ofis tip beyazlatma tedavisinde beyazlatma işleminin tamamı ofiste yapılır ve tamamlanır. Dişeti bir bariyerle korunur ve dişlerin üzerine beyazlatıcı ajan sürülerek, ışık veya ısı veya kimyasal işlem ile beyazlatma sağlanır. Bu beyazlatma tipinde yüksek konsantrasyonlu ajan kullanımı söz konusudur (%35-50 HP veya %35-40 KP gibi). Ofis tip beyazlatma tedavileri ile daha kısa sürede, apacey gerektirmeden, hasta kooperasyonuna ihtiyaç duyulmadan, daha güvenli beyazlatma işlemi yapılır. Ancak; seans süresinin bilinmemesi, yüksek maliyeti, dişetlerini korumak için kullanılan rubber dam'ın hastalar tarafından tolere edilememesi gibi dezavantajları vardır (18, 86).
2. Ev tipi beyazlatma ise hastadan alınan ölçü sonrası hazırlanan beyazlatma plaklarının içine düşük konsantrasyonda ajan (%10-15) konarak hastanın bunu gece veya gün içinde 1-2 saat kullanmasıyla yapılır. Beyazlatma işlemi tek seferde değil, üretici firmanın önerdiği şekilde 1-2 hafta düzenli kullanım sonrası tamamlanır (192).

3. Over-the counter ürünler: Çeşitli konsantrasyonlarda KP ya da HP bazlı hazır apareyler ya da bantlar şeklinde kullanılan ürünleri içerir.

Haywood ve Heymann (87) evde kaide ile yapılan vital beyazlatma tekniklerinin düzgün bir şekilde uygulandığında güvenliğinin diğer dental prosedürler gibi olduğunu bildirmişlerdir. Bu tür beyazlatma tedavisinin yaygın kullanımı öncelikle kolaylığına, güvenliğine ve terapötik etkinliğine bağlıdır (23).

4.2.3.2 Vital Olmayan Dişlerde Beyazlatma

Devital dişlerde kök kanal dolgu maddeleri, kron içi kanamalar, kanal içi uygulanan ilaçlar ve irigasyon ajanları renklenmeye yol açmaktadır. Devital dişlerin ağartılması amacıyla uzun yıllarca kullanılan yöntemler içinde en sık kullanılan yöntem ‘ Walking Bleaching ‘ olarak bahsedilen yöntemdir. Klinikte pratik uygulanımı ve kısa süre alması sebebi ile sıklıkla tercih edilir. Bu işlemde en sık kullanılan ajan sodyum perborat türevleri ve hidrojen peroksittir. Üç ile beş gün boyunca kavite içerisinde bırakılan jeller bir ila üç seans tekrarlanır. Diğer bir yöntem olan termokatalik yöntemde ise, %35’lik HP kaviteye uygulandıktan sonra oksidasyonu hızlandırmak amacıyla bir ısı kaynağı kullanılır (4).

4.2.4 Beyazlatma İşleminin Diş Sert Dokularına Etkisi

Beyazlatma ajanlarının diş sert dokularını özellikle minenin yapısal bütünlüğünü ve histolojisini etkileyebileceğini söyleyen pek çok çalışma vardır (41, 115, 189). Açığa çıkan serbest radikaller, pigment molekülleri parçaladıkları gibi, diş sert dokusunun organik kısmı olan lipidler, proteinler gibi yapı taşlarını da parçalar (92). Bunun yanında Ruse ve ark. (160) yaptıkları çalışmada %35’lik hidrojen peroksitin minenin kimyasal kompozisyonunda bir değişiklik yaratmadığını bulmuşlardır. Ancak, hidrojen peroksit mine yüzeyine kolayca penetre olabilen bir maddedir. Su da yüksek çözünürlüğe sahiptir. Bu nedenle, özellikle uzun süreli tedavilerde minenin içeriğinin etkilenmesi söz konusu olabilir (41). Rotstein (159) karbomit peroksit ve hidrojen peroksitin tedavi sonrası minenin ve dentinin kalsiyum/ fosfat oranını

önemli şekilde düşürdüğünü bulmuştur. Hem %10'luk KP 'in, hem de %30'luk HP' in kullanımı minedeki kalsiyum oranını düşürdüğünü gösteren pek çok çalışma mevcuttur (12, 95, 122, 154, 159). Rodrigues ve ark. (158) ise %10'luk KP uygulamasının mineden Ca kaybına neden olduğunu; fakat bu farkın anlamlı olmadığını bildirmişlerdir.

Bununla birlikte minenin yalnızca inorganik değil, organik içeriğinde de değişiklikler oluşabilmektedir (92). Efeoğlu ve ark. (65) %10'luk KP'in mine yüzeyindeki demineralizasyon etkisini mikrokompütürize tomografi ile incelemişler, günde 8 saat 15 günlük beyazlatma işleminin sonucunda mine yüzeyinde 50 µm derinliğe kadar inen demineralizasyon olduğunu belirlemişlerdir. Ancak, Pretty ve ark. (155) ise %10'luk, %16'lık ve %22'lik KP ve %10'luk floridli KP ile yaptıkları çalışmada beyazlatma ajanlarının minenin asit erozyonuna ve demineralizasyona karşı duyarlılığını arttırmadığını bildirmişlerdir.

Tedesco ve ark. yaptıkları çalışmalarında beyazlatma sonrası minenin yapısında bozulma olmadan doğal porların sayısında artış gözlemlediklerini bildirmişlerdir (170). Oltu ve Gürkan %10,16 ve 35 KP içeren beyazlatma ajanlarının mine yüzeyine etkilerini incelemişler ve bu konsantrasyondaki ajanların minenin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını ve %35'lik KP' in minenin yüzey sertliğini azalttığını bulmuşlardır. Seghi (161) ise yaptığı çalışmada %10'luk karbomit peroksit ile beyazlatma işleminden sonra minenin kırılma direncinde önemli derecede azalma meydana geldiğini göstermiştir. Buna rağmen, Murchison ve ark. (131) ve Potocnik ve ark. (154) beyazlatmaya bağlı olarak minenin mikrosertliğinde önemli bir değişiklik meydana gelmediğini bildirmişlerdir.

Yapılan çalışmalar sonucunda, minede görülen en belirgin değişimlerin yüzeyel çöküntü, artmış porözite ve hafif erozyondur (88, 100). TEM çalışmaları, minede porosite artışı gibi topografik değişiklikler ve dekalsifikasyon gibi değişimler meydana geldiğini belirtmektedir (28, 29, 47). Mc Guckin (122) yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre beyazlatılmış mine yüzeyinin asit uygulanmış mineye benzer gözüktüğünü bildirmiştir.

Shannon ve ark. (162) istatistiksel olarak anlamlı olmamasına rağmen 2 haftalık beyazlatma sonrası mine sertlik değerinde azalma bildirmişlerdir. Dördüncü haftada bu değişikliklerin yok olmasının nedeni remineralizasyon olarak düşünülmüştür. Attin ve ark. (11) beyazlatma yapılmış sığır mine örneklerini yapay tükürük ve NaF uygulamasına tabii tutmuş ve numunelerin yüzey sertlik değerlerini ölçmüştür. Yüzey sertlik değerinde en düşük azalma gösteren grup NaF uygulanan grup olarak bulunmuştur.

Pinheirojunior ve ark. (152) farklı marka ve konsantrasyonlardaki karbamid peroksit uygulamalarının minenin mikrosertliğine etkisini incelemişler ve en fazla azalmanın konsantrasyon arttıkça gerçekleştiğini söylemişlerdir. Attin ve ark. (9) yine ajana bağlı olarak minenin yüzey sertliğinin farklı miktarlarda azaldığını belirtmişlerdir.

Beyazlatma ajanlarının, minenin yüzey sertliğinin azaltması, kalsiyum kaybı ve yüzey özelliklerinin değiştirmesi gibi etkileri in situ ve in vitro çalışmalarda farklı sonuçlar vermektedir.

Cimilli ve Pameijer (45) yaptıkları çalışmalarının sonucunda in vitro çalışmaların klinik şartları ortaya koymadaki zorluklarının nedenini, ağız ortamındaki tükürüğün içerdiği kalsiyum ve fosfatla mine yüzey kayıplarını kompanse edebilmesi olarak göstermişlerdir.

Yine Cimilli ve Pameijer (46) %10'luk ve % 16'lık karbamit peroksit içeren Opalescence ve Nite-White beyazlatma ajanlarını karşılaştırmışlar ve her iki beyazlatma ajanının da minenin yüzey topografisini ve kimyasal kompozisyonunu değiştirdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, konsantrasyon ve süreye bağlı olarak yıkımın arttığını ve %10'luk CP içeren ajanlardan Nite-White beyazlatma ajanının minenin kimyasal kompozisyonuna ve yüzey topografisine etkisinin daha yıkıcı tarzda olduğunu ifade etmişlerdir.

Murchison ve ark. (131) kısa dönemli %10'luk karbamit peroksit uygulamasının restorasyonların mineye bağlanma kuvvetini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Özetle; beyazlatmanın diş sert dokularına olan etkisiyle ilgili sonuçların farklılık içermesinin sebepleri; kullanılan ajandaki farklılıklar olması (konsantrasyon, ph gibi) ve tükürüğün remineralizasyon etkisinin değerlendirilip değerlendirilememesidir. Bu sebeple ağız ortamını çok iyi taklit edebilen çalışmalar planlamak yerinde olacaktır.

4.2.5 Beyazlatma İşleminin Bağlanmaya Etkisi

Yapılan bir çok çalışma beyazlatma tedavisinde kullanılan HP ve KP'in rezinin mineye bağlanma dayanıklılığını azalttığını göstermiştir (22, 101, 178). Bu azalma KP konsantrasyonuna bağlıdır. Peroksitle beyazlatma yapılan dişlerde mineye bağlanma direnci düşmektedir. Bağlanmadaki bu azalmanın sebebi, beyazlatma sonrası ortamda kalan artık peroksidin ayrışarak mine yüzeyinde oksijen birikmesi ve bu oksijenin bağlayıcı ajanın polimerizasyonunu olumsuz etkilemesidir (16).

Oksijen varlığında açığa çıkan serbest radikaller adeziv mekanizmasını şu yolla etkilemektedir: Oksidasyon reaksiyonu sonrası peroksit interprizmatik boşluklara girer ve adezivin burada yayılmasını engelleyerek rezinin daha granular yapıda, pörözlü yapıda ve boşluklu olmasına sebep olur. Belirli bir bekleme süresi geçmesi, yüzey antioksidanı uygulanması gibi işlemler peroksitlerin yüzeyden uzaklaşmasını sağlar ve bağlanma kuvvetleri artmış olur (16). Beyazlatma sonrası hemen restorasyon yapılmış örneklerde oluşan tag formasyonu daha ufak, ince, daha az sık, üniform olmayan yapıdadır (168).

Cvitko ve ark. bu oksijenden zengin mine tabakasını kaldırıldığında bağlanma direncinin normale döndüğünü, Dishman ve ark. ise beyazlatma uygulamasını takiben 24 saat sonra bağlanma direncinin kontrol grubuna yaklaştığını söylemişlerdir (60). Vital diş beyazlatma işleminin hemen akabinde yapılan restorasyonlara ait bağlanma dayanımının, kullanılan jelin konsantrasyonundan bağımsız olarak azaldığı rapor edilmiştir (60, 73, 164, 175).

Bunun yanında bağlanmayı olumsuz yönde etkileyen diğer bir yapı da, beyazlatma reaksiyonu sonrası ortaya çıkan son ürünlerdir. Amonyak, CO₂ ve üre gibi ürünler ve serbest radikeller KP' den HP' e dönüşüm olduğu sırada ortaya çıkar. Hidrojen peroksitin esas son ürünleri su ve oksijendir (51).

Beyazlatma yapılmış dişlere bağlanmayı etkileyen bir başka unsur da kullanılan beyazlatma jelinin pH'ı olabileceği söylenmektedir. PH'ın etkisinin araştırıldığı bir çalışmada pH'ı 4.2 olan asidik bir beyazlatma jeli ile pH'ı 7.4 olan nötral bir beyazlatma jeli kullanılmış, çalışma sonunda pH'nın değil, jelin konsantrasyonunun bağlanmayı daha çok etkilediği bulunmuştur (174).

4.3 İn Vitro Çalışmalarda Kullanılan Yapay Tükürük Solusyonu

Beyazlatma işlemi mine yapısındaki kalsiyum fosfat konsantrasyonunu direk olarak etkileyerek, yüzeyel mine kristallerinde morfolojik değişikliklere sebep olmaktadır (149). Peroksit içeren beyazlatma ajanları minenin organik yapısını, hem iç hem de dış mine tabakalarını etkisi altına alarak değiştirir (92). Teorik olarak mine porları, dentin ve dentin sıvısı peroksit ve oksijen rezervuarı olarak görev yapmaktadır (20, 64). Yüzeyel kalsiyum seviyesindeki düşüş adezyonu direk olarak etkilemekte ve beyazlatma sonrası çok daha düşük bağlanma değerleri elde edilmesine sebep olmaktadır (92). Beyazlatma ajanlarından arta kalan oksijen mine ve rezin bağlantısını inhibe etmekte veya rezinin polimerizasyonunu engellemektedir (60, 177). SEM analizlerinde beyazlatma yapılmamış gruplarla karşılaştırıldığında rezin taglerin derin bölgelere penetre olamadığı gözlenmektedir (177). Mine pörözlü bir yapıda gözlenmektedir (174).

Beyazlatma işlemi sonrası bağlanma değerlerindeki düşüşün önlenmesi için pek çok yöntem önerilmesine rağmen en çok tavsiye edileni, belli bir süre beklemeden sonra restorasyonun yapılmasıdır. Bu sürenin 1 saat ile 4 hafta arasında değiştiğini söyleyen çalışmalar olmasına rağmen, (42, 61, 177) en çok tavsiye edilen 1 hafta beklenmesidir (25, 79, 169). Bazı çalışmalarda da beyazlatma ile restorasyon arasında geçen zamanın 2 hafta olması tavsiye edilmektedir (83, 169). Bu sürenin 3

hafta olabileceğine dair çalışmalarda bulunmaktadır (42). Konu ile ilgili in vitro çalışmaları bekleme süreleri üzerine yoğunlaşmış, farklı bekleme süreleri ve kullanılan bekleme solusyonları açısından çeşitlilik göstermektedirler. Amaç ağız ortamını en iyi şekilde taklit edecek ortamı oluşturmaktır.

İn vitro çalışmalarda beyazlatma yapılmış doğal dişleri 1 hafta distile suda beklettikten sonra elde edilen bağlantı kuvvetinin beyazlatma yapılmamış örneklerdekine eşit değerlerde olduğu belirtilmiştir (137, 164). Bunun yanında tükürük veya salin solusyonları da in vitro çalışmalarda sıklıkla kullanılır (179). Yapay tükürük kullanımı ile daha tatmin edici sonuçlar elde edilen çalışmalar mevcuttur (132).

Sadece su kullanarak ağız ortamını taklit etmek yetersiz kalmaktadır. Materyallere göre farklılık göstermesine rağmen, ağız ortamının kimyası dikkate alınmalıdır. Bu sebeple enzim içeriği olmayan, inorganik içerikli yapay tükürük kullanmak çok daha doğru bir yaklaşımdır (132).

Yapay tükürük, ağız ortamının kimyasal içeriğini taklit etmek adına doğal tükürük yerine kullanılan bir test materyalidir. Doğal insan tükürüğü kullanımı, içeriği kişiden kişiye farklılık gösteren, enzim, mikroorganizma, protein gibi ayırıcılar içerdiği için zor ve doğru bir yaklaşım değilken, yapay tükürük kullanımı standardizasyonu sağlamak açısından daha kolay bir yöntemdir.

Yapay tükürüğün in vitro çalışmalara ilk girişi 1931 yılında Souder ve Sweeney tarafından dental amalgamlardaki civanın toksik etkisinin araştırılması amacıyla olmuştur. Bundan sonra araştırmacılar yeni formüller üretmeye devam etmişlerdir. Çalışmalarda çok farklı yapay tükürük solusyonlarına rastlanmaktadır (114).

4.4 Antioksidan Ajan Kullanımı

Beyazlatma işleminin akabinde kullanılan hidrojen peroksit, karbomit peroksit, sodyum perborat maddelerine bağlı olarak, diş yüzeyinde veya iç kısımlarında kalan artık oksijenin rezin-diş bağlantısını inhibe ederek veya rezin polimerizasyonunu engelleyerek bağlanma değerlerini düşürdüğü bilinmektedir (60, 177).

Belirli bir süre sonra, bu artık oksijen ayrılarak ortamdaki uzaklaşır ve oksidasyon işlemi azalır. Beyazlatma işlemi sonrasında 1 veya 2 hafta ara verildikten sonra restorasyonun tamamlanması tavsiye edilen bir durumdur. Ancak; çürüğün kök kanalına yakın olduğu veya estetik kaygılar gibi restorasyonun hemen yapılması gereken durumlarda farklı yöntemler uygulanmıştır. Minenin yüzeysel tabakasını ortadan kaldırmak (107), beyazlatma yapılmış mineye restorasyondan önce alkol ile muamele etmek (17) ve organik çözücüler içeren adeziv ajan kullanmak (93, 174) gibi yöntemler bağlanma kuvvetini arttırmak için uygulanan yöntemlerdir.

Lai ve ark.'ları ise hidrojen peroksit veya sodyum hipoklorit ile düşen bağlanma değerlerinin sodyum askorbat antioksidanı kullanımı ile geri kazanılabileceğini bulmuşlardır (110).

Sodyum askorbat, C vitamini olan askorbik asitin ph'ı 7 olan bir türevidir. Askorbik asit antioksidan olmasına rağmen asidik ph'a sahip olduğu için beyazlatma sonrası kullanılması tavsiye edilmez. SEM görüntülerinde askorbik asit uygulanan mine yüzeyleri, asit uygulanmış mine yüzeyleri gibi görüntü vermektedir (140). Ancak Muraguchi ve Suzuki (130) yaptıkları çalışmada beyazlatma uyguladıkları sıgır dişlerine, 1 dk %10'luk askorbik asit uygulamışlar ve askorbik asit uygulamasının bağlanma değerlerini yükselttiğini söylemişlerdir. Bu işlemi, artık oksijeni ve serbest radikalleri nötralize ederek gerçekleştirmektedir. Karbamiit peroksit ile etkileşime giren askorbik asit, açığa dehidroaskorbat açığa çıkarır ve bu yapı minenin mikrosertliğini artırır (140).

4.4.1 Beyazlatma Jellerinin Aktivasyonu

Beyazlatma ajanlarının aktivasyonu ısı, ışık ve kimyasallarla arttırılabilir.

4.4.1.1 Termokataliz

Termo katalik yöntem, %35'lik HP'in 40°C' yi aşmayan (37°C civarı) bir ısı kaynağı ile renk veren komponentlerin parçalamasıdır. Işıkla aktive olan beyazlatma sistemlerinin çalışma prensibi, beyazlatma materyalinin üzerine ışık tutulduğunda

küçük miktarını emmesi ve enerjisini ısıya çevirmesi şeklindedir. Işık emilimini ve sonucundaki ısı oluşumunu arttırabilmek için bazı beyazlatma jellerine karoten gibi renklendiriciler eklenir. Karotenin kırmızı-turuncu rengi mavi ışığın emilimini arttırır (34).

4.4.1.2 Fotoliziz

Özel bir frekansta ışık 248 nm ve aşağısında olan ultraviyole (UV) ışık kaynağı gerekir. Bu dalga boyunda ışığı ağız içinde kullanmak çok zor veya imkansızdır. Bu yöntemi dişlerin beyazlatılmasında kullanmak uygun değildir, çünkü UV ışık enerjisinin zararlı etkileri olabilir (165).

4.4.1.3 Kimyasal Kataliz

Ortama sodyum hidroksit, ferrik sülfat gibi maddelerin eklenmesiyle reaksiyon kimyasal olarak katalize edilebilir (13, 34, 165). Beyazlatma maddelerinin yüksek konsantrasyonlarda uygulanması sonucunda infrared spektrumunda şiddetli değişiklikler olduğu görülmüştür. Bu değişiklikler sadece konsantrasyonun artması ile değil, uygulama süresinin artması ile de görülmektedir (26, 68).

4.4.2 Beyazlatma İşleminde Kullanılan Cihazlar ve Power Bleaching

Beyazlatma işlemini gerçekleştiren en temel madde jel içerisindeki hidrojen peroksittir. Beyazlatma etkisi, hidrojen peroksitin diş sert dokusu içerisindeki organik moleküllerde yarattığı ağartma etkisidir. Beyazlatma işlemindeki farklılıklar, hidrojen peroksidin konsantrasyon farklılığı ve uygulamadaki farklılıklardır. Diş rengindeki beyazlamanın daha hızlı gerçekleşmesi ve daha derin bir beyazlatma işleminin ışık kaynakları kullanılarak gerçekleştirildiği bulunmuştur. Bazı çalışmacılar da, beyazlatma işleminin yan etkilerinin, hızlandırıcı olarak ışık cihazı kullanıldığında daha erken ortaya çıktığını savunmaktadır (187).

4.4.2.1 Beyazlatma İşleminde Kullanılan Işık Kaynakları:

Quartz Tungsten Halojen (QTH), Light Emitting Diode (LED), plazma arklar (xenon gazlı lambalar) ve farklı dalga boylarında lazer kaynakları beyazlatma ajanlarının aktivasyonu için kullanılabilir (34).

Işıkla aktive olan beyazlatma sistemlerini değerlendirirken diş sert dokularının ışık absorpsiyonu hakkında bilgi sahibi olmakta yarar bulunmaktadır. Diş yüzeyinde yüksek emilme katsayısına sahip dalga boylarındaki ışık, yüksek ısı açığa çıkmasına neden olmaktadır. Dalga boyları 3000 nm olan ışıklar diş dokusunun içine zorlukla penetre olurlar; bu nedenle pulpaya zarar verme olasılıkları daha düşüktür. Kıızıl ötesi ve kızıl ötesine yakın ışıklar (NIR) diş dokularına daha kolay penetre olurlar ve pulpaya zarar verme olasılığı daha yüksektir. Görünür ışıkları değerlendirecek olursak mor ışık daha fazla saçıldığı için kırmızı ışıktan daha tehlikelidir. Işığın saçılma katsayısı düştükçe dişe penetrasyon derinliği artmaktadır. Görünür ışığın dişe penetrasyonu yüksekten aza doğru mor, mavi, yeşil, sarı, turuncu ve kırmızı şeklindedir. Görünür ışığın neden olduğu ısı artışı, beyazlatma jeli, diş dokusu ve pulpa tarafından absorbe edildiği oranda önem taşır (34, 125).

Işıkla aktive olan beyazlatma için önerilen LED sistemleri kızılötesi ışık filtresi içermemektedir. LED'ler bir miktar kızılötesi ışık açığa çıkarır, bu nedenle pulpa hasarına neden olma olasılıkları, kullanım süresi uzadığında dikkat edilmelidir (34).

Beyazlatma için önerilen lazer sistemlerinin çalışma mekanizması ışığın dalga boyu, radyasyonun gücüne dayanmaktadır. Beyazlatmada da kullanılabilirleri için lazerin nokta şeklinde değil de, daha yaygın olarak uygulanabileceği başlıklar mevcuttur. Bu başlıklar sayesinde lazer ışığı birkaç dişin üzerine dağıtılmış olur, bu durumda lazerin bazı özellikleri kaybedilir, ancak doku hasarı tehlikesi azaltılmış olur. Diş veya jelin yüzeyindeki birim alana düşen güç miktarı QTH ve plazma ark ışıklarında olduğu kadar hatta daha azdır (126, 127).

Ofis tipi beyazlatma ajanlarının gelişimi ile birlikte halojen, LED ve lazer gibi ışık kaynakları da bu yöntemde kullanılmaya başlanmıştır. İlk zamanlarda ışık

kaynakları ile yapılan beyazlatmalarda özellikle tek seansta bitirilen tedavilerde hassasiyetin fazlalığı, renk geri dönüşümünün hızlı olması nedeniyle klinik teknikleri tartışmalıdır. Literatürde etkinliklerini kanıtlayan bir çalışma bulunmamaktadır (82, 117, 120).

4.5 Adezyon, Adeziv Ajanlar ve Restoratif Materyaller

4.5.1 Adezyonun Tanımı

Adezyon, iki farklı yüzeyin moleküller arasındaki çekim kuvvetleriyle birbirine bağlanmasıdır. Bu çekim kuvvetleri birbirinden farklı moleküller arasında olursa adezyon, benzer moleküller arasında olursa kohezyon olarak tanımlanır (55).

Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı maddeye ise aderent denir. Bu durumda kullandığımız bonding ajanlar adeziv, mine ve dentin yüzeyleri ise aderent olarak kabul edilebilir (55, 134). Adezivin, aderent (mine/dentin) yüzeyini etkili bir şekilde ıslatabilmesi için adezivin yüzey geriliminin aderentin serbest yüzey enerjisinden daha düşük olması gerekmektedir. Yüzey temas açısı adeziv ve aderent ara yüzeyinde oluşur ve iki yapının moleküler çekimi arttıkça açı azalır ve adeziv materyal katı yüzeyine o oranda adapte olur (55, 77). Adezyon 3 farklı mekanizma ile elde edilir:

Fiziksel Adezyon: Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen zayıf bir bağlanmadır.

Kimyasal Adezyon: İyonik, kovalent ve mekanik bağlar gibi primer birleşme kuvvetlerini esas alan, farklı yüzeylerin atomları arasında oluşan zayıf bir bağlanmadır.

Mekanik Adezyon: Geometrik etkenlere bağlı olarak düzensiz yüzeyler arasında meydana gelen güçlü kilitlenmedir.

Başarılı bir adezyon sağlanabilmesi için:

- Aderentin ıslanabilirliği iyi olmalı,
- Adezivın değme açısı mümkün olduğunca küçük olmalı,
- Adezivın yüzey gerilimi aderentin kritik yüzey gerilim

değerine eşit veya daha az olmalıdır (44, 55).

4.5.2 Mineye Adezyon

Mine dokusu ağırlıkça %95 inorganik, %4 organik, %1 su; hacimce ise %86 inorganik, %2 organik, %12 su içeriğine sahiptir. Mine dokusu bu özellikler itibariyle dentinden daha fazla inorganik madde içerir, daha yüksek yüzey enerjisine sahiptir ve hidrofobik adezivlerin bağlanmasına daha elverişlidir (55, 184).

Buonocore (36) 1955' te asit-etch tekniğini tanıtarak rezin materyallerin mineye retansiyonunu arttırmıştır. Düzgün mine yüzeyinin pürüzlü bir yüzey haline getirilerek yüzey enerjisinin artırılması sağlanmıştır. Asit-etch işlemi sayesinde minede 13.7-21.6 mpa'lık bağlanma dayanımı sağlanabilmektedir.

Mineye asit uygulanınca yüzeyden 10 µm kalınlığında mine dokusu uzaklaşırken, 5-50 µm derinliğinde mikroporoziteler oluşur ve yüzey alanı 10-20 kat artırılmış olur. Uygulanan adeziv bu yüzeylere penetre olmakta adeziv içerisindeki monomerler polimerize olup adeziv ile mine yüzeyi arasında mikromekanik bağlanma sağlanmaktadır. Mine yüzeyi içerisinde oluşan rezin uzantıları rezin ile mine arasında oluşan adezyonun temel mekanizmasıdır (36).

Pürüzlendirilmiş minenin çeşitleri 3 gruba ayrılarak sınıflandırılmıştır.

Tip 1: En sık rastlanılan mine prizmalarının korlarının çözünürken periferal bölge bütünlüğünün korunduğu çeşittir.

Tip 2: Periferal bölge çözünürken prizma korlarının bütün halinde kaldığı çeşittir.

Tip 3: Prizmatik yapıya bağlı kalmaksızın diğer çeşitlere benzemeyen çözünmenin gerçekleştiği çeşittir (55, 157).

4.5.3 Dentin Adezyonu

Dentinin karmaşık histolojik yapısı ve içeriğindeki çeşitlilik dentine bağlanmayı güçleştirmektedir. Dentinin kimyasal yapısı ağırlıkça %70 inorganik, %18 organik ve %12 su; hacimce %50 inorganik, %25 organik, %25 su içerir (184). Dentin adezyonunda rol oynayan etkenler; dentin içeriği (dentin tübüllerinin yoğunluğu, çapı, peritübüler ve intertübüler dentin oranı), dentin kalınlığı ve yapısı (demineralize veya sklerotik), smear tabakası ve yaştır. Dentinin yapısıyla ilgili dentine bağlanmayı zorlaştıran faktörler:

1. Minenin inorganik hidroksiapatit içeriği hacimde %92 oranında iken dentinde bu oran %45 tir.
2. Minedeki kolajen yapı hacimce % 6 iken dentinde %30-40 arasındadır. Minede düzenli biçimde dizilen hidroksiapatit kristalleri de dentinin organik matriksi içinde rastgele dağılmış haldedir.
3. Dentinin yapısı mine kadar homojen değildir. Tübüller oldukça düzensizdir. Her tübül peritübüler dentin denilen hipermineralize dentinle çevrelenmiştir. Tübüller arasında intertübüler dentin denilen daha az mineralize dentin yer alır. Tübül sayısı pulpadan uzaklaştıkça azalır. Dentinin derinliğine göre tübüllerin sayı ve çapları değişiklik gösterdiğinden dentin geçirgenliği dentinin derin yüzeylerinde artar (55, 119).
4. Hücre gövdeleri pulpa odası çeperine sıralanmış odontoblastların protoplazmik uzantıları ve dentin lenfi ile dolu olan tübüller, pulpadan başlayıp dentin içerisinden geçerek mine dentin sınırına ulaşırlar. Tübüller içerisindeki sıvı, yaklaşık 25-30 mmHg lık intrapulpal basınç ile pulpadan dış yüzeye doğru itilir. Bu nedenle dentin dokusu kurutulsa bile tekrar nemli hale

gelmektedir. Dinamik yapıda olan dentinde devamlı bir sıvı alışverişi vardır (55, 157).

5. Preperasyon sırasında açığa çıkan dentin talaşları dentin tübüllerinin ağzını tıkar. Smear tabakası olarak adlandırılan bu tabaka yaklaşık 0.5-5.0 um kalınlığındadır. Bu tabaka dentinin geçirgenliğini azaltarak difüzyonu önler. Rezinin dentine bağlanabilmesi için bu tabakanın uzaklaştırılması ya da modifiye edilmesi gerekir. Smear tabaka kaldırılmadan önce ve kaldırıldıktan sonra yapılan bağlantı kuvveti çalışmalarında yüksek bağlanma kuvveti elde edebilmek için bu tabakanın uzaklaştırılması gerektiği ortaya çıkarılmıştır. Bununla birlikte kompleks kimyasal yapıya sahip adezivlerin kullanımı ile smear tabaka varlığına rağmen yüksek bir bağlanma kuvveti elde edilebilir (55, 157, 166).

Dentin bonding sistemleri 3aşamada uygulanır:

4.5.3.1 Dentin Yüzey Düzenleme İşlemleri

Asit veya EDTA solusyonu ile smear tabakasının uzaklaştırılması işlemidir. Dentine uygulanan asitten sonra, smear tabakası uzaklaşır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinde 3-7 µm derinliğinde demineralize alanlar oluşur ve dentin tübüllerinin ağzları açılır, kolajen fibriller de açılarak monomer infiltrasyonu için ortam hazır hale gelir. Asitleme sonrasında dentin dokusunun nemli kalması, modern hidrofilik adeziv sistemler için son derece önemlidir. Aşırı kurutma veya aşırı nemli bırakma bağlanmayı olumsuz yönde etkiler. Asit dışında lazer, mikroabrazyon ve EDTA gibi yöntemler dentinden smear tabakasını demineralize alanlar oluşturmadan uzaklaştırır (24).

4.5.3.1.A Primer Uygulanması

Aseton veya etanol gibi organik solventler içinde hidrofilik monomer içeren primer ajanlar adezyonu güçlendiren yapılardır. İçeriğindeki solventlerin dentin dokusundaki su ile yer değiştirmesi sonucu, kolajen fibrillerin arası açılır ve

monomerlerin kolajen ağı içine infiltrasyonu kolaylaştırır. Primerlerin kolajene bağlı uç kısımları hidrofilik özellik gösterirken, adeziv rezin ile kopolimerize olacak kısımları hidrofobik özellik gösterir. Bu anlamda ıslatabilme özelliği çok iyi olan HEMA monomeri primerlerde tercih edilir (55).

4.5.3.1.B Adeziv Uygulaması

Adeziv rezin, BİS-GMA ve UDMA gibi hidrofobik monomerler ve ıslatma ajanı olarak HEMA içerir. Adeziv rezin, hibrit tabakasının stabilitesini sağlar ve dentin tübüllerindeki rezin uzantılarını oluştururlar. Resin tag olarak da adlandırılan rezin uzantıları, açık dentin tübüllerine doğru yönelirler, hibridizasyonda önemli bir yapıdır. Adeziv rezinin en önemli rolü, rezin kompozitin polimerizasyon büzülmesine karşı rezin-diş bağlantısını stabilize etmektir. Aynı zamanda, adeziv rezinler kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesini kompanse ederek ayrılmayı önlerler ve gelen kuvvetleri absorbe ederler (55, 184).

4.5.3.2 Hibrit Tabaka

Dentinal yüzeyin asidik conditioner ile demineralizasyonunu takiben bu bölgeye düşük viskoziteli monomerlerin girmesi ve polimerize olmasıyla oluşan, kolajen ağı ile rezinin iç içe geçtiği 1-5 µm kalınlığındaki ara tabakaya hibrit tabaka (interdiffusion zone, interpenetration zone, rezin- reinforced zone) denir. Hibrit tabakanın meydana gelme sürecine ise hibridizasyon denir. İlk defa 1991 yılında Nakabayashi tarafından tanımlanmıştır. (134, 184).

Bu bölgenin fiziksel ve kimyasal özellikleri diş yapısından çok farklıdır. Çünkü bu yapı rezin yapısına da, diş yapısına da benzememektedir. İki tabakanın moleküler düzeyde karışımından oluşmuş hibrit bir bölgedir. Sıkıştırmaya dirençli rezin ile çekmeye dirençli kolajen fibrillerden daha iyi özelliklere sahip bir yapıdır. Yüksek kalitede bir hibrit tabaka asitlere, tekrarlayan çürüklere karşı dirençli olduğu, mikrosızıntıyı önlediği, dentin tübüllerini daraltarak dentin ve pulpa dokusunu koruduğu bildirilmiştir. Hibrit tabaka aynı zamanda kompozit rezinle dentin arasında orta dereceli bir elastisite modülüne sahiptir. Böyle elastik bir bağlanma bölgesi, büzülmüş kompozit rezin ve rijit dentin yapısı arasında stresi azaltma yeteneğindedir.

Bu durum dentine bağlantının korunmasını, marjinal bütünlüğü ve restorasyonların retansiyonunu geliştirebilir (181).

4.5.4 Dentin Adezivlerin Sınıflandırılması

4.5.4.1 Kuşaklara Göre Sınıflama

4.5.4.1.A Birinci Kuşak Dentin Adezivler

Buonocore ve arkadaşları, gliserofosforik asitin kullanımıyla dimetakrilat içeren rezinin asitlenmiş dentine bağlanabildiğini göstermişlerdir. Biofonksiyonel rezin molekülüyle hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasındaki etkileşim sonucu bağlanma olduğu düşünülmüştür.

1965' te Bowen, N-phenyl glycin methacrylate (NPG-GMA) kullanarak dentine bağlanmayı denemiştir. Bu molekülün bir ucunun dentine bağlanırken diğer ucunun kompozit rezine bağlanabileceğini göstermiştir. Bu sistemde dentinal adezyon artmış ancak bağlanma yine yetersiz bulunmuş ve makaslama bağlanma direnci yalnızca 2-5 mpa olarak tespit edilmiştir (55).

4.5.4.1.B İkinci Kuşak Dentin Adezivler

1970'lerin sonunda ana maddesi doldurucusuz rezinin halofosfor esterleri, Bis-GMA veya HEMA olan dentin bonding ajanlar üretilmiştir.

Bu bonding ajanların bağlanma mekanizması klorofosfat grupları aracılığıyla dentinal kalsiyuma iyonik bağlanmadır. Smear tabakası üzerine direkt olarak uygulanan bu sistemde amaç; dentin yüzeyi üzerine dentin sıvısının akışını ve dentin geçirgenliğini önleyerek, bonding sistemlerin smear tabakasına ve alttaki dentinin kalsiyum iyonlarına geçebilmesini sağlamaktır. Bu ürünler ilave edilen kollajen ve smear tabakasına bağlanma özelliklerinden dolayı mineye 10 mpa'dan fazla bağlanma değeri göstermişlerdir. Ancak, bu bağlanma dayanıklılığı kompozitin bağlanma dayanımına karşı koyamadığından restorasyon etrafında gap formasyonu

oluşur. 2. nesil ajanlar dentin yerine smear tabakasına bağlandıkları için zayıf bağlanma değerleri vardır (185).

4.5.4.1.C Üçüncü Kuşak Dentin Adezivler

Birinci ve ikinci kuşak adezivler dentinin inorganik yapısına bağlanabilme amacı ile geliştirildiğinden istenilen başarı elde edilememiştir. Çözüm olarak, adezivlerin yapısına suda çözünebilen glutraldehit ve yüzey aktif HEMA monomerleri ilave edilmiş ve dentin kollajenlerinin amino grupları ile de bağlanma sağlanabilmiştir. Çok basamaklı uygulamalar içermesiyle karakterize olan 3. basamak adeziv sistemlerinde ilk önce dentine asitleme yapılır. Kullanılan asitler smear tabakasını kaldırır ve modifiye eder. Daha sonra primer ve adeziv uygulanır. Ancak, bu sistemin de daha öncekiler gibi hidrofobik karakterde olması nedeniyle asitlenerek açılmış dentin kanalları içerisine rezinin penetrasyonu tam gerçekleşmediğinden dentine bağlanma değerleri artmamıştır (55).

Üçüncü kuşak sistemlerde dentine bağlanma direncinde ikinci nesile göre önemli gelişmeler sağlanmış ve 14-20 mpa arasında bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Ayrıca mikrosızıntıyı azaltmada daha başarılı sonuçlar elde edilse de, tam bir sonuç sağlanamamıştır (19).

4.5.4.1.D Dördüncü Kuşak Dentin Adezivler

Smear tabakası tam olarak kaldırılmıştır. Fusayama ve ark. 1979' da mine ve dentine bağlanmayı arttırabilmek için tüm kaviteyi %40'lık fosforik asitle asitlemişlerdir. Nakabayashi ve ark. 1982'de polimerize edilmiş metakrilatın %10'luk sitrik asitle demineralize edilmiş dentine penetre olduğunu ve bir hibrit tabakasının oluştuğunu bildirmişlerdir. Total etch terimi bu kuşakta ortaya çıkmıştır (133).

Bu sistemin dentine bağlanma stratejisi 3 esasa dayanır:

1. Demineralize dentin yüzeyindeki rezinlerin girmesiyle hibrit tabaka oluşması
2. Asitlenmiş dentin yüzeyindeki tübüller içinde rezin uzantılarının oluşması

3. Dentinin inorganik ve organik içeriğinin kimyasal birleşmesi

Dördüncü kuşak dental adezivler dentine minedekine benzer şekilde yüksek bağlanma dayanımı sağlar, iyi bir marjinal bütünlük ve sızdırmazlık temin eder. Bağlanma dayanımı değerleri 17-26 MPa'dır. Ancak, bu sistemde teknik hassasiyet artmıştır (141).

4.5.4.1.E Beşinci Kuşak Dentin Adezivler

4. kuşaktaki zor ve karmaşık uygulama işlemlerinin hızlandırılması amaçlanarak oluşturulmuştur. Primer ile adeziv rezin birleştirilerek tek şişe içinde kullanıma sunulmuştur. Bu yüzden beşinci kuşak adezivlere tek şişe sistemler denilmektedir. Yapılarına, BIS-GMA, BPDM (bisfenildimetakrilat), HEMA ve ışıkla polimerizasyon sağlayan ajanlar bulunur. Bu kuşakta rezinin dentin içine etkili penetrasyonu için hidrofilik kombinasyonlar etkilidir. 5. kuşak adeziv sistemlerde bağlanma dayanıklılığı 30 MPa değerine ulaşmıştır (77).

Bu kuşakta yer alan aseton esaslı hidrofilik primer içeren adeziv sistemlerin nemli dentin dokusuna, kurutulmuş dentin dokusuna oranla daha güçlü bir bağlanma oluşturduğu bulunmuş ve 1991'de Kanca adlı araştırmacı tarafından wet bonding (nemli bağlanma) kavramı ortaya atılmıştır. Nemin kollajen liflerin asit uygulandıktan sonra artan elastisite modül değerini düşürerek onlara esneklik kazandırdığı, kollajen liflere destek olduğu, lifler arasındaki boşlukları genişlettiği ve monomer infiltrasyonunu kolaylaştırdığı görülmüştür. Demineralize dentinin aşırı biçimde kurutulmasının ise kollajene destek veren suyun buharlaşmasına ve monomer penetrasyonunun sınırlanmasına neden olduğu saptanmıştır (55, 77).

Nemli dentin yüzeyine uygulanan adeziv sistemdeki çözücüler kollajen fibriller arasındaki suyun HEMA gibi hidrofilik monomerlerle yer değiştirmesini sağlar ve bu çözücüler havayla kurutma esnasında su ile beraber uzaklaşırken, kollajen fibrillerin absorbe ettiği monomerler bonding rezinle birleşir (146).

Nemli bağlanmada dentin yüzeyinin ne kadar nemli bırakılacağı bir sorun oluşturmaktadır. dentin yüzeyinde bulunan az miktarda nem rezinin bağlanma dayanımını olumlu yönde etkiler. Aşırı nem ise hidrofilik monomerin konsantrasyonunun düşerek suyla yer değiştirmesinin güçleşmesine, böylece bağlanmanın zayıflamasına neden olmaktadır (171).

4.5.4.1.F Altıncı Kuşak Dentin Adezivler

Beşinci kuşak sistemler uygulama aşamalarını kısaltmasına rağmen ‘Total Etch’ tekniğindeki teknik hassasiyeti gidermemiştir. Watanabe ve arkadaşları, 1994’ te %20’lik phenyl-P (2-metacryloyloxyethyl phenyl hydrogenphosphate) asidik monomerinin, %30’luk HEMA içerisinde çözünmesiyle elde edilen karışımın asit uygulamasına gerek kalmadan kullanılabileceğini söylemişlerdir. Bu sistem ‘self-etching system’ olarak adlandırılmıştır. Mine ve dentinin aynı anda asitle pürüzlendirilmesi prensibine dayanan 4. ve 5. kuşak sistemlerden sonra klinik uygulamayı hızlandıran self-etch adezivler hekime uygulama kolaylığı sağlamıştır.

Bu sistemde asit ve primer basamaklarının birleştirilmesi (self-etching primer) çalışma zamanını azaltıp, asidik jelin yıkanma safhasını ve aynı zamanda kollajenlerin aşırı kurumaya bağlı çökelme riskini ortadan kaldırmıştır (134, 180).

Self etching primer sistemlerin dentini total etch sistemlere göre daha az agresif olarak asitlemesi, demineralize bölgeye rezinin tam olarak penetre olması, smear tıkaçları kaldırılmayıp dentin tübüllerinin tıkalı kalması ve kollajenlerin aşırı kurutma riskinin ortadan kaldırılması gibi sebeplerle total etch sistemlere göre daha az post-operatif hassasiyete sebep oldukları bildirilmiştir (78).

Makaslama bağlanma dayanımları 20-35 MPa olan self etching primer sistemlerle tek şişe sistemler arasında laboratuvar şartlarında bağlanma dayanımları açısından bir fark görülmemiş ancak tek şişe sistemlerin mine kenarlarında daha başarılı olduğu ve self etching primer sistemlerin mine üzerine fosforik asit jeline göre daha az etkili olduğu bildirilmiştir (146).

İlk üretilen self etch sistemler iki basamakta uygulanmaktaydı. 2000'lerin başında tek basamaklı self-etch bonding ajanlar üreilmeye başlanmıştır. Bu sistem mine ve dentine tek aşamada uygulanır, ancak asidik primer içeren solusyonla adezivin dentine uygulanmadan önce karıştırılması gerekmektedir. Bu sistemler, 'all-in-one' veya 'self etching adeziv' şeklinde isimlendirilmiştir. Bağlanma dayanımları 12-29 MPa'dır (171).

Self etch sistemler tarafından oluşturulan rezin-dentin bağlanma kalitesi sistemin agresifliği ile direkt olarak ilişkilidir. Self etch sistemler pH derecelerine göre, hafif, orta ve kuvvetli olmak üzere üçe ayrılabilirler, ancak temel olarak hafif ve kuvvetli olarak da sınıflandırılabilir. Hafif self etch sistemlerin pH'ları 2 civarındadır. Dentin yüzeyini (smear tabakasını) kısmen çözerler. Asidik primer uygulaması ile hidroksiapatitin tamamı çözülüp uzaklaştırılmadığından, kollajen lifler etrafındaki rezidüel hidroksiapatit, monomerin karboksil ve fosfat gruplarıyla kimyasal bağlanır. Böylece mikromekanik ve kimyasal bağlanmanın bir arada sağlanması restorasyonun uzun süreli başarısını artırır. Bu sistemde yaklaşık 0.5-1 µm civarında ince bir hibrit tabaka oluşmaktadır. Kuvvetli self-etch sistemlerin pH'ları 1'den düşüktür. Dentine daha derin infiltre olurlar. Bu nedenle hibrit tabaka 2-3 µm kalınlığa ulaşabilmektedir ve dentindeki görüntüsü total-etch adezivlere benzemektedir (186).

Bazı all-in-one adezivler iki basamaklı self-etching primerlerden daha asidik ve hidrofiliktir. Hidrofilikliğin artması ile beraber bu sistemlerden suyu buharlaştırmak zorlaşmıştır. Ayrıca su miktarı buharlaştırılrsa da, bonding uygulanmış dentinden adeziv rezin içerisine hızlıca geri diffüze olmaktadır. Daha güçlü çapraz bağlı polimer ağı oluşturmak üzere all-in-one adezivlere hidrofobik dimetakrilatlar katılmasına rağmen, hidrofilik monomerler 'water trees' denen su ile dolu mikroskopik kanallar oluşturmak üzere polimerizasyon öncesi kümelenme eğilimindedir. TEM (Transmission Electron Microscopy) de gözlenebilen bu oluşumların, suyun alttaki dentinden adeziv-kompozit ara yüzeylerine, hibrit ve adeziv tabakalara hareketine izin vererek zaman içerisinde rezin-dentin bağlanma dayanımında degradasyona (yıkıma) neden olabileceği bildirilmiştir (33).

4.5.4.1.G Yedinci Kuşak Dentin Adezivler

Yedinci kuşak bonding sistemleri 2002' nin sonlarında üretilmiştir. Bu sistemde asit, primer, adeziv ve marka içeriğine göre hassasiyet giderici gibi ajanlar tek şişe içinde bulunmaktadır. Bu nedenle altıncı kuşak bonding ajanlarda olduğu gibi ilave bir karıştırma ve yerleştirme safhasına gerek yoktur (171).

Yedinci kuşak sistemlerde makaslama bağlanma dayanımının 16-20 MPa olduğu belirtilmiş ve dentine bağlanma değerleri açısından self etching primer sistemlerle arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamamıştır. Ancak, self etching primerler mikrosızıntıyı engellemekte daha başarılı bulunmuştur. Elde edilen ilerlemelere rağmen all-in-one adezivlerin mineye bağlanma kuvvetleri dentine oranla hala tatmin edici değerlere ulaşmadığını söyleyen çalışmalar bulunmaktadır (1, 171).

Günümüzde modern dentin adezivler ile smear tabakası ilişkisini öne çıkaran 3 adezyon stratejisi kullanılmaktadır:

1. Smear tabakasını modifiye eden ve bağlanmada onunla işbirliği yapan adezyon stratejisi:

Modifiye smear tabakasının doğal bir pulpa bariyeri rolü üstleneceği, pulpayı bakteri geçişine karşı koruyacağı ve bağlanmayı zayıflatabilecek pulpa sıvısının akışını sınırlayacağı düşünülmüştür. Ancak bu tip adezivlerin rezin penetrasyonu dentin yüzeyi ile sınırlıdır.

2. Tümüyle smear tabakasını uzaklaştıran ve aynı zamanda altındaki dentin yüzeyini demineralize eden adezyon stratejisi:

Mine ve dentin dokularına uygulanan asit ile smear tabakası uzaklaştırılarak, rezin uzantıları (rezin tag) ve hibrit tabaka oluşumu ile etkili bir tutunma sağlanmaktadır. Oldukça hassas ve komplike bir uygulama tekniği gerektiren bu konseptte yer alan total-etch adezivler klinik uygulamalardaki aşamalara göre 3 veya 2 aşamalı total-etch adezivler olarak gruplandırılmaktadır.

3. Smear tabakasını çözen ve altındaki dentini yüzeyel olarak demineralize eden adezyon stratejisi:

Bu konseptte self etching primerlerin kullanımı ile kısmen smear tabakasının ve altındaki dentin dokusunun demineralizasyonu ile bağlanmanın sağlanması amaçlanmıştır. Bu konseptte uygun olarak etki gösteren self-etch adezivler de klinik uygulamalarındaki aşamalara göre 2 ve tek aşamalı self-etch adezivler olarak gruplandırılmaktadır (77, 180).

Adeziv ajanlarda son 10 yılda önemli gelişmeler olmuştur. Bu durum sistemlerin kronolojik gelişmeye göre sınıflama fikrini ortaya çıkarsa da bazı yazarlar bu materyallerin uygulama basamağı sayısına göre sınıflandırılmasını daha doğru bulmaktadır.

4.5.4.2 Uygulama Basamağına Göre Sınıflama

4.5.4.2.A Üç Aşamalı (Geleneksel) Sistemler

Bu sistemlerde asitleme, primer ve adeziv ajan uygulamaları ayrı aşamalarda gerçekleştirilmektedir. Bu gruptaki materyaller ilk geliştirilen ajanlar olmalarına rağmen günümüzde kullanımları devam etmektedir. Teknik hassasiyet gerektirirler (55). Total etch terimi, hem mine hem dentin dokusunun aynı asitle farklı sürelerde pürüzlendirilmesi demektir. Mine ve dentin yüzeyine fosforik, maleik, sitrik, nitrik asit gibi asitlerin uygulanması, smear tabakasının kısmen ya da tamamen uzaklaştırılarak smear altında olan dentin tabakasının da demineralize olmasına, dentin kanalllarının açılmasına, kollajen fibrillerin açığa çıkarılmasına ve intertübüller dentinin porözitesinin artmasına neden olur. Kullanılan asidin tipine, uygulama süresine, konsantrasyonuna, pH derecesine göre dentin dokusunda oluşan demineralizasyonun derinliği 7.5 µm'a kadar çıkabilir. Asit içerisinde silika gibi kalınlaştırıcı partikül olup olmaması asidin osmalitesi ve viskozitesi de asit uygulamasının neden olduğu demineralizasyonun derinliğinde rol oynar (55, 157). Gerek dentin yüzeyinden ve nemli kollajen ağından fazla kalmış suyu çıkarabilmek ve böylelikle monomerin kalın kollajen ağındaki nano boşluklara doğru

infiltrasyonunu desteklemek amacıyla dentin dokusunun yüzey enerjisinin artırılması ve adezyonun gerçekleştirilmesi için üç aşamalı total etch adeziv sistemlerin klinik uygulamalarının 2. aşamasında primer uygulanır. İçerisinde HEMA, NPG-GMA, PENTA gibi farklı komponentler bulunan primerlerin yüzeye uygulanmalarını ve yapılarındaki çözücünün uçmasını takiben ince bir katman halinde yüzeye bağlandıkları, dentin sıvısındaki proteinlerin çökmesini ve denatürasyonunu indükleyerek dentin geçirgenliğini ve dentin sıvısının dışarı doğru hareketini azaltabildikleri ve böylece de dentin duyarlılığının klinik semptomlarını daha aza indirgeyebildikleri bildirilmiştir. Üç aşamalı geleneksel sistemlerin klinik uygulamalarının 3. basamağını adeziv ajan uygulaması oluşturur. Sistemde yer alan adeziv ajan hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlar ve dentin kanalları ve lateral dallarının içerisinde rezin uzantılarının oluşumuna olanak verir (55, 77).

4.5.4.2.B İki Aşamalı Sistemler

Bu sistemler, primerle adezivin birleştirilmesiyle oluşan‘ tek şişe (single bottle) sistemler veya asitle primerin birleştirilmesiyle oluşan‘ self-etching primerler olarak iki alt grupta incelenirler. Tek şişe sistemler‘ iki aşamalı total-etch sistemler‘ olarak adlandırılırlar.

İki aşamalı total-etch dentin adezivler 3 aşamalı sistemlerin ana özelliklerine sahiptir. Bir aşamanın azaltılması ile uygulamaların daha basit olması, devamlı ve stabil bir yapıya sahip olmaları, çözücü buharlaşmasının kontrol edilebilmesi, adeziv içine partikül ilave edilebilmesi gibi avantajlara sahiptirler. Ancak çok ince tabaka uygulama veya dentinin çok kuru ya da çok nemli bırakılması riskinin olması teknik hassasiyetin artmasına neden olmaktadır. Söz konusu riskler bu adezivlerin dezavantajlarını oluşturmaktadır (77, 78).

İki aşamalı self-etch primerlerde asit uygulaması aşamasının olmaması nedeniyle bağlanmaya hazırlanan yüzeylerde su ile yıkama işlemine gerek duyulmaması ve sadece hafif bir hava ile kurutulmaları klinik uygulamalara büyük kolaylık getirmiştir. Su ile yıkama gereğinin olmaması özellikle asit uygulaması

sonrası yüzeyin fazla kurutularak açığa çıkmış kollajen yapıda olabilecek çökme veya yine yüzeyin sağlıklı bağlanmayı engelleyecek ölçüde ıslak kalma riskini azaltmaktadır. Bu nedenle geleneksel 3 aşamalı sistem ya da tek şişe sistemlere göre daha az teknik hassasiyet gerektirirler. Bu sistemin dezavantajı ise minenin yeterli derinlikte asitlenememesidir (8, 70, 77).

4.5.4.2.C Tek Aşamalı (One bottle All-in-one) Sistemler

Dentin adezivleri içerisinde en basit uygulaması olan tüm aşamaların tek uygulamaya indirildiği sistemdir. Demineralizasyon şekli self-etching primerli sistemlerdeki gibidir. Bu sistemler en son geliştirilen sistemler olduğundan uzun dönemli klinik bulguları henüz yoktur ve başarıları konusunda farklı sonuçlar mevcuttur. Tek aşamalı sistemlerin tek doz paketlenbilme imkanı materyallerin devamlı ve stabil yapıda kalmalarını, çözücünün buharlaşmasının kontrolünü ve materyallerin hijyenik uygulamalarını sağlar (37, 70,78).

4.6 Kompozit Reziner

Kompozit rezinler popüler, güvenilir ve günümüzde amalgamın yerini neredeyse tamamen almış olan güncel estetik restorasyonlardır. Transludent restorasyonlar olup diş rengindedirler. Kompozit kelimesi genel anlamda materyallerin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir. Dişhekimliğinde güncel kompozit materyalini, en az iki farklı materyalin üç boyutlu karışımı olarak tanımlamak mümkündür. Kompozit rezin oluşturulduktan amaç; kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri yapıya kazandırmaktır (56, 123).

4.6.1 Kompozit Rezinerlerin Kimyasal Yapısı

Kompozit rezinlerin temel yapısı, organik polimer bir matriks (taşıyıcı fazlar) ve matriks içinde dağılan inorganik partiküllerden (dağılan faz) ve bu fazlar arası bağlantıyı sağlayan silandan oluşur. Dental kompozit rezinlerin özellikleri bu 3 komponente bağlı olarak değişmektedir. Kompozit rezin içinde bunun yanında

mekanik, fiziksel ve optik özelliklerini verecek olan aktivatör, UV stabilizatörler, pigmentler, inhibitörler de bulunmaktadır (5, 49)

4.6.2 Organik polimer matriks (taşıyıcı faz)

Günümüzde kompozit rezinlerin matriksini genellikle Bisfenol A Glisidil Metakrilat (Bis GMA) veya iyi bir adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA (Üretan Di Metakrilat) dır. Viskoziteyi azaltıp akıcılığı arttırmak amacıyla TEG-GMA (Tri Etilen Glycol Di Met Akrilat) ilave edilmiştir. Taşıyıcı fazın yüksek miktarda olması polimerizasyon büzülmesini (kontraksiyonunu) yükseltir. Ayrıca kompozit rezinin vizkozitesini, mekanik özelliklerini, su emilimini belirler. Kompozit rezinler organik polimer matriks fazın yapısına göre ikiye ayrılır (129).

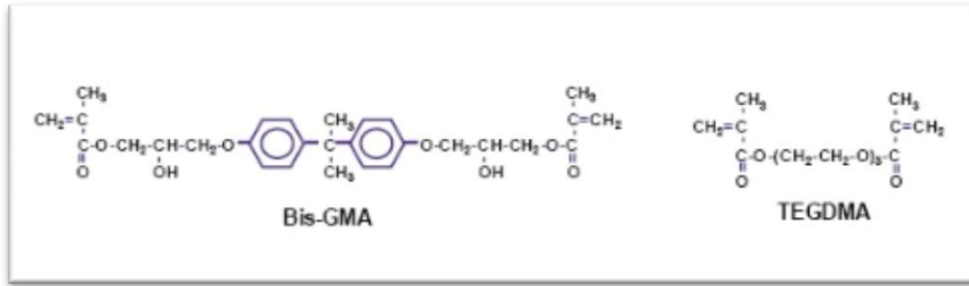
4.6.2.1 Metil Metakrilat Polimer Matriksli Kompozit Rezinler

Metakrilat suda erimeyen, visköz ve mikro molekül yapısına sahip bir malzemedir. Sert yapısı sebebiyle yüksek bükülme ve çekme direncine sahip olan metakrilatların içine boya ilave edilmeyen formları şeffaftır. Polimetakrilatlar 600 kg/cm² kuvvete karşı direnç gösterebilirler (49).

4.6.2.1.A Bis-GMA Polimer Matriksli Kompozit Rezinler

Bis-GMA: Metakrilik asit ile epoksi reçineden oluşan Bisfenol-A- diglisidileterle kondensasyon reaksiyonu sonucu meydana gelir. Yüksek reaktivite ve düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren, çapraz bağlantılı ve üç boyutlu ağ yapısına sahip olan bu polimer 1956 yılında ilk kez sentezlenmiş ve 1965 yılında Bowen tarafından tanıtılmıştır. Merkezinde iki benzen halkasına sahiptir. Terminal metakrilat grupları, serbest radikallerin polimerizasyonu için olanak sağlar. Uzun ve rigid bir difonksiyonel monomer olması sayesinde çapraz bağlı polimer oluşumu ve düşük polimerizasyon büzülmesine (%4-6) sahiptir. Bis-GMA' nın renk stabilitesi yoktur ve yüksek viskozitesine sahiptir. Bis-GMA visköz yapısı sayesinde rezin matriksin dayanıklılığına yardımcı olur (94).

TEG-DMA: İnorganik doldurucu partiküllerin Bis-GMA gibi kararlı bir malzeme ile karışması oldukça zor olduğundan viskoziteyi azaltmak ve inorganik partiküllerin yapıya katılabilmesi için daha düşük moleküler ağırlıktaki TEG-DMA (triethylene glycol dimethacrylate) ile karıştırılır. TEG-DMA'nın da aynı Bis-GMA gibi her iki ucunda reaktif çift bağları bulunur. Ancak kısa zincir yapısı nedeniyle büzülme miktarı yaklaşık %15 kadardır. Bu iki difonksiyonel monomerlerin çeşitli karışımları sayesinde rezin kompozitlerde viskozite kontrol altına alınmıştır ve polimerizasyon büzülmesi de ortalama %3-5 arasındadır. TEG-DMA yapıya yüksek oranda katılırsa polimerizasyon büzülmesini ve su emilimini arttırarak olumsuz etki eder (6, 69, 150).



Şekil 4.3 : Bis-GMA ve TEG-DMA Molekülleri

UDMA: 1974 yılında Foster ve Walker tarafından tanıtılan difonksiyonel yani iki reaktif gruba sahip, alifatik ya da aromatik molekül olabilen üreandimetakrilatın (UDMA) en büyük avantajı düşük viskozitesi sayesinde düşük moleküler ağırlıkta ek bir monomer ilave etmeden inorganik partiküllerin doldurulmasına olanak sağlamasıdır. Dezavantajı ise çok kırılğan ve %5-9 arasında polimerizasyon büzülmesine sahip olmasıdır. Bu özelliklerin nedeni moleküler uzunluğunun az olmasından kaynaklanabilir. Ayrıca TEGDMA ile kombine kullanılan UEDMA (üretan etil dimetakrilat) adı verilen şekli de mevcuttur (49).

4.6.3 İnorganik faz doldurucu partiküller

Doldurucu partiküller kompozit rezinlerin inorganik fazını oluşturmaktadır. matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kolloidal silika, kuartz,

stronsiyum, borosilikat cam, çinko silikat, baryum silikat, lityum aluminyum silikat, itriyum cam, baryum aluminyum silikat gibi partiküllerdir (138).

Doldurucu partikül şekli, organik rezin matrikse mekanik retansiyonun sağlanması ve daha iyi mekanik özelliklerin elde edilmesi amacıyla düzensiz şekillerdedir. Ancak düzensiz şekilli inorganik doldurucu partiküller, partikülün açılı durduğu bölgelerde stress konsantrasyonuna neden olurken, küresel yuvarlak şekilli partiküller stresi daha uniform olarak dağıtırlar (15).

Doldurucu partikül boyutları: Kompozit rezinlerin partikül boyutları megafil kompozitlerde 50-100 µm iken nanofil kompozitler için 0.005-0.01 µm arasındadır. Kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partikül büyüklüğü yüzey pürüzlülüğü ile doğrudan bağlantılıdır. Küçük partiküllü doldurucular ile yüzey alanı artırılır ve iyi bir cilalanma sağlanır (71).

Doldurucu partikül hacimsel oranı: Kompozit rezinlerde inorganik doldurucu konsantrasyonu ağırlık olarak %33 ile %78 arasında değişir. Daha fazla inorganik doldurucu partiküllerin varlığı kırılma direncini artırırken, kompozit rezinlerin sertliğini de artırır. Kısaca mekanik özellikleri geliştirdiği söylenebilir. Doldurucu partikül içeriğinin artması, Young's modülü ve deformasyona karşı direncin artışına neden olabilir (116, 190).

Doldurucu partikül kompozisyonu: Organik polimer matriks içerisine dağılmış olan inorganik doldurucu partiküller, çeşitli şekil ve büyüklükteki quartz (kristalin silika), silika ve baryum aluminyum silikat cam, zirkonyum silikat cam, lityum aluminyum silikat cam, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum cam v.b silika bazlı camlardır. Cam doldurucular kompozit rezin polimerizasyonu sırasında, kompozit rezin ile diğ arasında termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğundan dolayı oluşan polimerizasyon büzülmesini azaltırlar (56, 94, 71).

4.6.3.1 İnhibitörler

Monomerlerin spontan polimerizasyonunu minimize etmek ya da önlemek için rezin sistemlere eklenmektedir. Genellikle fenol türevlerinden olan hidrokinon metileter veya 2,6-di-bütil-metilfenol inhibitörleri kullanılır ve ağırlıkça %0,1 konsantrasyonda bulunurlar.

4.6.3.2 UV Stabilizatörler

Renk stabilitesini sağlamak amacıyla, renkleşmeye neden olan UV ışınlarını absorbe edecek maddeler, otopolimerize kompozitlerin organik fazına az miktarda ilave edilir.

4.6.3.3 Optik Modifiye Ediciler

Dişe benzer görüntü sağlaması için kompozitlerin değişik renk tonları ve ışık geçirgenliğinin olması gerekmekte ve renk tonu, farklı pigmentler ilave edilerek sağlanmaktadır. Bu pigmentler genellikle oksitlerdir ve az miktarlarda ilave edilirler. Opasiteyi arttırmak için, az miktarda titanyum dioksit ve alüminyum oksit kompozite eklenir.

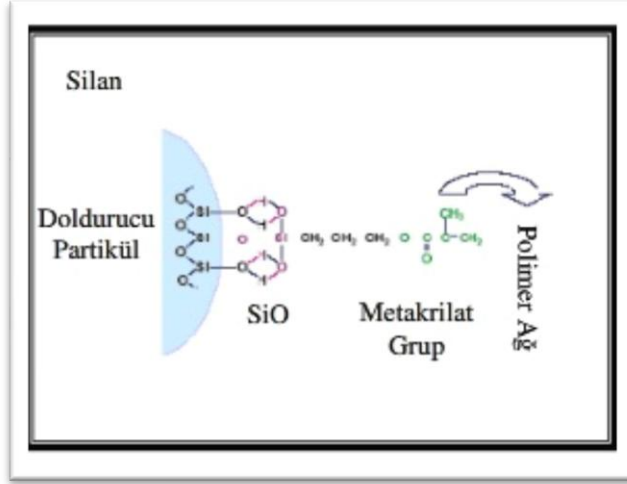
4.6.3.4 Aktivatör Sistem

Metil metakrilatlar ve dimetil metakrilat monomerleri; serbest radikaller tarafından başlatılan ilave polimerizasyon mekanizması ile polimerize olmaktadır. Serbest radikaller kimyasal aktivasyon ya da eksternal enerji aktivasyonu (ısı ya da ışık) ile oluşturulabilir.

4.6.3.5 Ara Faz

Dental kompozit rezinlerin iyi mekanik özelliklere sahip olabilmesi, inorganik doldurucu ve organik polimer matriks arasına su girişinin engellenerek hidrolitik stabilitesinin sağlanabilmesi, çözünürlüğünün ve su emiliminin azaltılması için organik polimer fazı ile inorganik doldurucu arasında sıkı bir bağlanma gereklidir. Organik ve inorganik fazları birbirine bağlayan bu faz 'silan' adı verilen organik

silisyum bileşikleridir. Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşiklerin, sıvı halden katı hale pek çok hali bulunabilir. Doldurucu partiküllerin rezin matrikse bağlanması daha esnek olan rezin matriks stresleri daha rijid olan doldurucu partiküllerine aktarabilmesi ile oluşur (31, 49).



Şekil 4.4 : Silan Molekülü

Dental kompozit rezinlerde genellikle organofonksiyonel silan γ -methacryloxy propyl trimethoxysilane (γ -MPS) kullanılır (31). Modern kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlama ajanları ile önceden kaplanmış ve silika partikülleri yüzeyde tek moleküllü ve çift fonksiyonlu çok ince bir katman oluşturulmuştur. Bu katmandaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde var olan hidroksil grupları, diğer ucu organik matriksteki polimer ile bağlanmıştır. Silan bağlama ajanları inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar vermiş, bu sebeple kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır (71).

4.6.4 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu

Monomer adı verilen küçük moleküllerin, bir molekül ağı veya geniş bir zincir oluşturmak üzere kimyasal bağlanması ile polimer oluşur. Tüm bu işleme polimerizasyon denir. Polimerizasyon sırasında dört farklı reaksiyon meydana gelir. Bunlar aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma reaksiyonlarıdır. Aktivasyon

işleminde polimerizasyonu başlatacak serbest radikaller meydana gelir. Başlangıç safhasında, serbest radikaller monomerlerle reaksiyona girerek polimer zinciri meydana gelir. Çoğalma evresinde zincire yeni monomerler katılır. Sonlandırma reaksiyonunda ise, ortamdaki monomer miktarının azalması gibi nedenler dolayısıyla reaksiyonun bitmesi gerçekleşir (36).

Doldurucu içeriği ve partikül büyüklüğü polimerizasyon derinliğinde önemlidir. Kompozit materyal içindeki doldurucu partiküller ışığı kırar ve saçılmasına neden olur. Uygun polimerizasyon için 2-2.5 mm'lik kalınlıkta kompozitin uygun süreyle yakın mesafeden ışığa maruz kalması gereklidir.

4.6.4.1 Kompozit Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları

Kompozit rezin materyalin ışıkla sertleştirilmesinde 4 esas teknoloji mevcuttur.

1. Halojen lambalar
2. Plazma ark lambalar
3. LED lambalar
4. Argon lazer

4.6.4.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine, organik polimer matrikse ekleniş biçimlerine, viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılabilir. Bunun yanında viskozite ve polimerizasyon yöntemlerine göre de sınıflandırma yapılmaktadır.

4.6.4.2.A Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (chemical-cured) : Katalizör ve bazdan oluşan bu sistemde, pat-pat, pat-likit, toz-likit bileşenlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Patların birinde polimerizasyonu başlatan

benzoil peroksit, diğesinde ise polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. İlk üretilen sistemlerde organik amin olarak DMPT (N-dimethyl-p-toluidin) kullanılmıştır. Yakın dönemde ise renk stabilizasyonu açısından kabul edilebilir olan DHEPT (Dihidroksietil- p- toluidin) kullanılmaktadır. Sistem komponentleri karıştırıldığında amin ile benzoil peroksit reaksiyona girer ve serbest radikallerin oluşması ile polimerizasyon başlar (111).

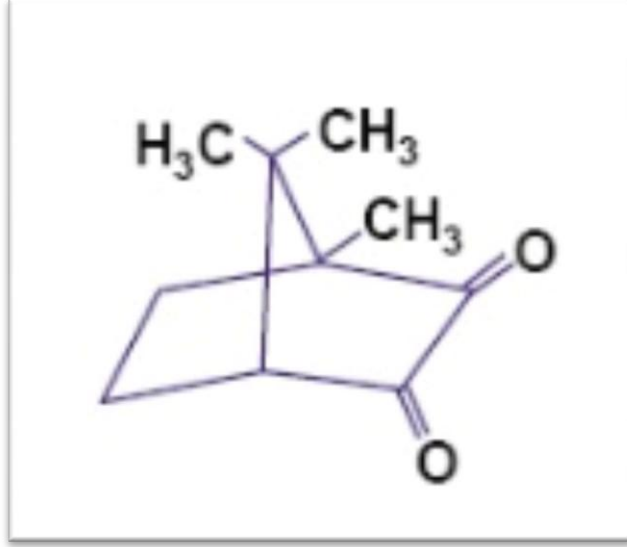
Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerin vücut ısısı nedeniyle merkeze doğru gösterdikleri büzülme, içerdikleri tersiyer amin nedeniyle görülen renklenme, çalışma süresinin kısa oluşu, tek seferde kütleli uygulanmaları nedeniyle artan polimerizasyon büzülmesi ve stres altındaki bölgelerde, sınıf I, III, IV kavitelerde kullanıldığında inorganik partiküllerin organik matriksten ayrılması ile zamanla kontur kaybı ve aşınma göstermesi, karıştırma sırasında hava ile temas ettiğinden oksijenin polimerizasyonu engellemesi, karıştırma sırasında oluşan boşluklar sonucunda yüzey pürüzlülüğü ve uzun dönemde renklenme önemli dezavantajlarıdır (56, 49, 151).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler (light-cured):

1972 yılında geliştirilen kompozit rezinlerde başlangıçta UV ışık ile serbest radikal oluşumu sağlanmıştır. UV ışık kullanımı, kompozit rezinlerde yeterli polimerizasyon derinliğini sağlayamaması ve retina ve yumuşak dokuya zararlı olması gibi iki önemli dezavantaja sahip olması nedeniyle terk edilmiştir (49).

Günümüzde şırınga içinde yer alan tek patlı, görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler kullanılmaktadır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezin sistemlerinde fotobaşlatıcı olarak genellikle diketon olan benzil veya ışık absorpsiyonu 465 nm olan kamforokinon kullanılmaktadır. Kamforokinon kompozit rezinlerin içinde %0.2 ya da daha az oranda bulunmaktadır. Patın içinde kamforokinon ile etkileşebilen, %0.15 dimetilaminoetil metakrilat gibi amin hızlandırıcılar vardır. Kullanılan yardımcı fotobaşlatıcılar normalde ışık abzorbe

etmezler, ancak aktive olan fotobaşlatıcı ile reaksiyona girerek polimerizasyona yardımcı olurlar (15).



Şekil 4.5 : Kamforokinon Molekülü

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozit rezinler (dual-cured):

Hem kimyasal, hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerin, kimyasal olarak polimerizasyonu yavaştır, ancak fotokimyasal olarak kompozit rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Bu tip kompozit rezinlerin, polimerizasyon işleminin tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilmektedir (56).

4.6.4.2.B Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler

Kondanse olabilen kompozit rezinler (packable-condensable) : İnorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak amalgama benzer biçimde kondanse edilebilen visküz kompozit rezin üretilmiştir. Kaviteye daha kolay uygulanır ve el ile işleme özelliği geliştirilmiştir. Aşırı basınç altındaki posterior kavitelere amalgama benzer şekilde uygulanırlar. Yüksek oranda doldurucu içermesi yüksek fiziksel-mekanik özellikler göstermesine neden olur. Bununla birlikte, içerdiği inorganik doldurucu

partiküllerin büyük olması sebebiyle kondanse edilebilen kompozit rezinlerin bitirme ve polisaj işlemleri sonrasında pürüzlü yüzey oluşması riski fazladır (98).

Akışkan kompozit rezinler (Flowable) : Düşük viskoziteli hibrit kompozit rezinlerdir ve kavite adaptasyonları kondanse edilebilen kompozit rezinlerden daha iyidir. Kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preperasyonlarda oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bariyer oluşturmak amacıyla akışkan kompozitler geliştirilmiştir. Sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedeni olan mikro-sızıntının engellenmesinde, özellikle proksimal kavitelerde kondanse edilebilen kompozit rezinlerin altında stres kırıcı olarak restorasyon yüzeyinde ve kompozit, kronlarda oluşan kenar kırıklarının tamirinde, düşük elastisite modülü sayesinde servikal abfraksiyon lezyonlarının restorasyonunda olmak üzere çok geniş bir alanda kullanılmaktadır (118).

4.6.4.2.C İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozit Resinler

Kompozitler kullanılmış olan doldurucu partikül tipi ve partikül büyüklüğü dağılımı olarak daha önceki kompozitlerden farklılık göstermektedir. Günümüzde geçerliliğini koruyan LUTZ ve PHILIPS' in sınıflandırılmasında inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır (55).

Megafil Kompozit Resin İnorganik Doldurucu Partikülleri : Okluzal değim yüzeylerine, çok aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen ve insert diye adlandırılan cam partikülleri de inorganik mega doldurucu partiküller arasında değerlendirilir. 50-100 µm arasında partikül büyüklüğüne sahiptir (55).

Makrofil Kompozit Resin İnorganik Doldurucu Partikülleri : Makrofil kompozit rezinler ağırlık olarak yaklaşık %86 oranında inorganik doldurucu içerirler. Yüksek rijiditeye sahiptirler. Makrofil kompozit rezinlerde genellikle inorganik doldurucu partikül olarak ortalama 14 µm boyutlarında kuartz bulunur. Kuartz

partiküllerinin sert ve büyük olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına yol açar. Bu nedenle yüzey pürüzlülüğü ve renklenme meydana gelir (55).

Minifil (Küçük Partiküllü) Kompozit Rezin İnorganik Doldurucu Partikülleri : Minifil kompozit rezinlerde, inorganik doldurucular kuartzdan daha kırılğan, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Kuartz yerine bu tür partiküllerin kullanılması ile aşınmaya karşı direnç artırılmış, kompozit rezine radyoopasite kazandırılmış ve düzgün yüzey elde edilmiştir. Minifil kompozit rezinler, aşınmaya karşı dirençleri yüksek olduğundan sınıf 2 kaviteelerde kullanılmaktadır.

Mikrofil Kompozit Rezin İnorganik Doldurucu Partikülleri : Makrofil kompozit rezinlerin, yüzey pürüzlülüğü ve renklenme problemlerinin üstesinden gelinmesi amacıyla ve cilalanabilir kompozit rezin ihtiyacı nedeniyle üretilen mikrofil kompozit rezinlerde, inorganik doldurucular 0,04 µm büyüklüğünde, makropartiküllerinden 200-300 kez daha küçük olan kolloidal silika partikülleridir. Mikrofil kompozit rezinler, homojen (ör : mikrofiller organik rezin matriks içerisine direk olarak eklenmiş) veya heterojen (ör: mikro-dolguların preslenme yoluyla yığın haline getirilip önceden ısıtılmış rezin içerisine eklenmesi yoluyla) olabilir. Mikrofil kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partiküller ile organik matriks aynı hızda aşınır bundan dolayı da makrofil kompozit rezinlere oranla mikrofil kompozitler daha düzgün yüzeylidir. Anterior bölgede kullanımında estetik açıdan avantajlı olan mikrofil kompozitler, strese karşı direncin zorunlu olduğu alanlarda kullanılamamaları, radyolusentlikleri, inorganik doldurucu oranının organik rezin matriks oranı ile kıyaslandığında az olması nedeniyle yüksek su absorpsiyonu, yüksek termal ekspansiyon katsayısı ve düşük elastisite modülü gibi dezavantajlara sahiptir (55).

Hibrit Kompozit Rezin İnorganik Doldurucu Partikülleri:

Hibrit kompozit rezinler, mikrofil ve makrofil kompozit rezinlerin avantajlarını kombine etmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Hibrit kompozit rezinlerde farklı

boyutlardaki inorganik doldurucu partiküller; küçük partiküller (0,6-5 µm) ve mikrodoldurucular (0,04 µm) kombine edilip organik rezin matrikse eklenmiştir. Bu kompozit rezinlerin inorganik doldurucusu kolloidal silika (0,04 µm) ve ağır metaller içeren cam partikülleri (1-3,6 µm) karışımı kullanılmaktadır. Inorganik doldurucu partiküller ağırlıkça %10-20 kolloidal silika olmak üzere %75-80 oranındadır. Uzun dönemde restorasyon altında oluşabilecek çürüğün teşhisinde önemli bir faktör olan radyoopasite özelliğine sahip olmaları, mikrofil kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında daha az polimerizasyon büzülmesi göstermeleri ve daha az teknik hassasiyet gerektirmeleri hibrit kompozit rezinlerin avantajlarıdır (109).

Nanofil Kompozit Rezin İnorganik Doldurucu Partikülleri:

2000’li yıllarda gelişme gösteren nano teknoloji, rezin esaslı kompozit materyallere katılan inorganik partiküller için yeniliklerin doğmasına sebep olmuştur. Nanometrik boyutlardaki doldurucu rezin kompozitler içine ilave edilerek yeni materyaller üretilmeye başlanmıştır (172).

Nano partiküllerin üretimi diğer geleneksel partiküllerin üretim şekline farklılıklar göstermektedir. Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi şeklinde olurken, nano- partikül teknolojisinde elde edilen partikül, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde olmaktadır.

Nano-partiküllü kompozit materyallerin organik yapısı da diğer geleneksel ve hibrit kompozitler gibi benzer polimer yapılarından meydana gelmektedir. İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşmaktadır.

1. Nanomerler
2. Nanomer grupları (nanocluster)

Nanomer yapısı 25-75 nm boyutlarındaki aglomere olmamış tek tek partikülleri ifade etmektedir. Nanomer kompozit organik yapısında ayrı ayrı bulunmaktadır. Bu nanomerlerin yüzeylerinde organik faz ile bağlantı gücünün artırılması amacıyla ön

hazırlık işlemleri yapılmaktadır. Nano doldurucuların geleneksel mikro dolduruculara göre daha küçük olmaları, organik yapı ile temas eden yüzey alanının artmasına ve inorganik faz-organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olmaktadır.

Kompozit organik yapısına katılan nanomer grupları ise 50 nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile meydana getirdiği yapıdır. Silika ve zirkonyum partikülleri içerir. Kompozit yapısındaki bu nanomer grupları restorasyona gelen kuvvetler karşısında tek bir büyük partikül şeklinde direnç gösterirken, restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomerik düzeyde kopmalar meydana gelmektedir. Nanomer gruplarının bu özelliği nano-kompozitlerin bir taraftan aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına ve diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesine olanak sağlamaktadır (62).

Nano kompozitlerin avantajları:

1. Üstün cilalanabilir özellikleri ve bu cilalı özelliklerini uzun süre devam ettirebilmeleri nedeniyle mikropartiküllü kompozitlerle karşılaştırılabilir özellikler göstermektedirler.

2. Kompozisyonlarına katılan yüksek orandaki doldurucu partiküller nedeniyle mekanik özellikler bakımından hibrit kompozitlerden daha yüksek derecede kırılma ve aşınma direnci sergilemektedirler.

3. Doldurucu oranının yüksek olması organik yapının hacimce azalmasına neden olmakta ve sonuç olarak polimerizasyon büzülme oranı da azalmaktadır. Bu oran %1.5 civarına kadar inmiştir.

4. Nano doldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan çok daha küçük olması bu materyallere bir çok estetik ve optik özellikler kazandırmakta ve geniş renk spektrumu sergilemeleri nedeniyle anterior bölge restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilir (24)

Mitra ve ark. (128) inceledikleri nano-kompozit materyallerin mikrofil kompozitler ile karşılaştırılabilecek oranda yüksek translusens, iyi cilalanabilirlik ve cilalı özelliğın korunması gibi özellikler taşıırken, bu materyallerin fiziksel özelliklerinin ve aşınma dirençlerinin en az hibrid kompozitler kadar iyi olduğunu bildirmişlerdir. Nano-kompozit materyallerinin hem ön bölge, hem arka bölgede rahatça kullanılabilir materyaller olduğu çalışmanın sonunda belirtilmiştir.

4.7 Yapay Yaşlandırma Yöntemleri

En sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemleri aşağıdaki gibidir:

- Isısal Çevirim (Termal Siklus)
- Suda Bekletme

4.7.1 Isısal Çevirim (Termal Siklus)

Oral kavitede restoratif materyaller sürekli olarak ısı ve pH değişimlerine maruz kalmaktadır. Buzlu bir su içildiğinde sıcaklık 0 ° C ye yakınken, sıcak bir çayın sıcaklığı yaklaşık 60 °C kadardır. Termal siklus, sıcak ve soğuk maddelerin oral kaviteye girmesini taklit eder ve diş ile restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genişleme katsayısının ilişkisini gösterir. Nefes alındığı sırada havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişimlere neden olabilir. Fakat normal şartlarda, herhangi bir termal yükleme yapılmadığında ağız içindeki ısı 35.2 °C ölçülür (150).

Isısal Çevirim (Termal siklus) yöntemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Bağlayıcı ajanın dayanıklılığını ölçen testlerden ısısal çevirimin önemi, ilk olarak Nelson ve ark.'ları tarafından ısısal değişikliklerin restorasyonlarda marjinal sızıntı meydana getirdiğini bulması sonucu ortaya çıkmıştır (135).

ISO TR 11405 (96) standartları termal siklus örneklerine 5 °C ve 55° C deki su banyolarında 500 siklus uygulamasını uygun bir yapay yaşlandırma test biçimi olarak göstermiştir. Bu öneriler, 2000'deki teknik raporda 2000'deki teknik raporda

tekrarlanmıştır. Gale ve Darvell (72) 10.000 termal siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanma etkinliğinin taklit edilmesi için çok az olduğunu öne sürmüşlerdir.

Su banyoları arasındaki transfer süresi, yapılan araştırmalarda 3 saniyeden 15 saniyeye kadar değişmektedir. Daha kısa sürede olan transferlerin ağız içindeki ani sıcaklık değişimlerini daha iyi taklit edeceği bildirilmektedir (67).

Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi iki şekilde görülebilir: Sıcak su korunmasız kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olan rezin oligomerlerin açığa çıkmasına neden olabilir. İkinci olarak da, restoratif materyallerin termal genleşme ve büzülme streslerine neden olabilir. Bu streslerin sonucunda bağlanan ara yüzler boyunca uzanan çatlaklar oluşabilir, böylece restorasyonun kenar bütünlüğü bozularak ağız sıvılarının bu çatlaklara girmesi kaçınılmaz olur. Bu olaya 'perlokasyon' denir (58).

4.8 Bağlanma Dayanımı Testleri

Uzun dönem klinik takiplerin zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan, laboratuvar bağlantı dayanımı testleri dental materyal ve tekniklerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu testler, yeni üretilen materyallerin hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde incelenmesine imkan verir. Özellikle adeziv restoratif materyaller için bağlantı dayanımı testleri kullanılmakta ve yüksek bağlanma dayanımlarının klinik performans için ölçü olduğuna inanılmaktadır. Çünkü laboratuvar testlerinde diğer değişkenler sabit tutularak tek bir değişkenin restorasyon üzerine etkisi açıklanabilir. Dental materyal alanında yapılan çalışmalarda uzun yıllardır klasik makaslama (shear) ve gerilim (tensile) testleri uygulanmaktadır. Ancak tek başına bir bağlanma dayanım test değeri o materyalin genel özelliği olarak kabul edilemez. Çünkü örnek geometrisi ve deney şartları sonuçların da farklı olmasına sebep olur (50, 183).

Bağlanma dayanımı testleri kontrollü bir şekilde yapıldığında kliniğe yönelik değerli bilgiler verebilir. Örneğin çalışmaya bir yaşlandırma etkeni uygulanarak bağlanma dayanımı değerlendirilebilir.

Dental materyallerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede en sık kullanılan bağlanma dayanımı testleri (3, 148):

- Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)
- Gerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Tensile Bond Strength Test)
- Tek Düzlem Makaslama Dayanıklılık Testi (Single Plane Shear)
- Mikromakaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Microshear Bond Strength Test)
- Makaslama Delme Dayanıklılık Testi (Shear Punch)
- Mikro Makaslama Delme Dayanıklılık Testi (Micro Shear Punch)
- Oblik Gerilim Dayanıklılık Testi (Oblique Tensile Strength Test)
- Mikrogerilim Bağlanma Dayanıklılık Testi (Microtensile Bond Strength Test)

4.8.1 Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strength Test)

Bu test yöntemi diş yüzeyine paralel yönde kuvvet uygulanması ile bağlanmanın kırılması esasına dayanan in vitro test metodudur. Örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi taklit etmesi nedeniyle en sık kullanılan yöntemdir. Bu testin sık kullanılmasının sebebi örnek hazırlanmasının kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde taklit etmesidir (39). Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken, makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir. En çok tercih edilen bağlanma direnci ölçümü metodu makaslama testidir (188).

Bağlantı testlerinden kolay uygulanımı ve standardize edilmesinin kolaylığı sebebi ile en çok kullanılan makaslama testleridir. Makaslama testinde oluşan yük dağılımı her bölgede eşittir. Kullanılan makaslama bıçağının ucunun bağlanma

yüzeyine yakın olması dönme momenti oluşmasını önleyen önemli bir kriterdir. Makaslama testleri ağız ortamını çekme testlerinde daha iyi taklit etmektedir (113).

Makro testlerden olan makaslama testinde dental restorasyon boyutlarına sahip örnekler kullanılır. Mikro-testlerde ise daha küçük test alanı boyutlarına sahip örnek elde edilir ve bu örnekler aynı dişten elde edildiği için örneklerin farklı test örnekleri gibi değerlendirilmeleri doğru bir yaklaşım değildir. Mikro-test metodları teknik olarak çok zordur. Örneklerin hazırlanması sırasında yanlış kuvvet uygulanımı veya vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına sebep olur. Mikro-testlerde 5 MPa'nın altındaki bağlanma dirençlerinin ölçümü son derece güçtür. Testler esnasında uygulanan kuvvetlerin akslarının istenilen şekilde olabilmesi için özel düzenekler gerekmektedir.

Makaslama testlerinde bağlantı, diş dokusuna gelen paralel bir kuvvet yardımıyla kırılmaktadır. ISO 11405 makaslama testlerinde ideal yaklaşma hızını 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak belirtmişlerdir. Bu değer üzerindeki hızların anormal stress dağılımına yol açarak koheziv kırıklara sebep olacağını söylemişlerdir (96).

Testlerin sonuçları dişlerin saklanma koşulları ve süresi, dentin derinliği ve tipi, kullanılan kompozitin dayanıklılığı, örneklerin saklanma koşulları, test düzeneği, kuvvetin uygulanma hızı, adezyon yüzeyinin genişliği ve adeziv tabakanın kalınlığı gibi bir çok parametreye bağlı olarak farklılık gösterir (156).

Bağlantı direncinin sayısal olarak değerlendirilmesinin yanında, aderent-adeziv ara yüzeyindeki ayrılma tipi de mikroskopik olarak incelenebilmektedir. Yüzeye bir adeziv ile bağlanan materyalin uygulanan kuvvete karşı gösterdikleri kütleli direnç, kırık tipini belirleyicidir. Kırık tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak; adeziv kırık, koheziv kırık ve bunların her ikisinin de beraber gerçekleştiği kırılmalar (miks) karışık kırık olarak adlandırılır. Adeziv kırıklar, farklı materyaller arasında, mesela mine dokusu ile kompozit restorasyonun ayrılması şeklinde olan kırık tipidir. Koheziv kırık ise aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırık tipidir. Diş dokusu

veya kompozit restorasyon içinde olabilir. Karışık kırıklar ise hem adeziv, hem de koheziv kırık tiplerinin aynı anda gerçekleştiği kırık tipidir (96).

Adeziv tip kırıklarda diş dokusu ve kompozit materyal veya bağlayıcı sistem birbirinden ayrılır. Zayıf bir bağlantı olduğunu gösterir. Materyalin kendi iç yüzeyinden koptuğu koheziv tip kırıklarda kuvvetli bir bağlantıdan söz edilmektedir. Ara yüzdeki bağ dayancının materyal iç dayancından yüksek olması olarak da ifade edilebilmektedir (21).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışmada hazırlanan numunelerin hazırlanması sırasında kullanılan beyazlatma ajanları, adeziv ajanlar ve kompozit materyali içerikleri ve üretici firmaları Tablo 5.1, 5.2 ve 5.3 ' te açıklanmıştır.

5.1 Gereç

5.1.1 Çalışmada Kullanılan Ofis Tipi Beyazlatma Ajanları

5.1.1.1 Opalescence Xtra Boost Beyazlatma Jeli

Opalescence Xtra Boost (Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah 84095,USA) %38 HP içeren, pH'ı 7.0 olan nötral bir beyazlatma jelidir. Kimyasal olarak aktive olur. Beyazlatma işlemi için ışık kaynağına ihtiyaç duyulmamaktadır. İki ayrı şırınga sistemi birbirine kenetlenir ve jeller karıştırılır. Böylece her uygulama için taze ürün elde edilmesi sağlanmış olur. Bir şırıngada kimyasal aktivatörü içeren kimyasal, diğer şırıngada ise hidrojen peroksit bulunur. Karıştırıldığında Opalescence Xtra Boost kullanıma hazırdır.



Resim 5.1 : Opalescence Beyazlatma Ajanı

5.1.1.2 Beyond Max Beyazlatma Jeli

Beyond Max (BEYOND Technology Corp. Nanchang) ofis tipi beyazlatma jeli %35 HP içerir. Beyazlatma işlemi için mavi ışık ile aktive olması gerekir. Beyond Polus Whitening Accelerator Beyazlatma Ajansı ile kullanılması önerilmektedir. 2 ayrı şırıngadan gelen kimyasal içerik ve hidrojen peroksitin karışmasını sağlayan özel bir uca sahiptir.



Resim 5.2 : Beyond Beyazlatma Ajansı

5.1.2 Çalışmada Kullanılan Beyazlatma Cihazı

5.1.2.1 Beyond Whitening Accelerator Beyazlatma Cihazı

Beyond Polus Whitening Accelerator (BEYOND Technology Corp. Nanchang) Beyazlatma Cihazı halojen lambalı sistem içerir. Mavi ışık sistemidir. Zararlı U.V. ışınları filtreleme sistemi vardır. Çalışma süresi 1 dakika ile 20 dakika arası ayarlanabilir, süre sonunda otomatik olarak kapanır. Süresiz çalışma modu da vardır. Cihaz 220 Volt ile çalışır. Dalga boyu 480-520 nm arasındadır. Tüm beyazlatma ajanları ile uyumludur. Fan ile soğutma sistemi vardır. Artan cihaz ısı monitörde gözlemlenebilir. Kablosuz bir kumanda sayesinde hasta istediği zaman hekime haber verebilir ve beyazlatma işlemi durdurabilir.



Resim 5.3 : Beyond Polus Beyazlatma Cihazı

5.1.3 Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler

5.1.3.1 Adper Single Bond 2 - Total Etch İki Aşamalı Adeziv Sistem

Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) 5. Jenerasyon total etch adeziv sistemdir. Asitleme sonrası primer ve adezivi bünyesinde barındıran bu ajan mine ve dentine uygulanır. İçerdiği nano doldurucular sayesinde mine ve dentine mükemmel bağlanır. Ancak doldurucu içeriğine rağmen kullanımından evvel çalkalama gerektirmemektedir. Her türlü direk ve indirek restorasyonda başarılı sonuçlar vermektedir. 10 mikron kadar ince bir film kalınlığına sahiptir. Bu adeziv kullanılmadan evvel % 37'lik ortofosforik asit (Condac 37, FGM, Portugal, Spain) yüzeye uygulanmıştır.



Resim 5.4 : Condac 37 Ortofosforik Asit ve Adper Single Bond 2 - Total Etch Adeziv Ajan

5.1.3.2 Clearfill Tri S Bond – Self Etch Tek Aşamalı Adeziv Sistem

Clearfill Tri S Bond (Kuraray Medical Inc, Tokyo, Japan) 7. Jenerasyon self etch adeziv sistemdir. One bottle sistem olarak da adlandırılan adeziv, ışıkla polimerize olur. Kabul edilen 20 MPa dentine bağlanma kuvvetine sahip bir ajandır. PH'ı 2.7 olan kuvvetli bir self – etch adezivdir. İçeriğindeki MDP monomeri diş dokusundaki Ca ile reaksiyona girerek güçlü, çözünmeye dirençli kimyasal yapının temelini oluşturur. Kısaca, mineye total etch gibi mekanik bağlanırken, kimyasal bağlanma da gerçekleştirir. İçeriğinde nano mikro doldurucular vardır.



Resim 5.5 : Clearfil Tri S Bond – Self Etch Adeziv Ajan

5.1.4 Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyali

5.1.4.1 Clearfil Majesty Esthetics Anterior Kompozit Materyali

Özellikle anterior restorasyonlar için geliştirilmiş, yeni bir yüzey ıslatma teknolojisi ile işlenmiş nano ve submikron inorganik dolgulardan oluşan radyoopak restoratif kompozit materyaldir. Silanlanmış baryum cam tozu, silanlanmış koloidal silis, Bis-fenol A diglisidildimetakrilat (Bis-GMA), Hidrofobik aromatik dimetakrilat, di-kamforokinon içermektedir.



Resim 5.6 : Clearfil Majesty Esthetics Anterior Kompozit Materyali

5.1.5 Çalışmada Kullanılan Yapay Tükürük Solüsyonu

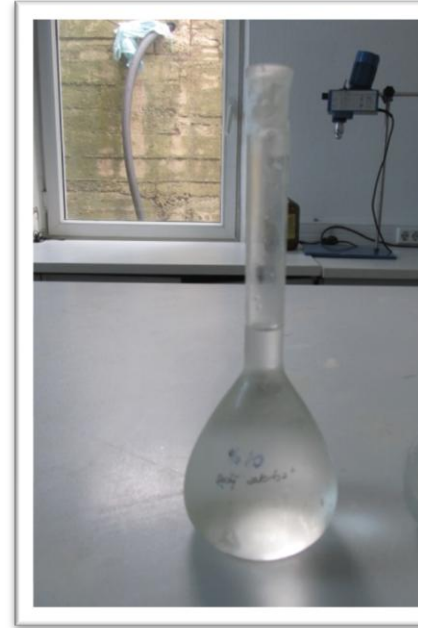
İnsan tükürüğüne elektrolit dengesi açısından en yakın tükürük kompozisyonu kullanılmıştır. İçeriği, 1 g karboksimetil selüloz, 4.3 g xylitol, 0.1 g potasyum klorid, 5 mg kalsiyum klorid, 40 mg potasyum fosfat, 1 mg potasyum tiyosiyanat 100g distile deiyonize su da çözülmüş ve pH: 7' de ayarlanmıştır.



Resim 5.7 : Hazırlanmış Yapay Tükürük Solüsyonu

5.1.6 Çalışmada Kullanılan Antioksidan Ajan Sodyum Askorbat

Çalışmada, %10 sodyum askorbat (pH:7,4) antioksidan ajan olarak kullanılmıştır.



Resim 5.8 : Hazırlanmış Sodyum Askorbat Solüsyonu

Tablo 5.1 : Çalışmada Kullanılan Beyazlatma Materyallerinin İçerikleri ve Üretici Firmaları

| BEYAZLATMA AJANLARI | | |
|---------------------------------|---|-------------------------------------|
| Materyal | Ürün – Üretici Firma | İçerik |
| Ofis Tipi Beyazlatma Sistemi | Opalescence® Xtra® Boost™ Ultradent Products Inc. 505 West 10200 South South Jordan, UT 84095 | %38 Hidrojen Peroksit+ activator |
| Ofis Tipi Beyazlatma Sistemi | Beyond™ Max BEYOND Technology Corp. Nanchang Nanchang, Jiangxi, China 330096 | %35 Hidrojen Peroksit |

Tablo 5.2 : Çalışmada Kullanılan Adeziv Materyallerin İçerikleri ve Üretici Firmaları

| ADEZİV AJANLAR | | |
|--|--|---|
| Materyal | Ürün – Üretici Firma | İçerik |
| Tek Basamaklı (All-In-One) Self-Etch Bağlayıcı Ajan | Clearfil Tri-S Bond Kuraray Medical Inc. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-0801, Japan | MDP, Bis-GMA, HEMA, Hidrofobik dimetakrilat, di-kamforokinon, etil alkol, su, silanlanmış koloidal silika |
| Tek Basamaklı (One-Bottle) Total-Etch Bağlayıcı Ajan | Adper Single Bond 2 3M ESPE Dental Products St. Paul, MN 55144-1000 USA | Etil alkol, Bis-GMA, Silika nanopartiküller, HEMA, Gliserol, 1,3 dimetakrilat, akrilik asit kopolimer ve itakonik asit, diüretan dimetakrilat, su |

Tablo 5.3 : Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyalin İçeriği ve Üretici Firma

| KOMPOZİT MATERYAL | | |
|---------------------------|---|---|
| Materyal | Ürün – Üretici Firma | İçerik |
| Nano-Superfilled Kompozit | Clearfil Majesty Esthetics Kuraray Medical Inc. 1621 Sakazu, Kurashiki, Okayama 710-0801, Japan | Silanlanmış baryum cam tozu, silanlanmış koloidal silis, Bis-phenol A diglisidildimetakrilat (Bis-GMA), Hidrofobik aromatik dimetakrilat, di-kamforokinon |

5.2 Yöntem

Çalışmada iki farklı beyazlatma ajanı uygulanmış sağlam mineye, iki farklı adeziv sistemin bağlanma dayanımları incelenmiştir. Beyazlatma uygulanmış iki farklı grup kendi içinde üç gruba ayrılarak, bir gruba hemen restorasyon yapılmış, diğer gruba sodyum askorbat antioksidan ajanı uygulandıktan sonra restorasyon yapılmış, en son gruptaki numunelerin de 1 haftalık yapay tükürük solusyonunda bekletildikten sonra restorasyonları tamamlanmıştır. Bu numunelere öncelikle ısısal çevirim işlemi uygulanmış, ardından makaslama testi, steromikroskop incelemesi, taramalı elektron mikroskobu incelemesi ve elde edilen verilerin istatistiksel analizinin yapılması işlemleri ile çalışma gerçekleştirilmiştir.

Çalışmanın laboratuvar aşamaları 3 bölüm halinde yürütülmüştür:

- 1) Makaslama testi
- 2) Stero Mikroskop Analizi
- 3) SEM Analizi

5.2.1 Doğal Dişlerin Toplanması

Çalışmada makaslama testi için 18-40 yaşları arasında hastalardan çekilen daimi insan üst keser dişi kullanılmıştır. Çürük, restore edilmiş, çatlak ve kök gelişimlerini

tamamlanmamış dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişler çekildikten sonra üzerilerindeki çeşitli artıklardan temizlendikten sonra deney aşamasına kadar distile suda bekletilmiştir. Dişler çekimi takiben en fazla 3 ay içerisinde kullanılmıştır.

5.2.2 Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

Dişlerin kök yüzeyleri mine- sement birleşiminin 1mm altından klinikte hava su soğutması altında aerotor ile (KaVo Dental GmbH, BisMarckring, Germany) yüksek devirde 12 numaralı elmas fissür frez (Komet, Lemgo, Germany) kullanılarak kesilmiştir. Bu şekilde işlemin yapılacağı kron kısımları elde edilmiştir. Rastgele, her gruba 10 diş gelecek şekilde 140 diş 14 gruba ayrılmıştır.

5.2.3 Kontrol Grubunun Hazırlanması

Tablo 5.4 : Kontrol Gruplarının Dağılımı

| KONTROL GRUBU (20 Diş) | |
|--|---------------------|
| Beyazlatma Uygulanmamış 20 Diş | |
| Self-Etch (10 diş) | Total-Etch (10 diş) |
| Nano Dolduruculu Kompozit Restorasyon (20 diş) | |
| Makaslama Testi Uygulanması (20 diş) | |

Kontrol grubundaki 20 adet numune, yüzeyleri yüksek devirde iri grenli (12 numaralı, Finzler, Schrock& Kimmel) frezle hafifçe pürüzlendirilmiştir. Her 3 dişin hazırlanmasından sonra frez değiştirilmiştir. 20 numunelik kontrol grubu ikiye ayrılarak, bir gruba 2 aşamalı total etch sistem Adper Single Bond 2, diğer gruba da tek aşamalı self etch sistem Clearfil Tri S Bond adeziv sistemleri uygulanmıştır. Bu dişlere herhangi bir beyazlatma işlemi uygulanmamıştır. Kontrol grubunda amaç;

beyazlatma yapılmamış dişlere uygulanan adeziv sistemlerin bağlantı değerlerinin elde edilmesi ve birbiri içinde kıyaslanmasıdır. Adeziv uygulamasını takiben diş yüzeylerine 4×4×4 mm boyutlarında hazırlanan teflon kalıp yardımıyla Clearfil Majesty Esthetic anterior kompozit rezin uygulanarak restorasyon tamamlanmıştır.

5.2.4 Deney Gruplarının Hazırlanması

Tablo 5.5 : Deney Gruplarının Dağılımı

| DENEY GRUBU (120 Diş) | | | | | | | | | | | |
|---|---------------------|----------------------------|---------------------|-------------------------------|---------------------|---|----------------------|----------------------------|----------------------|-------------------------------|----------------------|
| Beyond Ofis Tipi Beyazlatma | | | | | | Opalescence Ofis Tipi Beyazlatma | | | | | |
| Hemen Restorasyon | | Sodyum Askorbat Uygulaması | | Yapay Tükürük 1 Hafta Bekleme | | Hemen Restorasyon | | Sodyum Askorbat Uygulaması | | Yapay Tükürük 1 Hafta Bekleme | |
| Self Etch (Grup 1) | Total Etch (Grup 4) | Self Etch (Grup 2) | Total Etch (Grup 5) | Self Etch (Grup 3) | Total Etch (Grup 6) | Self Etch (Grup 7) | Total Etch (Grup 10) | Self Etch (Grup 8) | Total Etch (Grup 11) | Self Etch (Grup 9) | Total Etch (Grup 12) |
| Nano Doldurucu Kompozit Restorasyon (her numune için=120 diş) | | | | | | | | | | | |
| Makaslama Testi Uygulanması (her numune için=120 diş) | | | | | | | | | | | |

5.2.4.1 Beyazlatma Ajanlarının Uygulanması

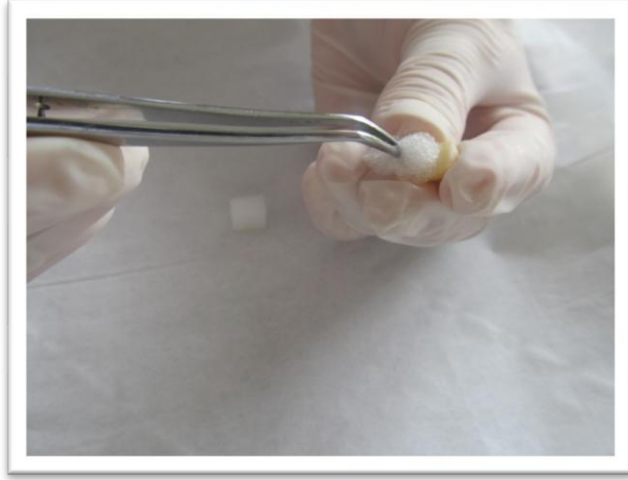
120 numunedan oluşan deney grubuna grup 1,2,3,4,5,6' ya Beyond Max beyazlatma jeli, grup 7,8,9,10,11,12' ye Opalescence Xtra Boost beyazlatma jeli, üretici firma talimatları doğrultusunda uygulanmıştır. Her gruptaki numunelere 1 saat beyazlatma işlemi yapılmış ve numuneler üzerindeki jel 20 dk ' da bir yenilenerek işlem 3 set halinde tamamlanmıştır. Beyond Max ile beyazlatma işleminde firmanın kendi cihazı olan Beyond Polus kullanılmıştır. Kimyasal yolla aktive olan Opalescence Xtra Boost jel ile beyazlatma işlemi ise reflektör ışığı altında yapılmıştır.



Resim 5.9 : Beyazlatma Ajanlarının Uygulanışı

5.2.4.2 Antioksidan ajan uygulanması

%10'luk sodyum askorbat solusyonu (ph:7,4) Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Tıp Bilimleri'nde hazırlanmış ve sünger peletlerle beyazlatma yapılmış mine yüzeyine 5 dk boyunca uygulanmıştır. Her 1 dk da yeni bir sünger pelet taze hazırlanmış sodyum askorbat solusyonuna emdirilerek kullanılmıştır. Arkasından distile su ile yıkanan yüzey hava ile kurutulmuştur.



Resim 5.10 : Sodyum Askorbat Ajanı Uygulanışı

5.2.5 Yapay Tükürük Hazırlanması

Beyazlatma ajanı uygulanmış grup 3, 6, 9, 12 'deki numuneler 7 gün boyunca yapay tükürük solusyonunda 37 ° C etüvde bekletilmiştir. Yapay tükürük solusyonu insan tükürüğündeki elektrotlara sahip, içeriği 1g karboksimetil selüloz, 4,3 g xylitol, 0,1 g potasyum klorid, 5 mg kalsiyum klorid, 40 mg potasyum fosfat, 1 mg potasyum tiosiyanat ve 100 g distile deiyonize su kullanılarak ph 7 'ye ayarlanmıştır. Yapay tükürük 7 gün boyunca hergün değiştirilmiştir. Yapay tükürükten çıkarılan örnekler hava su spreyiyle 30 sn boyunca yıkanmıştır.



Resim 5.11 : Yapay Tükürükte Saklanan Dişler



Resim 5.12 : ETÜV

5.2.6 Adeziv Ajan Uygulanması

Total etch gruplarındaki mine yüzeyleri %37'lik ortofosforik asit ile 15 sn asitlenmiş ve su spreyi ile 10 sn süreyle yıkanmış ve hafif şiddette hava uygulanarak 5 sn kurutulmuştur. Total etch sistem olan Adper Single Bond 2 yüzeye tek kullanımlık aplikatör ile uygulanmıştır. 5 sn hafif şiddette hava ile kurutulurken parlak bir yüzey elde edilmiştir. Işık şiddeti 1000 mW/cm^2 ve dalga boyu 450-470 nm olan LED ışık cihazı (ART, Bonart Co., LTD Marslev, Denmark) ile 10 sn süre ile polimerize edilmiştir.

Self Etch gruplarında ise Clearfill Tri S Bond yüzeye 20 sn boyunca tek kullanımlık aplikatörle uygulanmış ve 5 sn hava ile kurutulduktan sonra 10 sn ışıkla polimerize edilmiştir.

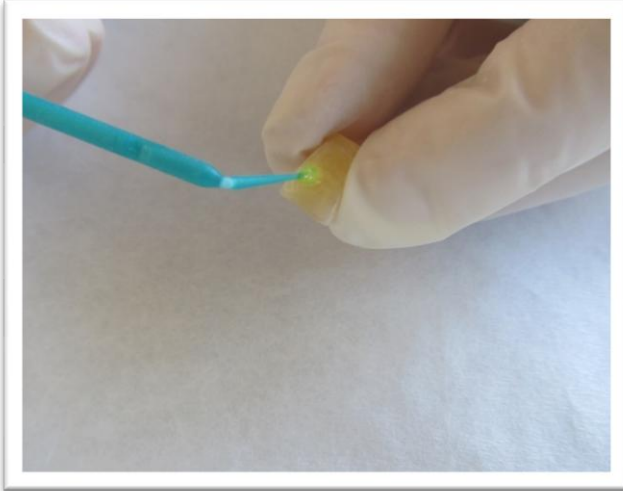
Clearfil Majesty Esthetics A1 renginde kompozit rezin teflon kalıplar kullanılarak diş yüzeyine 40 sn ışık uygulanarak polimerize edilmiştir.



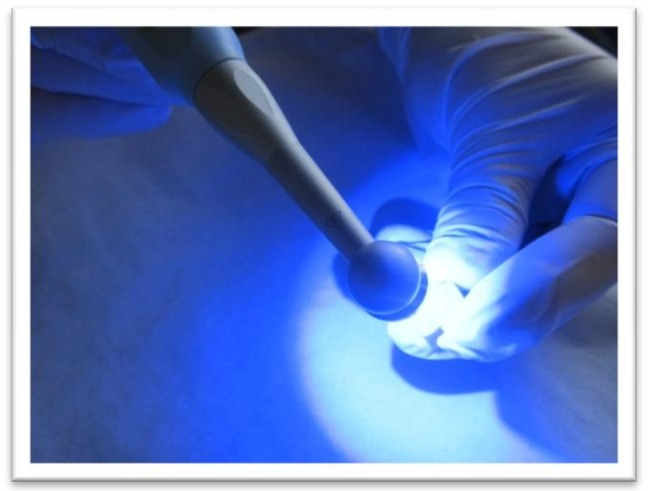
Resim 5.13 : Asit Uygulaması



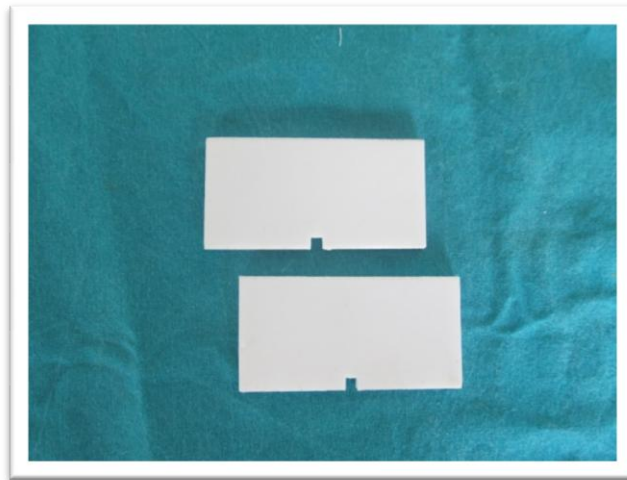
Resim 5.14 : Hava ile Kurutma



Resim 5.15 : Adeziv Ajan Uygulaması



Resim 5.16 : Işıklı Polimerizasyon



Resim 5.17 : Teflon Kalıp



Resim 5.18 : LED Işıklı Cihaz



Resim 5.19 : Kompozit Rezın Uygulanması

5.2.7 Termal Siklus İşlemi

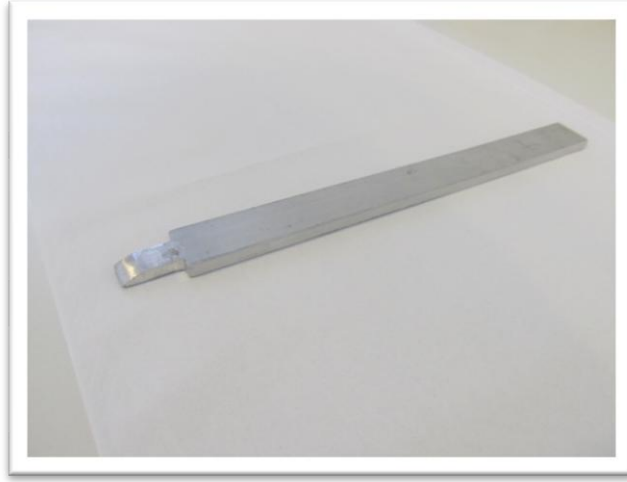
Bütün örneklere $5 \pm 2 \text{ }^{\circ}\text{C}$ - $55 \pm 2 \text{ }^{\circ}\text{C}$ arasında 30 saniyelik daldırma süresi ve kaplar arasında transfer zamanı 3 saniye olacak şekilde 10000 defa ısısıl çevirim uygulanmıştır. (Alpha Thermocycling, İmes Sanayi Sitesi Dudullu, Ümraniye, İstanbul. Dr. Dt. Gürol Özyöney ve makine mühendisi Yalçın Hocoğlu tarafından imal edilmiştir.)



Resim 5.20 : Termal Siklus Cihazı

5.2.8 Makaslama Testinin Uygulanması

Hazırlanan numuneler kp bloklara otopolimerize akrilik ile sabitlenmiştir. Kompozit rezin ve diş arasındaki bağlantı noktasına dik olarak gelecek kesici demir uç hazırlanıp, kp blok cihaza sabitlenmiştir. Makaslama testleri Zwick Z010 (Zwick GmbH, Ulm, Almanya) niversal Test cihazında 0.5 mm/dk yaklaşma hızı ile uygulanmış ve test bilgisayar ekranında gerilim ve yüzde uzama grafiği olarak izlenmiştir. Ayrılma geręekleřtięinde test otomatik olarak bilgisayar tarafından durdurulup, sonuçlar MPa cinsinden bilgisayar tarafından hesaplanmıştır. Test cihazında elde edilen değerler bilgisayara kayıt edilmiştir.



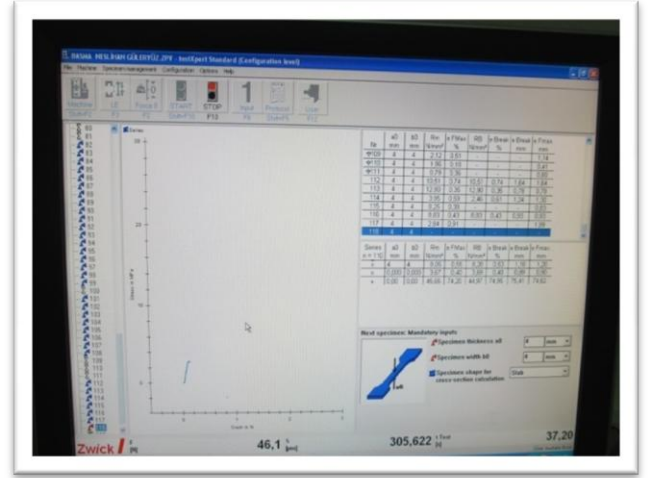
Resim 5.21 : Makaslama Testi için Yapılan Demir Kesici Uç



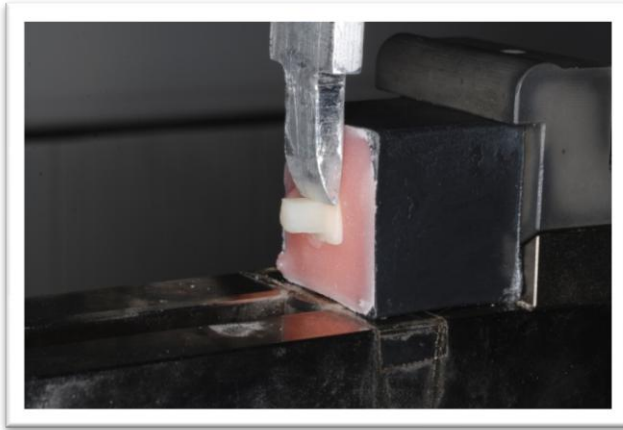
Resim 5.22 : Makaslama Testi için Hazırlanmış Numuneler



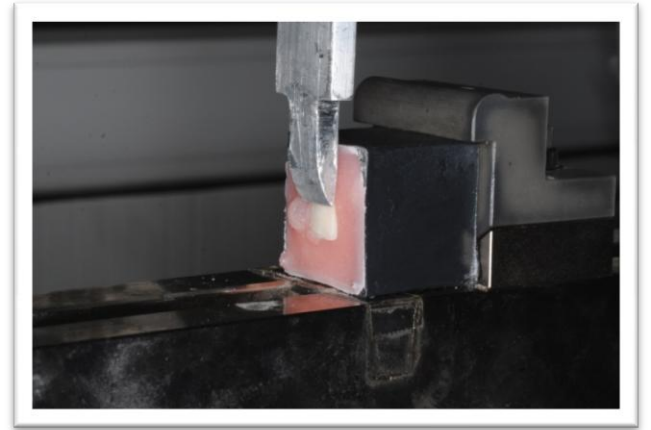
Resim 5.23 : Makaslama Testinin Uygulandığı Cihaz



Resim 5.24 : Bilgisayar Ekranında Gözlenen Gerilim ve Yüzde Uzama Grafiği



Resim 5.25 : Metal Ucuñ DiŖe YaklaŖması



Resim 5.26 : Kesme İŖlemi Sonrası Görünüm



Resim 5.27 : Kopma Yüzeyleri Elde Edilen Numuneler

5.2.9 Steromikroskop Analizi

Makaslama testi uygulanan mine dokusu ve kompozit restorasyondaki kopma yüzeylerinin incelenmesi için M.Ü Dişhekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında steromikroskopta x35, x50, x80 büyütmelede görüntüler alınmıştır. Kopma tipleri; Tip 1: Adeziv Kopma, Tip 2: Koheziv Kopma, Tip 3: Miks (her iki kopmanın da birlikte görüldüğü) Kopma olarak kaydedilmiştir.

5.2.10 Scanning Electron Mikroskop (SEM) Analizi

Makaslama testi uygulanan numunelere ait mine dokusu-kompozit arasındaki kopma yüzeylerinin incelenmesi SEM analizi M.Ü Mühendislik Fakültesi Çevre Mühendisliği Bölümü'nde bulunan SEM cihazı (Jeol JSM-5910 LV, Jeol Ltd, Tokyo, Japonya) ile gerçekleştirilmiştir.

SEM analizi öncesinde incelenecek numuneler alüminyum blok üzerine yapıştırıcı bant yardımıyla sabitlenmiş ve 200 Å kalınlığında altın ile kaplanmıştır. Çeşitli büyütmelede kopma yüzeylerine ait görüntüler alınmış, farklı işlemler uygulanmış mine ve kompozit yüzeyleri incelenmiştir.

5.2.11 İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanılmıştır. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

6. BULGULAR

Çalışmamızda, iki farklı beyazlatma ajanı kullanılarak beyazlatma yapılan numunelere, hemen beyazlatma sonrası, sodyum askorbat antioksidan ajan uygulaması ve numunelerin 1 hafta yapay tükürükte bekletme işlemi sonrası, self etch (Clearfil Tri S Bond) ve total etch (Adper Single Bond 2) bağlayıcı ajanlar uygulanarak yapılan kompozit restorasyonların makaslama bağlanma dayanımı testi sonuçları istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

6.1 Makaslama Testi Bulguları

Elde edilen makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarına göre en düşük değer, Opalescence Xtra Boost beyazlatma jeli ile beyazlatma yapıldıktan sonra total etch (Adper Single Bond 2) bağlayıcı ajanı kullanılarak restorasyon yapılan örnekler aittir. En yüksek değer ise, kontrol grubu örneklerinde beyazlatma işlemi uygulanmadan self etch (Clearfil Tri S Bond) bağlayıcı ajan kullanılarak restorasyon yapılan örnekler aittir. Deney grubuna ait en yüksek değer, Opalescence beyazlatma jeli ile beyazlatma yapıldıktan sonra bir hafta yapay tükürükte bekleme işlemi takiben total etch (Adper Single Bond 2) bağlayıcı ajan kullanılarak restorasyon yapılan örnekler aittir. Elde edilen değerler Tablo 6.1 ve 6.2 'de gösterilmiştir.

Tablo 6.1 : Kontrol Grubuna Ait Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri

| KONTROL GRUBU | | | |
|---------------|-------|------------|-------|
| SELF ETCH | | TOTAL ETCH | |
| # | Sonuç | # | Sonuç |
| 1 | 19,22 | 1 | 28,6 |
| 2 | 18,4 | 2 | 21,11 |
| 3 | 17,47 | 3 | 20,44 |
| 4 | 17,6 | 4 | 21,35 |
| 5 | 24,34 | 5 | 19,6 |
| 6 | 25,59 | 6 | 26,02 |
| 7 | 30 | 7 | 26,83 |
| 8 | 23,02 | 8 | 27,13 |
| 9 | 15,9 | 9 | 22,6 |
| 10 | 21,18 | 10 | 23,15 |

Tablo 6.2 : Deney Gruplarına Ait Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri

| | BEYOND | | | | OPALESCENCE | | | |
|--------------------------|------------------|--------------|-------------------|--------------|--------------------|--------------|-------------------|--------------|
| | SELF ETCH | | TOTAL ETCH | | SELF ETCH | | TOTAL ETCH | |
| | # | Sonuç | # | Sonuç | # | Sonuç | # | Sonuç |
| HEMEN RESTORASYON | 1 | 18,62 | 1 | 18,2 | 1 | 6,68 | 1 | 7,27 |
| | 2 | 10,15 | 2 | 8,25 | 2 | 9,85 | 2 | 9,09 |
| | 3 | 7,8 | 3 | 12,18 | 3 | 7,34 | 3 | 8,45 |
| | 4 | 12,5 | 4 | 10,33 | 4 | 7,03 | 4 | 6,85 |
| | 5 | 11,32 | 5 | 9,82 | 5 | 8,95 | 5 | 5,55 |
| | 6 | 12,3 | 6 | 12,16 | 6 | 10,98 | 6 | 13,6 |
| | 7 | 11,16 | 7 | 11,2 | 7 | 7,81 | 7 | 7,5 |
| | 8 | 13,13 | 8 | 6,8 | 8 | 15,48 | 8 | 9,99 |
| | 9 | 13,07 | 9 | 7,41 | 9 | 18,42 | 9 | 12,48 |
| | 10 | 12,86 | 10 | 15,44 | 10 | 6,18 | 10 | 7,44 |
| SODYUM ASKORBAT | 1 | 15,38 | 1 | 15,97 | 1 | 12,78 | 1 | 15,39 |
| | 2 | 15,66 | 2 | 16,33 | 2 | 15,68 | 2 | 11,98 |
| | 3 | 26,33 | 3 | 18,41 | 3 | 17,79 | 3 | 9,66 |
| | 4 | 18,67 | 4 | 14,19 | 4 | 9,08 | 4 | 10,98 |
| | 5 | 19,88 | 5 | 12,89 | 5 | 10,99 | 5 | 10,02 |
| | 6 | 19,6 | 6 | 13,47 | 6 | 9,68 | 6 | 9,36 |
| | 7 | 18,25 | 7 | 13,27 | 7 | 13,12 | 7 | 9,48 |
| | 8 | 17,52 | 8 | 15,53 | 8 | 9,18 | 8 | 10,77 |
| | 9 | 17,22 | 9 | 12,24 | 9 | 12,23 | 9 | 11,7 |
| | 10 | 13,4 | 10 | 12,85 | 10 | 15,9 | 10 | 13,71 |
| YAPAY TÜKÜRÜK | 1 | 21,68 | 1 | 20,4 | 1 | 18,98 | 1 | 18,33 |
| | 2 | 16,82 | 2 | 13,76 | 2 | 19,48 | 2 | 20,51 |
| | 3 | 23,16 | 3 | 18,67 | 3 | 16,48 | 3 | 17,9 |
| | 4 | 20,88 | 4 | 18,07 | 4 | 20,36 | 4 | 15,95 |
| | 5 | 19,61 | 5 | 26,86 | 5 | 19,39 | 5 | 19,25 |
| | 6 | 20,85 | 6 | 23,9 | 6 | 18,26 | 6 | 19,83 |
| | 7 | 19,5 | 7 | 18,96 | 7 | 19,36 | 7 | 20,38 |
| | 8 | 18,31 | 8 | 22,72 | 8 | 19 | 8 | 23,17 |
| | 9 | 19,44 | 9 | 19,86 | 9 | 20,05 | 9 | 28,91 |
| | 10 | 25,21 | 10 | 18,2 | 10 | 18,88 | 10 | 25,12 |

Tablo 6.3 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre ayrı ayrı grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

| Bağlanma | Grup | Bağlanma | P |
|---------------------------------|---------------------------------|------------|---------|
| | | Değerleri | |
| | | Ort±SS | |
| Self Etch | Kontrol | 21,27±4,43 | 0,001** |
| | Hemen restorasyon (beyond) | 12,29±2,76 | |
| | Sodyum askorbat (beyond) | 18,19±3,49 | |
| | Yapay tükürük (beyond) | 20,54±2,40 | |
| | Hemen restorasyon (opalescence) | 9,87±4,07 | |
| | Sodyum askorbat (opalescence) | 12,64±3,03 | |
| | Yapay tükürük (opalescence) | 19,02±1,07 | |
| | Total Etch | Kontrol | |
| Hemen restorasyon (beyond) | | 11,18±3,56 | |
| Sodyum askorbat (beyond) | | 14,51±1,97 | |
| Yapay tükürük (beyond) | | 20,14±3,63 | |
| Hemen restorasyon (opalescence) | | 8,82±2,55 | |
| Sodyum askorbat (opalescence) | | 11,30±1,97 | |
| Yapay tükürük (opalescence) | | 20,93±3,82 | |

Oneway ANOVA Test kullanıldı

*** p<0.01*

Tablo 6.4 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre ayrı ayrı grupların bağlanma değerlerinin post hoc Tukey HSD test sonuçları

| | Grup | Bağlanma Değeri | |
|--|--|-----------------|----------------|
| | | Self Etch | Total Etch |
| | | p | p |
| Kontrol | Hemen restorasyon (Beyond) | 0,001** | 0,001** |
| | Sodyum askorbat (Beyond) | 0,340 | 0,001** |
| | Yapay tükürük (Beyond) | 0,999 | 0,143 |
| | Hemen restorasyon (Opalescence) | 0,001** | 0,001** |
| | Sodyum askorbat (Opalescence) | 0,001** | 0,001** |
| | Yapay tükürük (Opalescence) | 0,705 | 0,414 |
| Hemen restorasyon (Beyond) | Sodyum askorbat (Beyond) | 0,002** | 0,196 |
| | Yapay tükürük (Beyond) | 0,001** | 0,001** |
| | Hemen restorasyon (Opalescence) | 0,629 | 0,599 |
| | Sodyum askorbat (Opalescence) | 1,000 | 1,000 |
| Sodyum askorbat (Beyond) | Yapay tükürük (Beyond) | 0,658 | 0,002** |
| | Hemen restorasyon (Opalescence) | 0,001** | 0,002** |
| | Sodyum askorbat (Opalescence) | 0,005** | 0,234 |
| | Yapay tükürük (Opalescence) | 0,997 | 0,001** |
| Yapay tükürük (Beyond) | Hemen restorasyon (Opalescence) | 0,001** | 0,001** |
| | Sodyum askorbat (Opalescence) | 0,001** | 0,001** |
| | Yapay tükürük (Opalescence) | 0,937 | 0,997 |
| Hemen restorasyon (Opalescence) | Sodyum askorbat (Opalescence) | 0,469 | 0,538 |
| | Yapay tükürük (Opalescence) | 0,001** | 0,001** |
| Sodyum askorbat (Opalescence) | Yapay tükürük (Opalescence) | 0,001** | 0,001** |

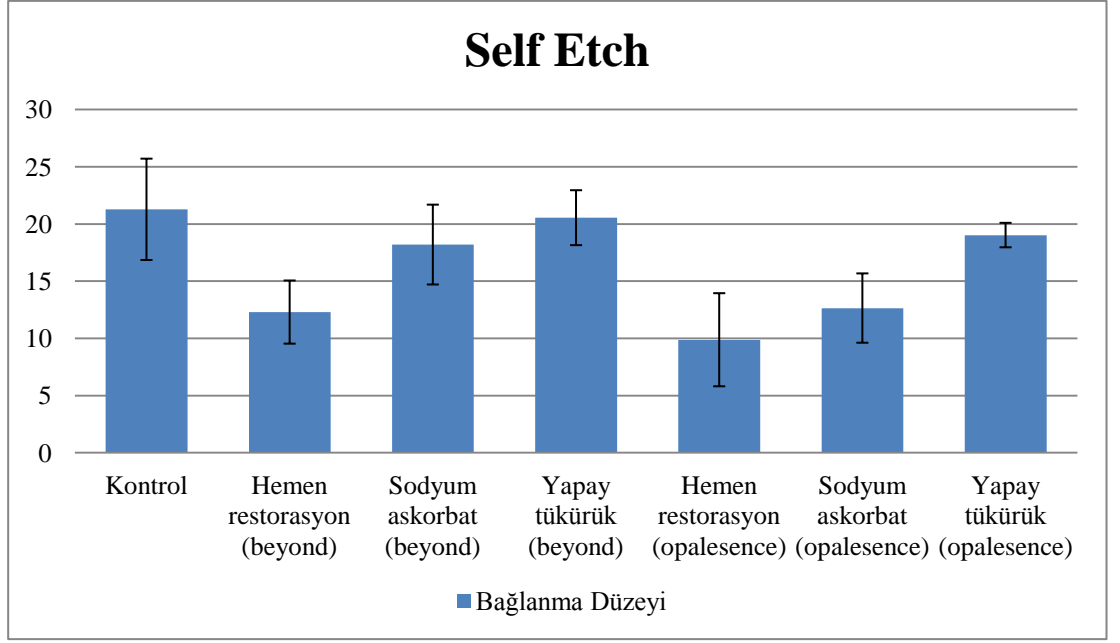
** $p < 0.01$

Self etch bağlayıcı ajan kullanıldığında grupların bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$) (Tablo 6.3). Kontrol grubunun bağlanma değeri, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp, hemen restorasyon yapılan gruptan, Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan ve Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan gruptan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$).

Beyond beyazlatma malzemesi kullanımını takiben, bir hafta yapay tükürükte bekletme sonrasında restorasyon yapılan grubunun bağlanma değeri, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan, Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan ve Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan gruptan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$).

Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp, bir hafta yapay tükürük uygulamasını takiben restorasyon yapılan grubunun bağlanma değeri, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan, Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan ve Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan gruptan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$).

Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan grubun bağlanma değeri, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan, Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan ve Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan gruptan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer grupların bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 6.4).



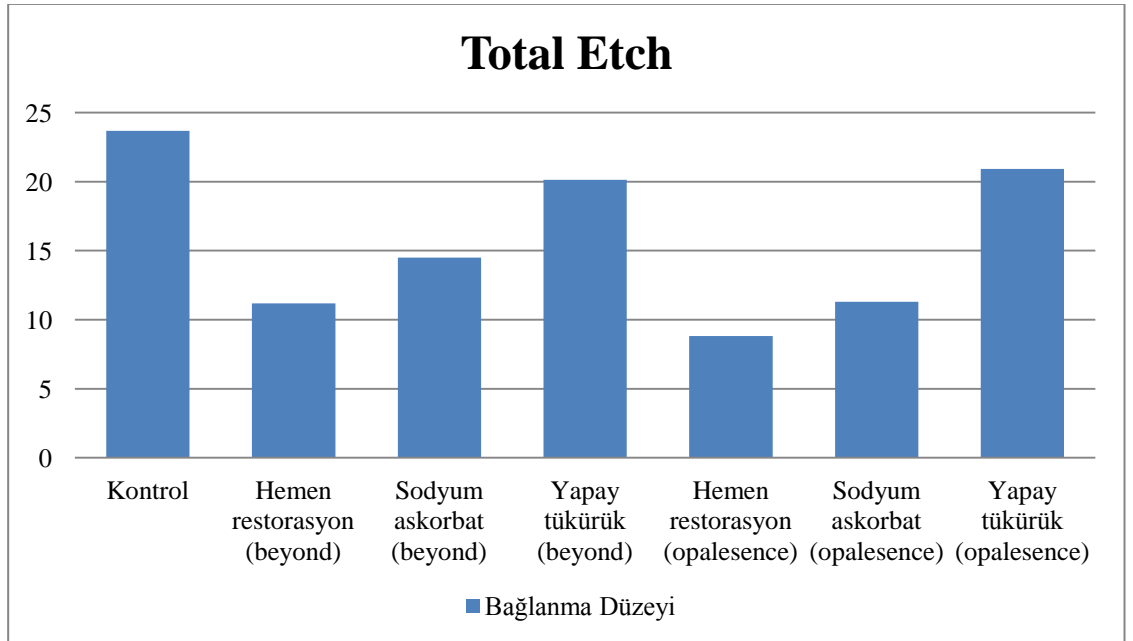
Şekil 6.1 : Self Etch Bağlayıcı Ajan Kullanılan Numunelerin Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Total etch bağlayıcı ajan kullanıldığında grupların bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 6.3). Kontrol grubunun bağlanma değeri, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp, sodyum askorbat uygulanan gruptan Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp, hemen restorasyon yapılan gruptan ve Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp, sodyum askorbat uygulanan gruptan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$).

Opalescence beyazlatma malzemesi kullanıldıktan sonra bir hafta yapay tükürük uygulamasını takiben restorasyon yapılan grubun bağlanma değeri, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp, hemen restorasyon yapılan gruptan, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan gruptan, Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan ve Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan gruptan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$).

Beyond beyazlatma malzemesi kullanıldıktan sonra bir hafta yapay tükürük uygulamasını takiben restorasyon yapılan grubun bağlanma değeri, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan, Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan gruptan, Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan ve Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan gruptan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$).

Beyond beyazlatma malzemesi kullanılıp sodyum askorbat uygulanan grubun bağlanma değeri, Opalescence beyazlatma malzemesi kullanılıp hemen restorasyon yapılan gruptan anlamlı şekilde yüksektir ($p<0.01$). Diğer grupların bağlanma düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 6.4).



Şekil 6.2 : Total Etch Bağlayıcı Ajan Kullanılan Numunelerin Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Tablo 6.5 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre ayrı ayrı grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

| Bağlanma | Beyazlatma | Grup | Bağlanma | |
|------------|-------------|-------------------|------------|----------------|
| | | | Değeri | <i>p</i> |
| | | | Ort±SS | |
| Self Etch | Beyond | Hemen restorasyon | 12,29±2,76 | 0,001** |
| | | Sodyum askorbat | 18,19±3,49 | |
| | | Yapay tükürük | 20,54±2,40 | |
| | Opalescence | Hemen restorasyon | 9,87±4,07 | 0,001** |
| | | Sodyum askorbat | 12,64±3,03 | |
| | | Yapay tükürük | 19,02±1,07 | |
| Total Etch | Beyond | Hemen restorasyon | 11,18±3,56 | 0,001** |
| | | Sodyum askorbat | 14,51±1,97 | |
| | | Yapay tükürük | 20,14±3,63 | |
| | Opalescence | Hemen restorasyon | 8,82±2,55 | 0,001** |
| | | Sodyum askorbat | 11,30±1,97 | |
| | | Yapay tükürük | 20,93±3,82 | |

Oneway ANOVA Test kullanıldı

**** $p < 0.01$**

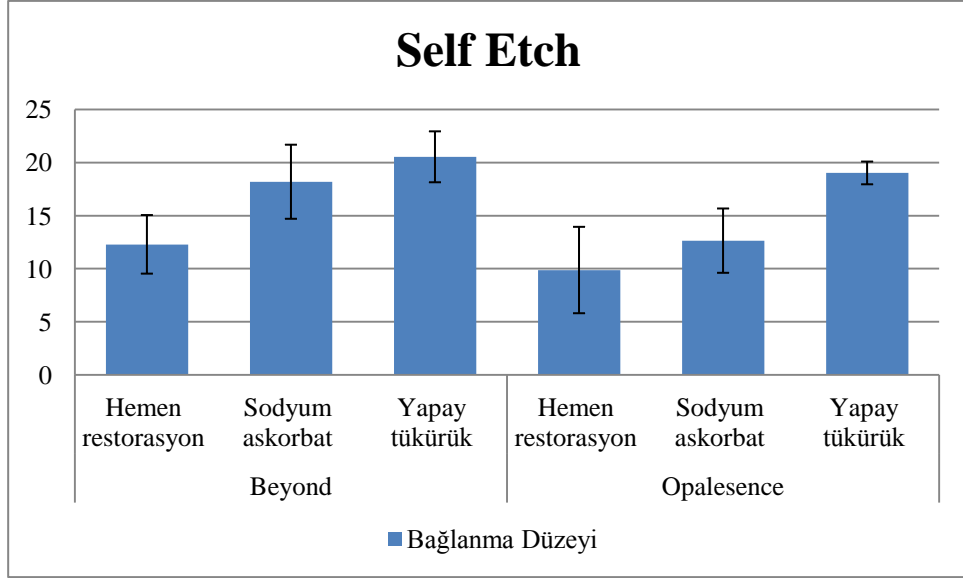
Tablo 6.6 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre ayrı ayrı grupların bağlanma değerlerinin post hoc Tukey HSD test sonuçları

| Beyazlatma | Grup | Bağlanma Değerleri | |
|-------------|------------------------------------|--------------------|----------------|
| | | Self Etch | Total Etch |
| | | p | p |
| Beyond | Hemen restorasyon/ Sodyum askorbat | 0,001** | 0,063 |
| | Hemen restorasyon /Yapay tükürük | 0,001** | 0,001** |
| Opalescence | Sodyum askorbat /Yapay tükürük | 0,188 | 0,001** |
| | Hemen restorasyon/ Sodyum askorbat | 0,116 | 0,151 |
| | Hemen restorasyon /Yapay tükürük | 0,001** | 0,001** |
| | Sodyum askorbat /Yapay tükürük | 0,001** | 0,001** |

** $p < 0.01$

Beyond beyazlatma yapıldığında self etch malzemesi kullanılan grupların bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 6.5). Hemen restorasyon yapılan grubun bağlanma değerleri, sodyum askorbat ve yapay tükürük gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0.01$). Sodyum askorbat ve yapay tükürük gruplarının bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 6.6).

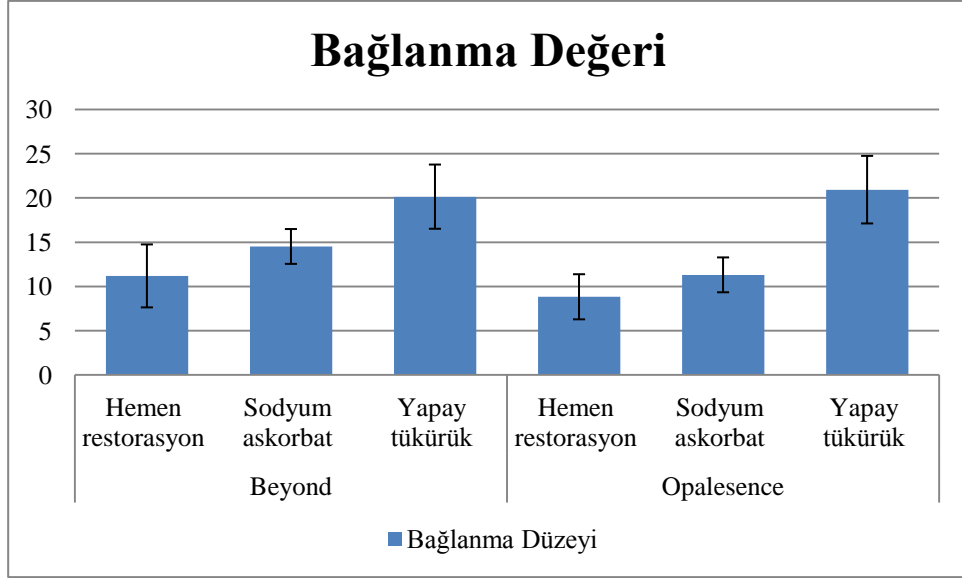
Opalescence beyazlatma yapıp, self etch malzemesi kullanılan grupların bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 6.5). Yapay tükürük grubunun bağlanma değerleri, sodyum askorbat ve hemen restorasyon yapılan gruplardan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$). Sodyum askorbat ve hemen restorasyon gruplarının bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 6.6).



Şekil 6.3 : Self Etch Bağlayıcı Ajana Ait Beyazlatma Materyallerine Göre Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Beyond beyazlatma yapılıp, total etch malzemesi kullanılan grupların bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 6.5). Yapay tükürük grubunun bağlanma değerleri, sodyum askorbat ve hemen restorasyon yapılan gruplardan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$). Sodyum askorbat ve hemen restorasyon gruplarının bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 6.6).

Opalescence Xtra Boost ile beyazlatma yapılıp, total etch malzemesi kullanılan grupların bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 6.5). Yapay tükürük grubunun bağlanma değerleri, sodyum askorbat ve hemen restorasyon yapılan gruplardan anlamlı şekilde yüksektir ($p < 0.01$). Sodyum askorbat ve hemen restorasyon gruplarının bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 6.6).



Şekil 6.4 : Total Etch Bağlayıcı Ajana Ait Beyazlatma Materyallerine Göre Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Tablo 6.7 : Bağlayıcı ajan tiplerine ve ayrı ayrı beyazlatma şekillerine göre grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

| Bağlanma | Grup | Bağlanma Değeri | | p |
|------------|-------------------|-----------------|-------------|---------|
| | | Beyond | Opalescence | |
| | | Ort±SS | Ort±SS | |
| Self Etch | Hemen restorasyon | 12,29±2,76 | 9,87±4,07 | 0,137 |
| | Sodyum askorbat | 18,19±3,49 | 12,64±3,03 | 0,001** |
| | Yapay tükürük | 20,54±2,40 | 19,02±1,07 | 0,092 |
| Total Etch | Hemen restorasyon | 11,18±3,56 | 8,82±2,55 | 0,106 |
| | Sodyum askorbat | 14,51±1,97 | 11,30±1,97 | 0,002** |
| | Yapay tükürük | 20,14±3,63 | 20,93±3,82 | 0,639 |

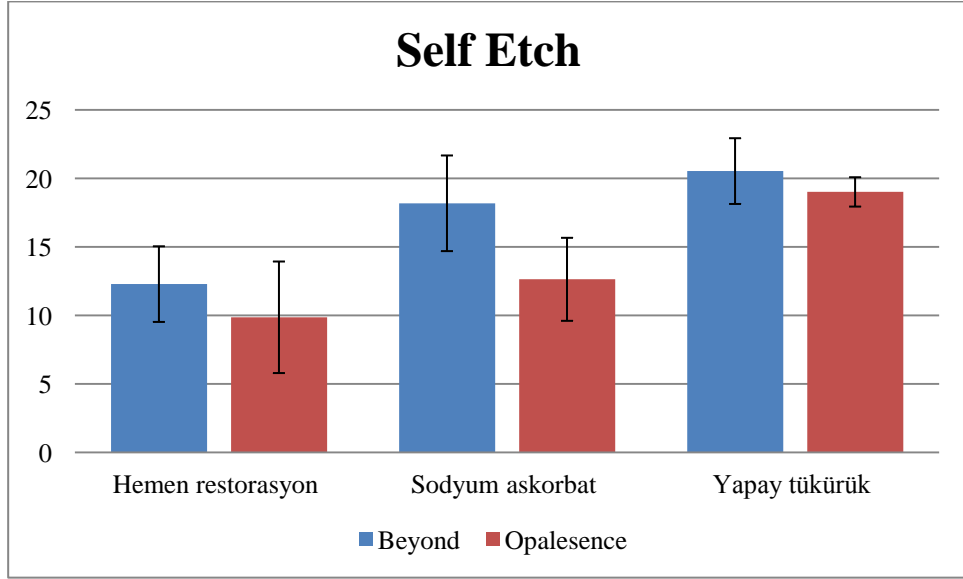
Student t Test kullanıldı

**** p<0.01**

Self Etch Clearfil Tri S Bond kullanıldığında, hemen restorasyon grubunda, Beyond ve Opalescence beyazlatmanın bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Sodyum askorbat grubunda, Beyond beyazlatma malzemesi kullanıldığında elde edilen bağlanma değerleri, Opalescence beyazlatmadan ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Yapay tükürük grubunda, Beyond ve Opalescence beyazlatmanın bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

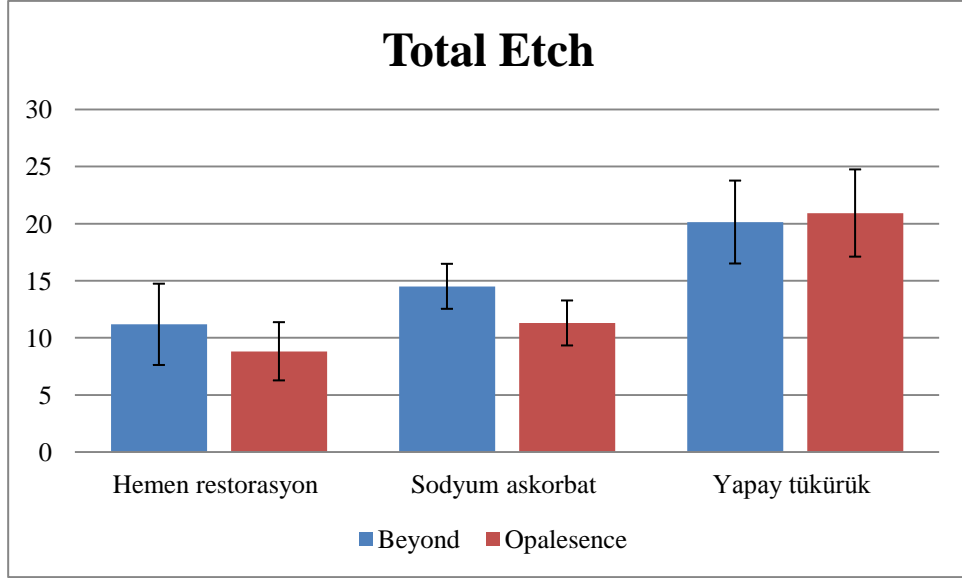


Şekil 6.5 : Beyond ve Opalescence Beyazlatma Materyallerine Ait Self Etch Ajan Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Total Etch Adper Single Bond 2 kullanıldığında, hemen restorasyon grubunda, Beyond ve Opalescence beyazlatmanın bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Sodyum askorbat grubunda Beyond beyazlatma malzemesi kullanıldığında elde edilen bağlanma değeri, Opalescence beyazlatmadan ileri düzeyde anlamlı yüksektir ($p<0.01$).

Yapay tükürük grubunda, Beyond ve Opalescence beyazlatmanın bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



Şekil 6.6 : Beyond ve Opalescence Beyazlatma Materyallerine Ait Total Etch Ajan Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Tablo 6.8 : Beyazlatma şekilleri ve ayrı ayrı bağlayıcı ajan tiplerine göre grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

| Beyazlatma | Grup | Bağlanma Değeri | | p |
|-------------|-------------------|-----------------|------------|--------|
| | | Self Etch | Total Etch | |
| | | Ort±SS | Ort±SS | |
| Beyond | Hemen restorasyon | 12,29±2,76 | 11,18±3,56 | 0,445 |
| | Sodyum askorbat | 18,19±3,49 | 14,51±1,97 | 0,011* |
| | Yapay tükürük | 20,54±2,40 | 20,14±3,63 | 0,771 |
| Opalescence | Hemen restorasyon | 9,87±4,07 | 8,82±2,55 | 0,498 |
| | Sodyum askorbat | 12,64±3,03 | 11,30±1,97 | 0,258 |
| | Yapay tükürük | 19,02±1,07 | 20,93±3,82 | 0,158 |
| | Kontrol | 21,27±4,43 | 23,68±3,20 | 0,180 |

Student t Test kullanıldı

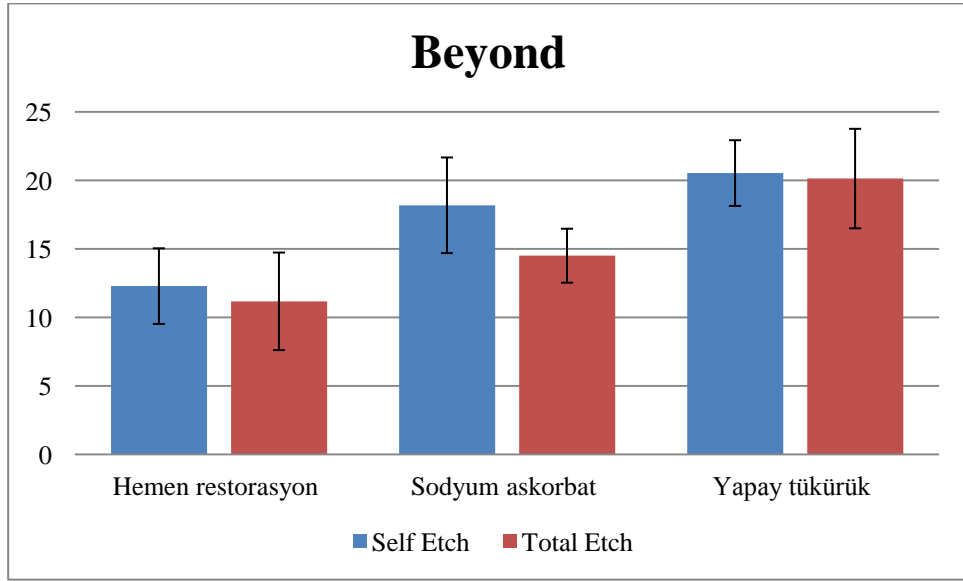
** p<0.05*

Beyond beyazlatma ajanı ile beyazlatma yapılan grupta;

Hemen restorasyon grubunda, self etch ve total etch bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Sodyum askorbat grubunda self etch bağlanmadan elde edilen bağlanma değeri, total etch bağlanmadan anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).

Yapay tükürük grubunda, self etch ve total etch'in bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



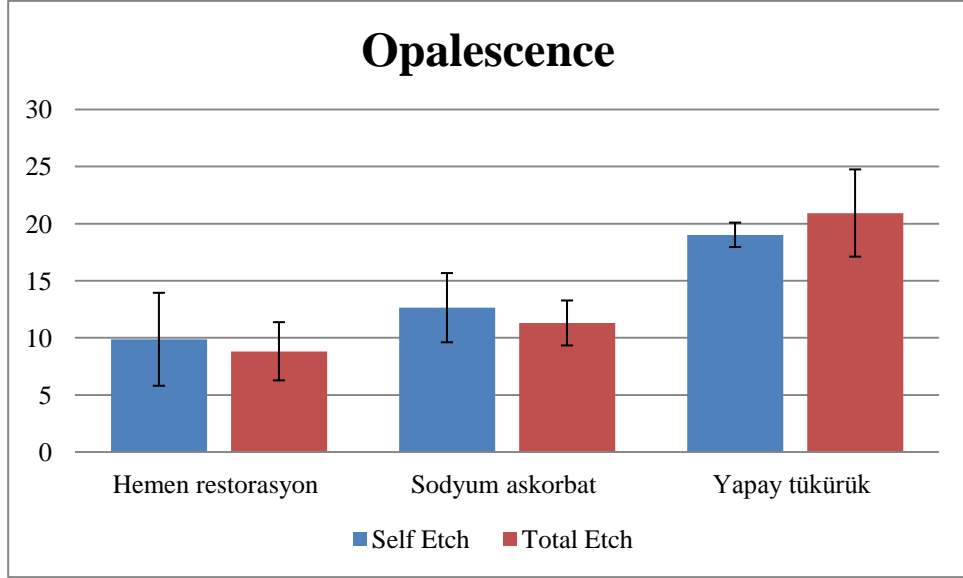
Şekil 6.7 : Beyond Beyazlatma Ajanına Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Opalescence beyazlatma ajanı ile beyazlatma yapılan grupta;

Hemen restorasyon grubunda, self etch ve total etch'in bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

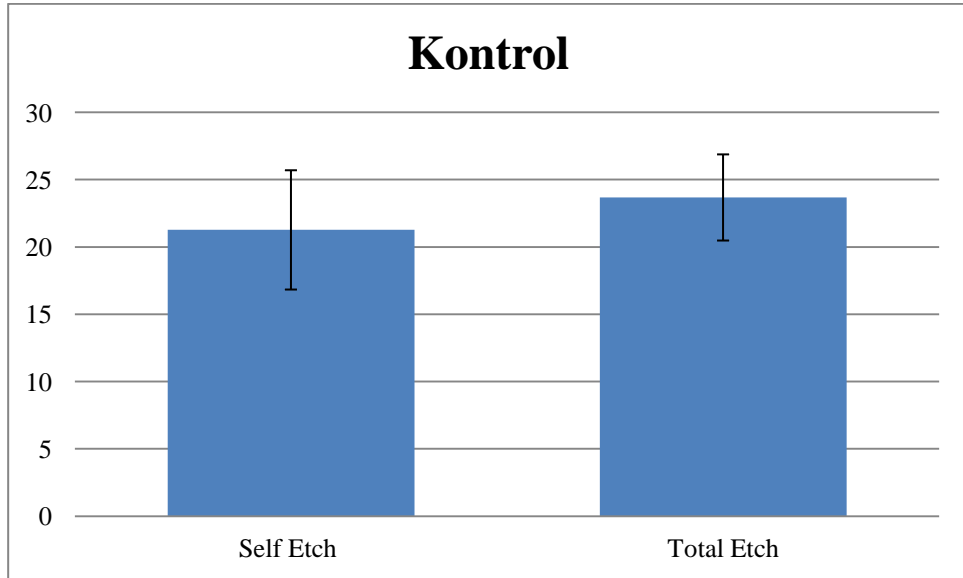
Sodyum askorbat grubunda, self etch ve total etch'in bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Yapay tükürük grubunda, self etch ve total etch'in bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



Şekil 6.8 : Opalescence Beyazlatma Ajanına Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Kontrol grubunda, self etch ve total etch bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



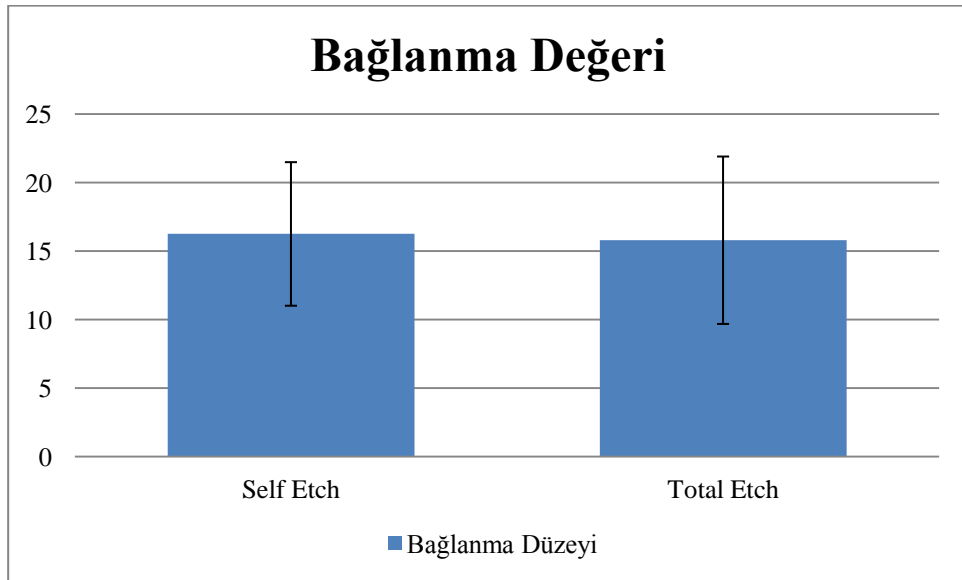
Şekil 6.9 : Kontrol Grubu Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Tablo 6.9 : Bağlayıcı ajan tiplerine göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

| Bağlanma | Bağlanma Değeri | | <i>p</i> |
|------------|-----------------|--|--------------|
| | Ort±SS | | |
| Self Etch | 16,26±5,24 | | 0,629 |
| Total Etch | 15,80±6,11 | | |

Student t Test kullanıldı

Gruplar arası uygulama farklılıklarına bakılmaksızın, Self etch ve total etch ajanların bağlanma değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



Şekil 6.10 : Self Etch ve Total Etch Ajanlara Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

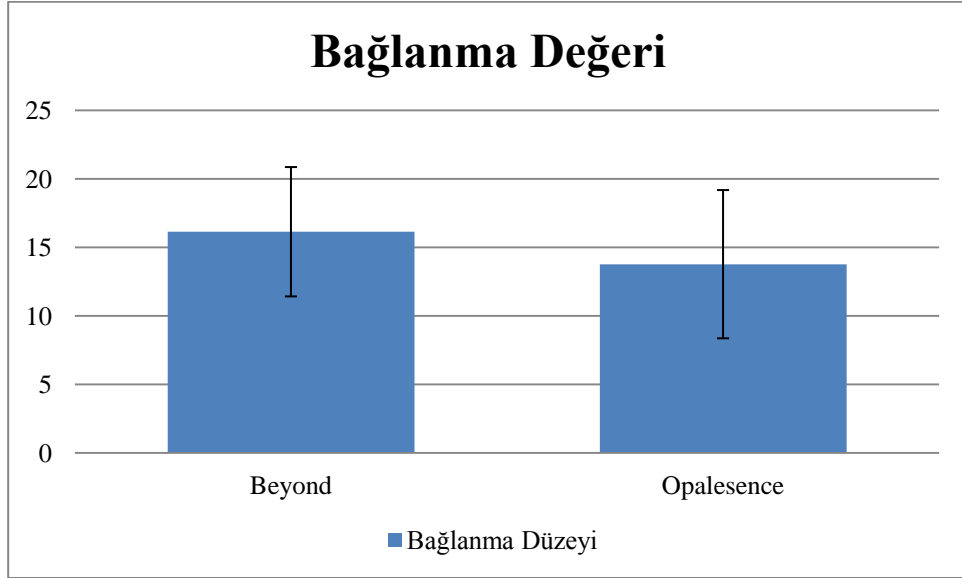
Tablo 6.10 : Beyazlatma şekline göre bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

| Beyazlatma | Bağlanma Değeri | | <i>p</i> |
|-------------|-----------------|--|---------------|
| | Ort±SS | | |
| Beyond | 16,14±4,72 | | 0,012* |
| Opalescence | 13,77±5,41 | | |

Student t Test kullanıldı

* $p<0.05$

Gruplar arası uygulama farklılıklarına bakılmaksızın Beyond beyazlatmanın bağlanma değeri ortalaması, Opalescence beyazlatmadan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$).



Şekil 6.11 : Beyazlatma Ajanları Kullanılan Tüm Gruplara Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

Tablo 6.11 : Grupların bağlanma değerlerinin karşılaştırılması

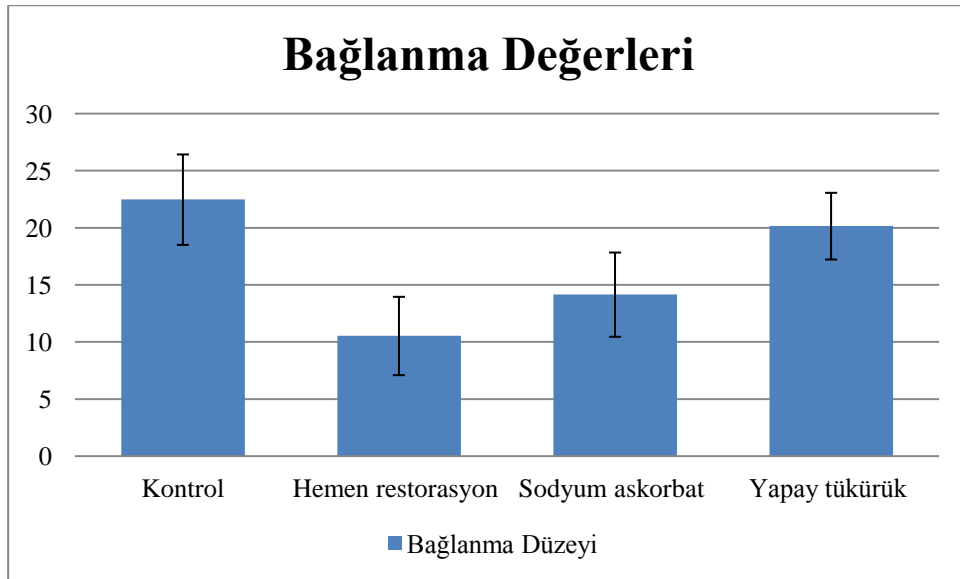
| Grup | Bağlanma Değeri | | P |
|-------------------------------------|-----------------|---------------------|----------------|
| | Ort±SS | | |
| Kontrol | 22,48±3,96 | | 0,001** |
| Hemen restorasyon | 10,54±3,43 | | |
| Sodyum askorbat | 14,16±3,69 | | |
| Yapay tükürük | 20,16±2,92 | | |
| <i>Oneway ANOVA Test kullanıldı</i> | | ** p<0.01 | |

Tablo 6.12 : Grupların bağlanma değerlerinin post hoc Tukey HSD test sonuçları

| Grup | Bağlanma |
|------------------------------------|----------|
| | Değeri |
| Kontrol/ Hemen restorasyon | 0,001** |
| Kontrol/ Sodyum askorbat | 0,001** |
| Kontrol /Yapay tükürük | 0,073 |
| Hemen restorasyon/ Sodyum askorbat | 0,001** |
| Hemen restorasyon /Yapay tükürük | 0,001** |
| Sodyum askorbat /Yapay tükürük | 0,001** |

** $p < 0.01$

Grupların bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$) (Tablo 6.11). Hemen restorasyon grubunun bağlanma değeri, diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0.01$). Sodyum askorbat grubunun bağlanma değeri, Kontrol ve yapay tükürük gruplarından anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0.01$). Kontrol ve yapay tükürük gruplarının bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$) (Tablo 6.12).



Şekil 6.12 : Tüm Deney Gruplarına Ait Makaslama Bağlanma Değerleri (MPa)

6.2 Stero Mikroskop Analizi Bulguları

Makaslama testleri sonrasında 140 adet diş steromikroskopta incelenerek kompozit restorasyon ve diş dokusu arasındaki kopma şekilleri aşağıdaki şekilde kaydedildi.

Tip 1: Adeziv Kopma: Kompozit restorasyonun diş dokusundan kopması, adeziv yüzeyinden kopma

Tip 2: Koheziv Kopma: Diş dokusu veya kompozit restorasyonun kendi yüzeyinden kopma

Tip 3: Miks Kopma: Hem diş dokusu ve adezivi ya da kompozit ve adezivi kapsayan kopma tipidir.

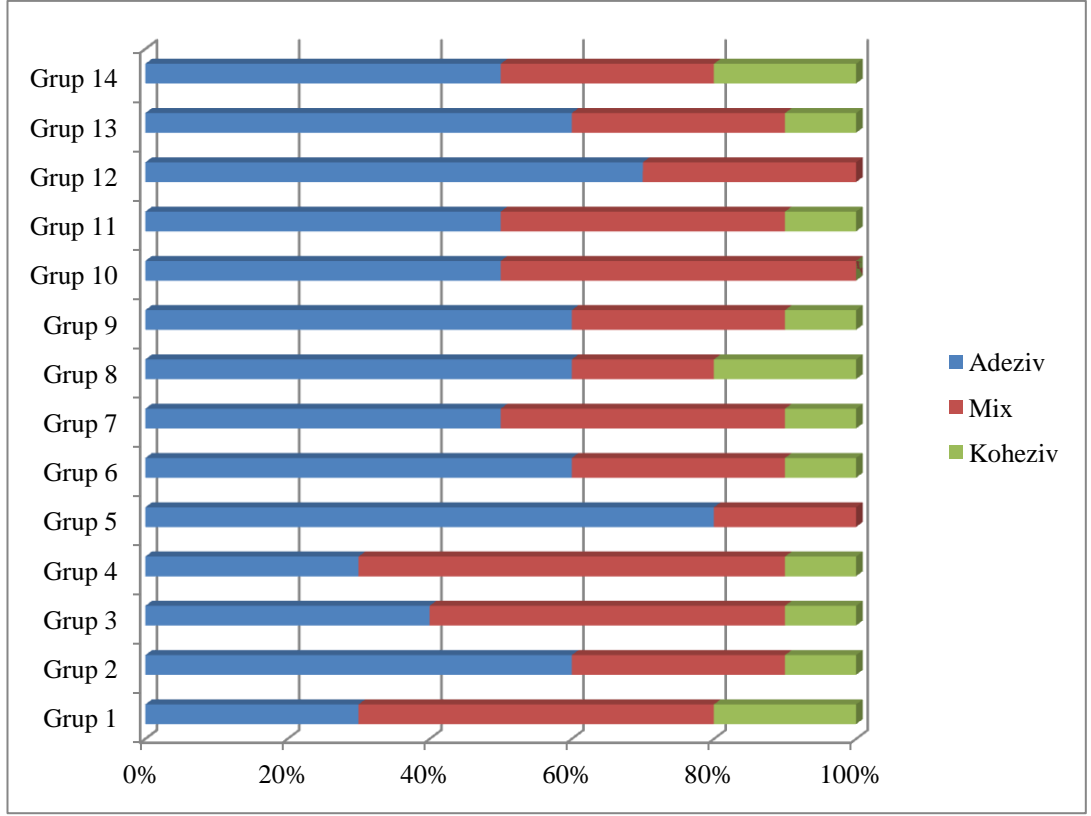
Makaslama testi sonrasında elde edilen kopma tiplerinin yüzdeleri ve sayıları Şekil 6.13 ve Tablo 6.13 ' te gösterilmektedir. Makaslama testi sonrasında en fazla tip 1 (%54) adeziv kopmalar gözlenirken, bunu tip 3 (%36) miks kopmalar takip etmektedir. Tip 2 (%10) koheziv kopmalar ise sadece 14 dişte gözlenmiştir.

Total etch adeziv sistemler ile yapılan restorasyonlarda en çok adeziv tip (%56) kopma gözlenirken, koheziv kopma (%7) en az gözlenen kopma tipidir. Miks kopma ise %37 oranında gözlenmektedir.

Self etch adeziv sistemler kullanılarak yapılan restorasyonlarda en çok adeziv tip (%51) kopma gözlenirken, koheziv kopma (%13) total etch sistemlere göre daha fazla gözlenmiştir. Belirlenen miks kopma oranı %36'dır.

Tablo 6.13 : Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemlerin Kopma Tipleri

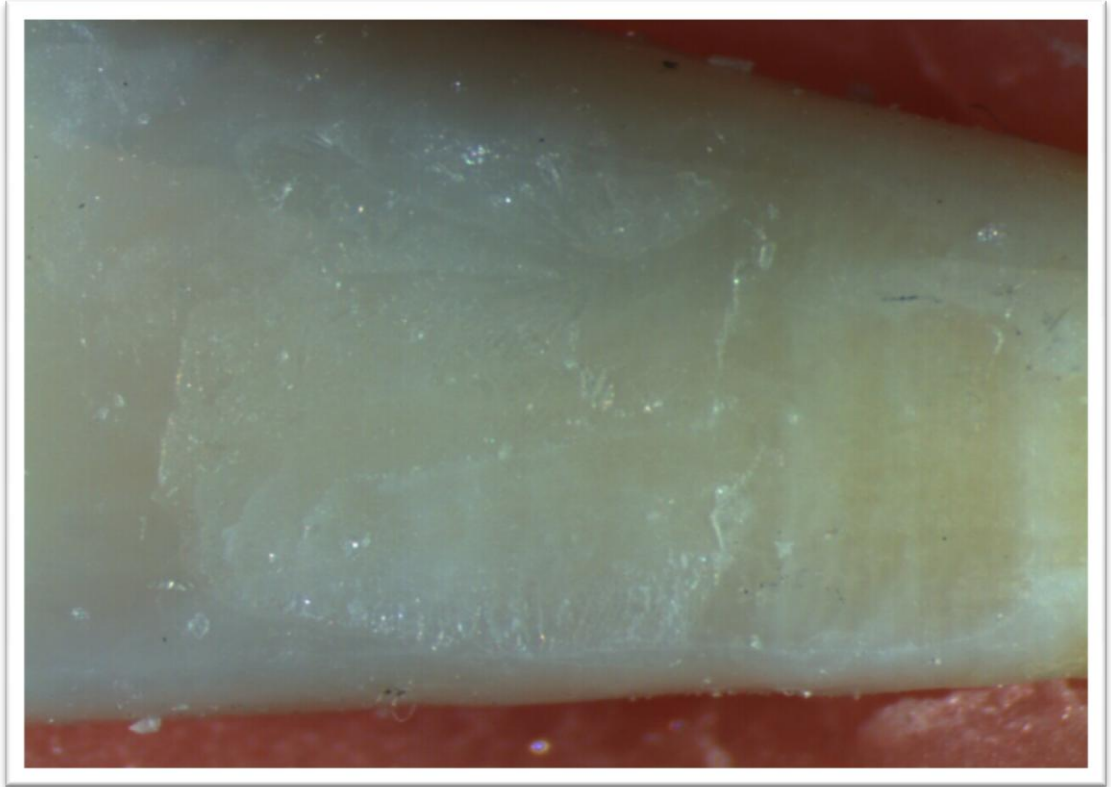
| Beyazlatma Ajanı | Uygulama Şekli | Bağlayıcı Ajan Tipi | Grup | Adeziv Adet | Mix Adet | Koheziv Adet |
|-------------------------|-----------------------|----------------------------|-------------|--------------------|-----------------|---------------------|
| Beyond | Hemen Restorasyon | Self Etch | Grup 1 | 3 | 5 | 2 |
| Beyond | Sodyum Askorbat | Self Etch | Grup 2 | 6 | 3 | 1 |
| Beyond | Yapay Tükürük | Self Etch | Grup 3 | 4 | 5 | 1 |
| Beyond | Hemen Restorasyon | Total Etch | Grup 4 | 3 | 6 | 1 |
| Beyond | Sodyum Askorbat | Total Etch | Grup 5 | 8 | 2 | 0 |
| Beyond | Yapay Tükürük | Total Etch | Grup 6 | 6 | 3 | 1 |
| Opalescence | Hemen Restorasyon | Self Etch | Grup 7 | 5 | 4 | 1 |
| Opalescence | Sodyum Askorbat | Self Etch | Grup 8 | 6 | 2 | 2 |
| Opalescence | Yapay Tükürük | Self Etch | Grup 9 | 6 | 3 | 1 |
| Opalescence | Hemen Restorasyon | Total Etch | Grup 10 | 5 | 5 | 0 |
| Opalescence | Sodyum Askorbat | Total Etch | Grup 11 | 5 | 4 | 1 |
| Opalescence | Yapay Tükürük | Total Etch | Grup 12 | 7 | 3 | 0 |
| Kontrol Grubu | | Self Etch | Grup 13 | 6 | 3 | 1 |
| Kontrol Grubu | | Total Etch | Grup 14 | 5 | 3 | 2 |



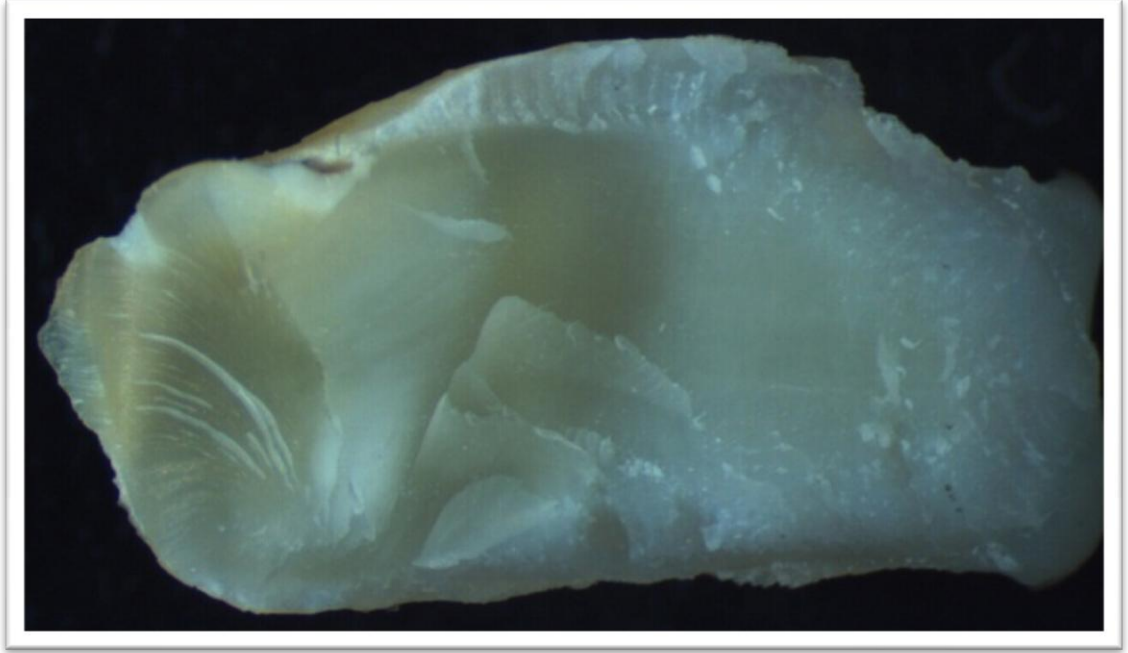
Şekil 6.13 : Kopma Tipleri ve Dağılımları



Resim 6.1 : Adeziv Tip Kopma (Kompozit Yüzeyinde Tip 1 Kopma) Görüntüsü



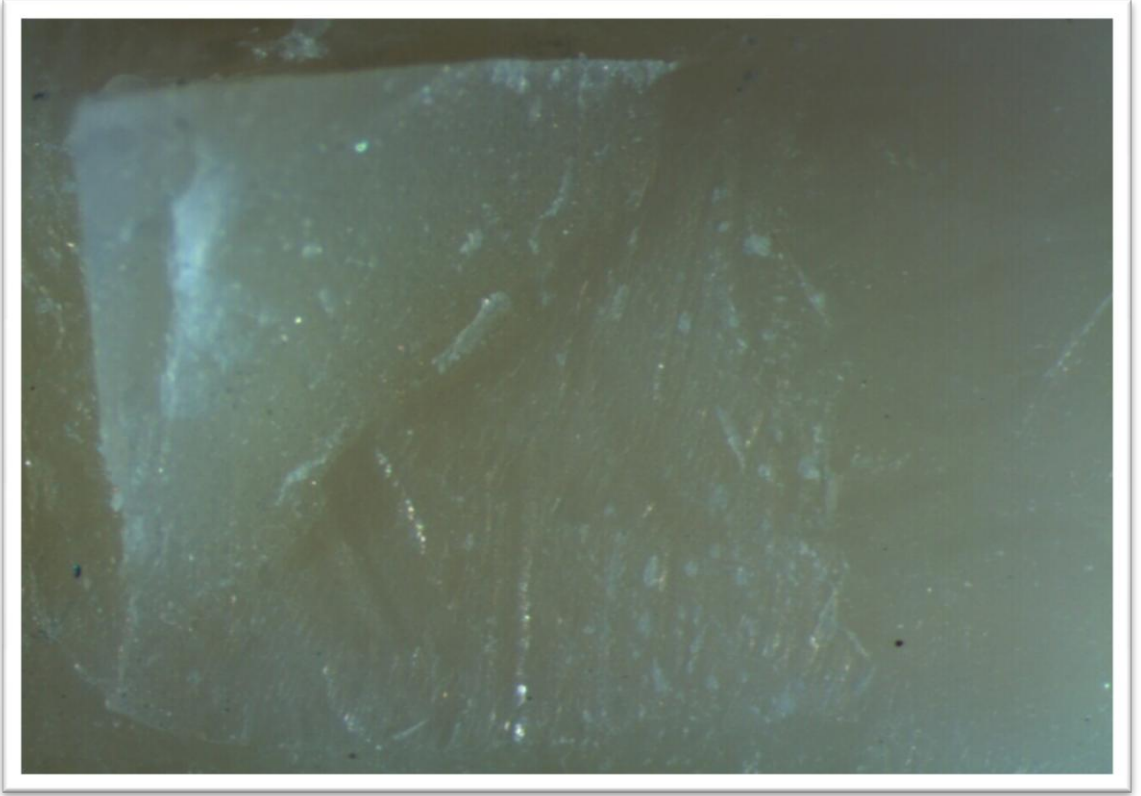
Resim 6.2 : Adeziv Tip Kopma (Mine Yüzeyinde Tip 1 Kopma) Görüntüsü



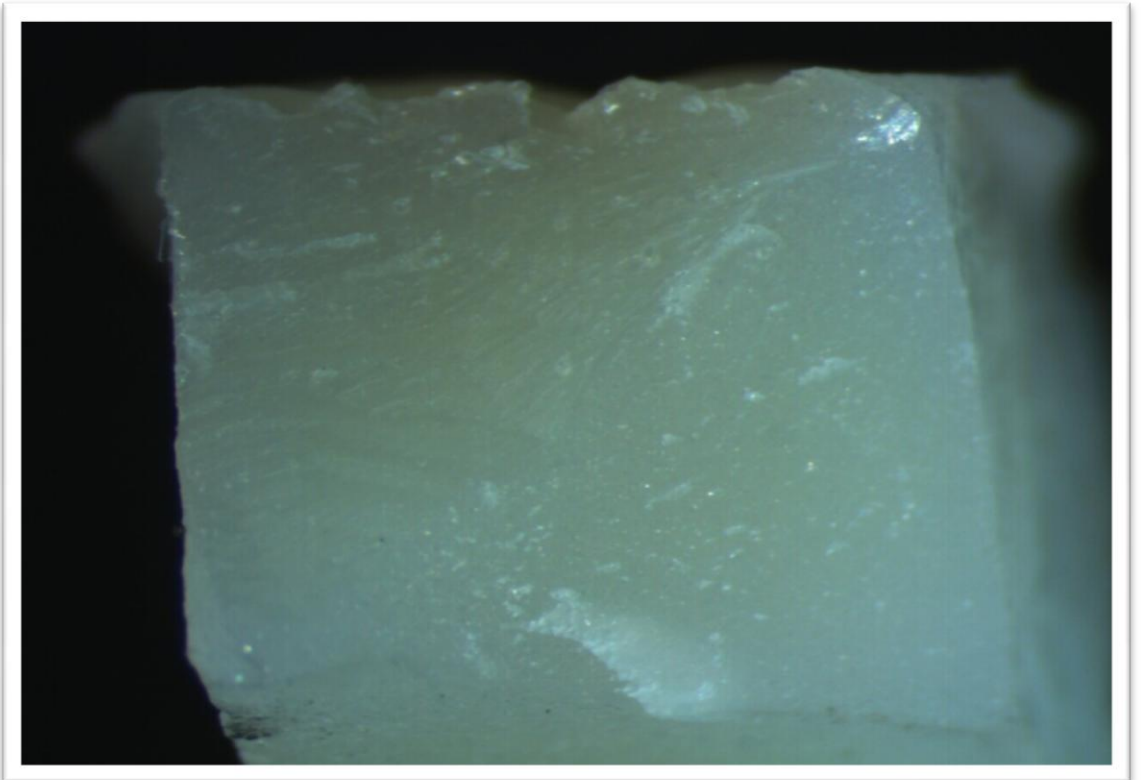
Resim 6.3 : Koheziv Tip Kopma (Tip 2 Kopma) Görüntüsü



Resim 6.4 : Koheziv Tip Kopma (Diş Yüzeyinde Tip 2 Kopma) Görüntüsü



Resim 6.5 : Miks Tip Kopma (Diş Yüzeyinde Tip 3 Kopma) Görüntüsü



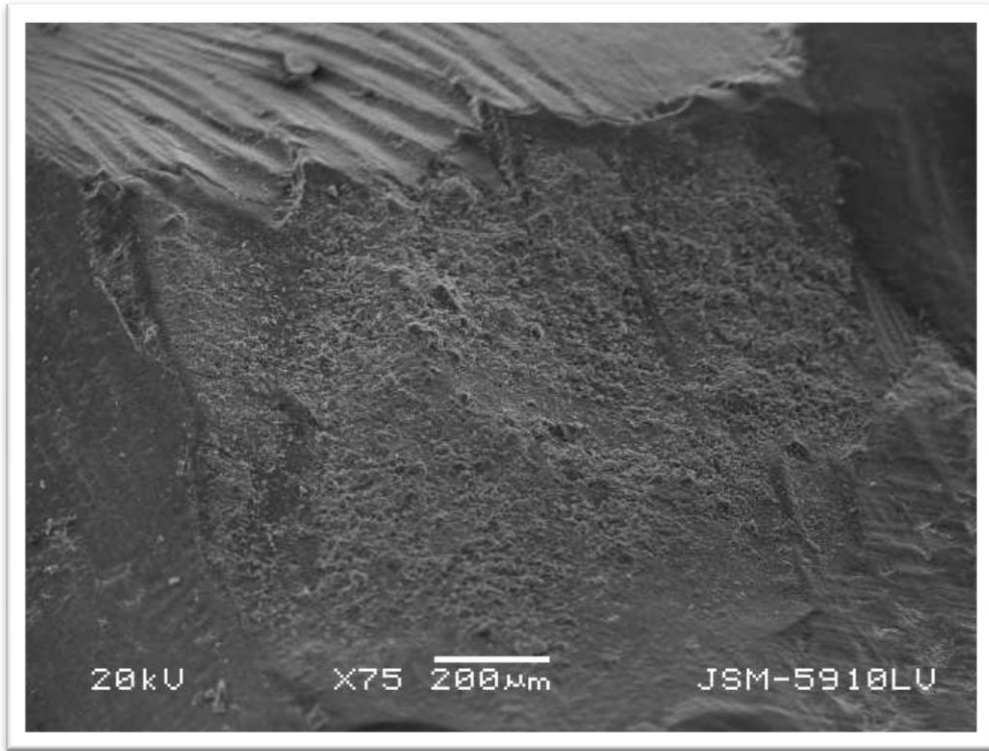
Resim 6.6 : Miks Tip Kopma (Kompozit Yüzeyinde Tip 3 Kopma) Görüntüsü

6.3 SEM Analizi Bulguları

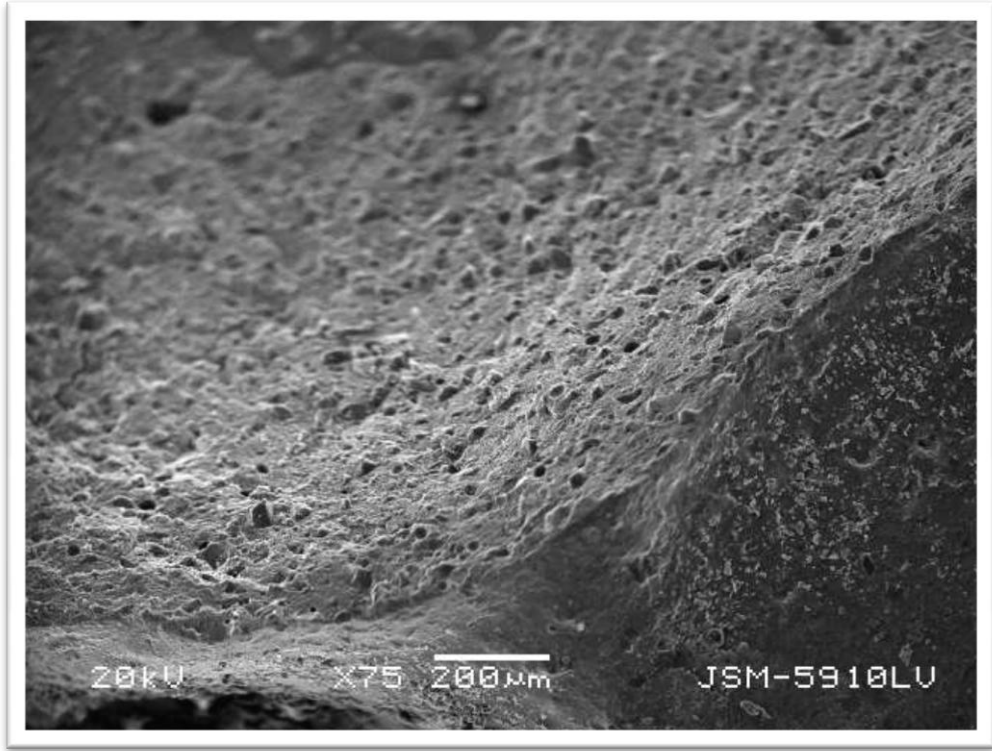
Makaslama testinin gerçekleştirilmesinin ardından her gruptan rastgele 2'şer adet örnek seçilmiştir. Kopma yüzeylerinin değerlendirilmesi amacıyla seçilen dişlerden alınan kesitler inceleme yapılabilmesi için altın kaplama cihazında kaplanarak 20 kV'da incelemeler yapılmış ve aşağıdaki bulgular elde edilmiştir.

Yapılan incelemelerde adeziv, koheziv ve her iki şekilde kopma görülmüştür.

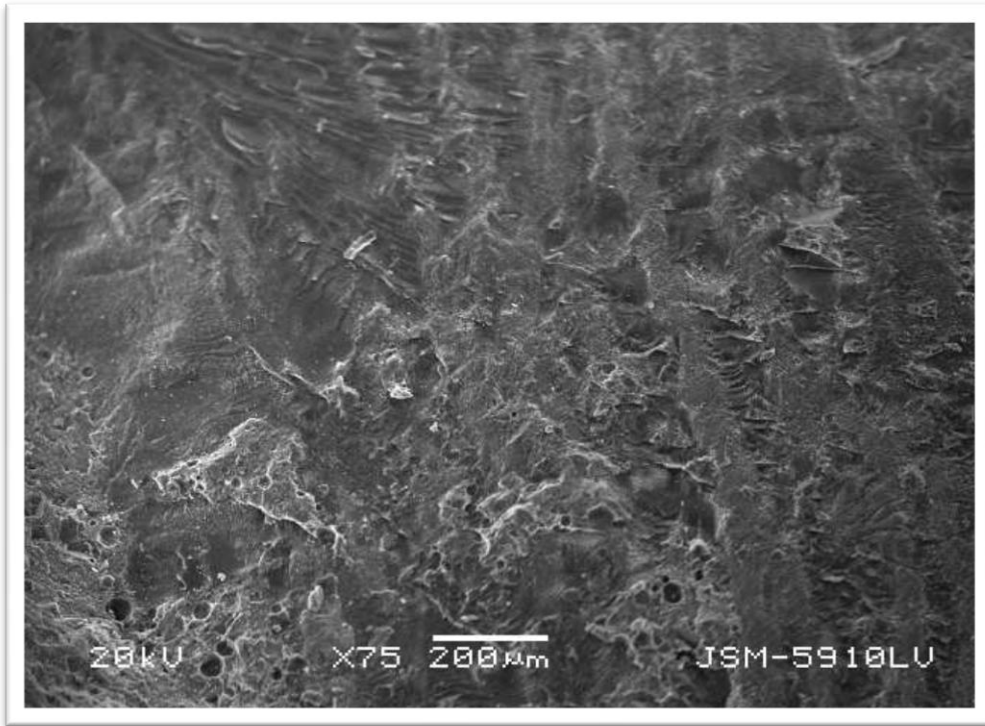
Kontrol grubuna ait total-etch ve self-etch bağlayıcı ajanlar kullanılarak yapılan restorasyonlara ait kopma tipleri ve kopma yüzey görüntüleri Resim 6.7 ve Resim 6.8'de gözlenmektedir:



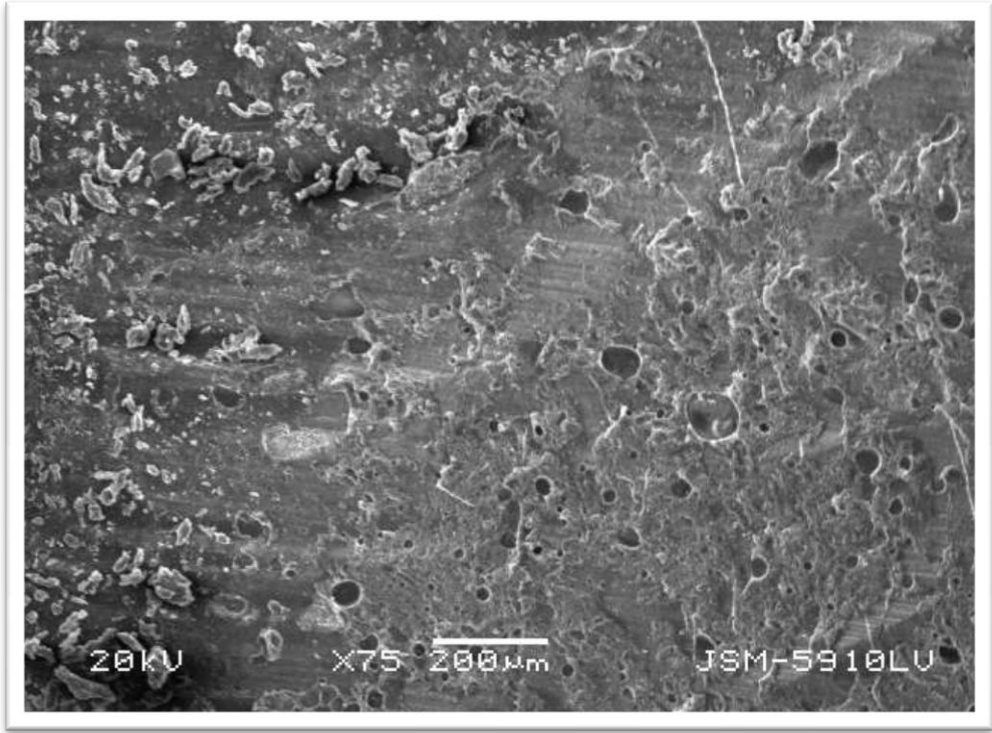
Resim 6.7 : Kontrol Total-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Koheziv Tip Kopma)



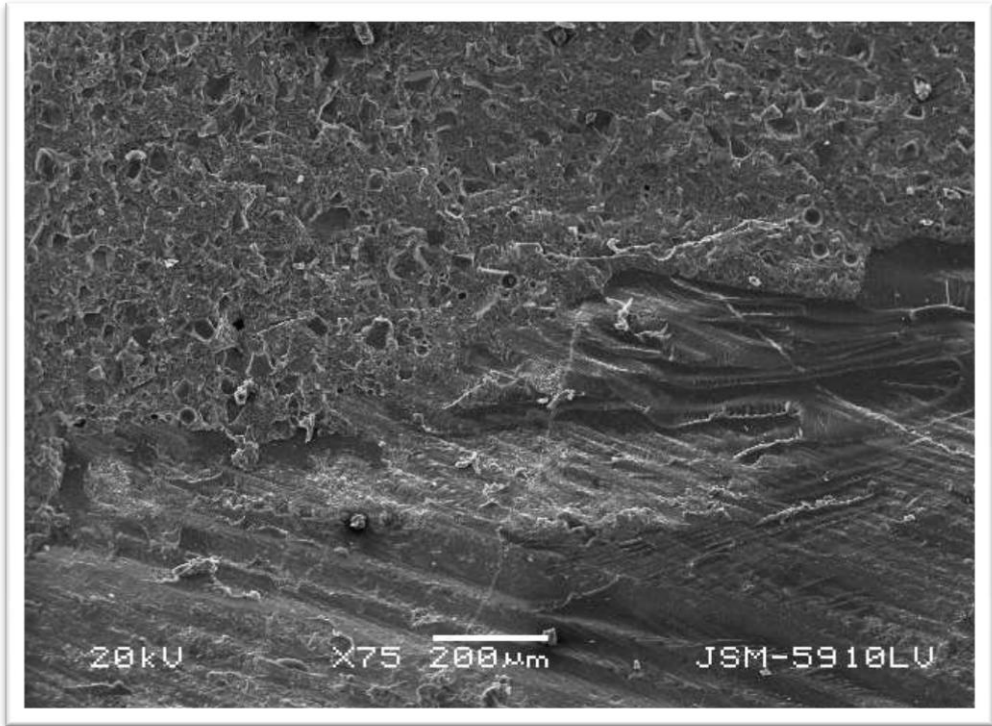
Resim 6.8 : Kontrol Self-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Koheziv Tip Kopma)



Resim 6.9 : Beyond Beyazlatma Sonrası Hemen Restorasyon Yapılan Total-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Miks Tip Kopma)



Resim 6.10 : Beyond Beyazlatma Sonrası Sodyum Askorbat Uygulanan Self-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Adeziv Tip Kopma)



Resim 6.11 : Opalescence Beyazlatma Sonrası Yapay Tükürükte Bekletilen Self-Etch Grubu Kopma Yüzeyi Görüntüsü (Miks Tip Kopma)

6.4 İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HSD testi kullanıldı. Parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Vital dişlere uygulanan beyazlatma işlemi, güvenli ve günümüzde hastalar ve hekimler tarafından çok tercih edilen, iç ve dış renklenmeleri ortadan kaldıran bir tedavi şeklidir. Aktif madde olarak yüksek konsantrasyonda HP (%35-38) içeren beyazlatma jelleri daha etkili ve hızlı sonuç elde edilmesi amacıyla hekim tarafından hastaya uygulanmakta ve gitgide düşük oranda KP içeren ev tipi uygulamalarının yerini almaktadır (153). Bu sebeple çalışmamızda yüksek konsantrasyonda HP içeren ofis tipi beyazlatma ajanları tercih edilmiştir.

Diş dokusuna adezyonu test etmek için ISO, daimi insan dişi veya daimi sığır dişlerinin kullanılmasını önermektedir. İnsan dişi boyutlarının küçük olup, sığır dişi boyutlarının büyük olması araştırmacıları çalışmalarda daha geniş diş dokusundan faydalanılması amacıyla sığır dişi kullanımına yöneltmiştir (96). Ancak, Mason ve ark. (121), sığır dişi dentin yapıları farklı olduğundan bağlantı ile ilgili çalışmalarda insan dişi kullanılması gerektiğini ve en iyi sonucun insan dişiyle elde edildiğini bildirmişlerdir.

Bu nedenle, çalışmamızda ISO'nun önerileri doğrultusunda çürüksüz ve restorasyonsuz üst çene kesici dişleri kullanılmıştır. Çürüksüz ve restorasyonsuz dişlerin tercih edilme sebepleri ise, çürük gibi bir uyarana karşısında tamir dentini oluşumu sonucunda bağlantı dayanıklılığının tespitinde standardizasyonun sağlanamaması, restorasyon varlığının ise beyazlatma jeli için bir rezervuar rolü görmesi söz konusu olacaktır (102).

Seçilen dişlerin standardize edilmesi tek başına yeterli değildir. Bu dişlerin saklama koşullarında da belirli standartlara uyulmalıdır. Bağlantı dayanıklılık testi uygulanacak dişlerin çekim işleminden kullanılacağı ana kadar geçen sürede dehidrate olmasını önlemek amacıyla, solusyon içinde tutulması önerilmektedir (59).

ISO bildirimlerinde distile su veya benzeri ortamlarda saklanan dişlerin mümkünse çekimlerden hemen sonra veya en geç 6 ay içinde kullanılmaları önerilmektedir.

Dişlerin saklandığı solusyon kadar, çekimden sonra ne kadar bekletileceği de önem taşımaktadır. Bu sebeple, çekilmiş dişleri artıklardan arandırdıktan sonra distile su içinde en fazla 3 ay bekletmiş bulunmaktayız.

Beyazlatma işlemi konservatif ve güvenilir bir dental uygulama olarak kabul edilmektedir, ancak; bir takım komplikasyonları da mevcuttur. Bunlar pulpal hasar, dişin kimyasal yapısında değişiklikler, restorasyonlarda mikrosızıntı, eksternal kök rezorpsiyonu ve rezinlerin bağlantı kuvvetlerinde azalma şeklindedir (105).

Beyazlatma işleminin akabinde kullanılan hidrojen peroksit, karbomit peroksit, sodyum perborat maddelerine bağlı olarak, diş yüzeyinde veya iç kısımlarında kalan artık oksijenin rezin-diş bağlantısını inhibe ederek veya rezin polimerizasyonunu engelleyerek bağlanma değerlerini düşürdüğü bilinmektedir (60, 177)

Belirli bir süre geçtiğinde ise, bu artık oksijen ayrışarak ortamdan uzaklaşır ve oksidasyon işlemi azalır. Beyazlatma işlemi sonrasında 1 veya 2 hafta ara verildikten sonra restorasyonun tamamlanması tavsiye edilen bir durumdur. Ancak, çürüğün kök kanalına yakın olduğu veya estetik kaygılar gibi restorasyonun hemen yapılması gereken durumlarda farklı yöntemler uygulanmıştır. Kimyai ve Valizadeh (107) minenin yüzeyel tabakasını ortadan kaldırmışlardır. Barghi ve Godwin (17) beyazlatma yapılmış mineye restorasyondan önce alkol ile muamele etmişlerdir. Hikita ve ark. (93) ile organik çözücüler içeren adeziv ajan kullanmayı tavsiye etmişlerdir.

Lai ve ark.'ları ise hidrojen peroksit veya sodyum hipoklorit ile düşen bağlanma değerlerinin sodyum askorbat antioksidanı kullanımı ile geri kazanılabileceğini bulmuşlardır (110).

Rezinlerin bağlantı kuvvetlerinin azalması, porselen vener, kompozit vener ve kompozit restorasyon yapımında sorun teşkil etmektedir. Çünkü ön dişlerin restorasyonları renk uyumları açısından genellikle diş beyazlatma işleminden sonra yenilenir. Bağlantı kuvvetlerinin düşmesine neden olan durumlar, mine yüzey

pürüzlülüğünün ve mine porozitesinin artması, beyazlatma ajanlarından geriye kalan artık oksijenin oluşturduğu serbest radikallerin polimerizasyonu engellemesi, mikrosertlikteki düşüş, mine ve dentindeki mekanik özelliklerdeki ve kalsiyum, fosfor, sülfür ve potasyum miktarındaki değişiklikler olarak sayılabilir. Bu sebeple, beyazlatma ajanlarının diş dokusu ve restoratif materyaller üzerine etkilerini araştırmaya devam edilmektedir.

Bağlanma kuvvetlerindeki bu düşüşün kompanse edilebilmesi için yapılacaklar, en basit ve kolay uygulanan yöntem olarak, restorasyon yapılarına kadar 24 saatle 3 hafta arasında değişen belli bir süre beklenmesi, dentin dokusu ve dentin tübüllerinin de beyazlatma jelinden etkilendiği düşünüldüğünde etkili ve konservatif bir uygulama olmayan yüzeysel minenin tamamen kaldırılması, tersini içeren literatürler bulunmakla beraber alkol bazlılar yerine aseton bazlı bonding ajan uygulanması, diş yüzeyine alkol uygulanması ve son olarak gittikçe yaygın bir kullanım kazanan antioksidan ajanların jel ve solusyon formlarının kullanılmasıdır (105). Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda beyazlatma ajanlarının bağlanmaya etkisini araştırırken, yapay tükürük solusyonunda bekletmek şartıyla geciktirilmiş restorasyon uygulaması ve sodyum askorbat antioksidan ajanı kullanımı sonrası restorasyonların bağlanma değerlerinin karşılaştırılmasını uygun görmüş bulunmaktayız.

Günümüzde adeziv materyallerin kullanım sıklığının artması ile hemen hemen her gün çok sayıda ürün piyasaya çıkmaktadır. Tüm kullanıcı ve üreticiler için adezivlerin etkinliğini değerlendiren ve kıyaslayan veriler giderek daha önemli bir hale gelmiştir. Adezivlerin etkinliği değerlendirilirken göz önünde bulundurulacak en önemli veri, adezivin diş dokusuna ve materyal yüzeylerine olan bağlantı direncidir. Bağlantı direncinin ölçülmesi adezivlerin etkinliğinin araştırılmasında kullanılan birkaç parametreden sadece biridir. Araştırmalar ağırlıklı olarak bağlantı dayanıklılığına yoğunlaşmıştır.(139, 141, 145)

Adeziv sistemlerin etkinliği, in vitro ve in vivo yapılan çalışmalarla belirlenmektedir. Ancak klinik çalışmalar daha değerli ve etkili olmalarına rağmen yüksek maliyetli olmaları, çok zaman almaları nedeniyle, laboratuvar testleri daha

yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Ayrıca in vivo çalışmalarda hasta takibindeki güçlükler ve bireysel farklılıklar nedeniyle başarısızlık kaynağının her zaman tam olarak belirlenememesi söz konusudur. Manipülasyon, ortamın nemliliği ve örnek seçimi çalışma sonuçlarını etkileyebilir. Laboratuvar testleri ise tek bir değişkeni değerlendirirken, diğer değişkenleri sabit tutar. Yeni materyallerin ve deneysel uygulamaların hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde incelenmesine olanak sağlamaktadır (142).

Laboratuvar testlerinden bağlanma testleri, dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemler arasındadır. Bağlanma dayanımı testleri aynı zamanda 'debonding' testleri, yani 'ayrılma' testleri olarak da isimlendirilmektedir (30).

Mason ve ark., dört adet dentin adeziv sistemin bağlanma dayanım değerlerini in vivo ve in vitro koşullarda hazırlanan örneklerde karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda klinik ve laboratuvar sonuçları arasında belirgin fark olmadığını ve in vitro testlerin güvenilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (84).

Laboratuvarda dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemler olan bağlanma testleri, uygulanan kuvvetin yönüne göre adlandırılmaktadır. Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken, makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir. En çok tercih edilen bağlanma direnci ölçümü metodu makaslama testidir (30, 39, 108).

Bağlanma direnci deneyleri için çekme ve mikro-çekme ile makaslama ve mikro-makaslama testleri yapılmaktadır. Makro testlerde dental restorasyon boyutlarına yakın örnekler kullanılır. Mikro testler ise daha küçük test alanı boyutlarına sahip örnekler ile gerçekleştirilir. Mikro testlerde bir dişten birden fazla örnek alındığı için numune sayısı azdır ve bu örneklerin farklı test örnekleri gibi değerlendirilmesi yanıltıcı olabilir. Mikro-test metodları teknik olarak zordur. Örneklerin hazırlanması sırasında yanlış kuvvet uygulanımı veya vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına sebep olur. Mikro testlerde 5 MPa 'nın altındaki bağlanma

dirençlerinin ölçümü son derece güçtür. Testler esnasında uygulanan kuvvetlerin akslarının istenen şekilde olabilmesi için özel düzenekler gerekmektedir. Bu çalışmada, bağlanma dirençlerinin ölçülmesinde makro-test düzenekleri kullanılmıştır (108, 147).

Bağlantı direncinin değerlendirilmesinde kullanılan test metodları her laboratuarda farklı sonuç verebilir. Sonuçların karşılaştırılması için eşit test şartlarının sağlanması gerekmektedir. Bu durumda farklı araştırmaların sonuçlarının karşılaştırılması mümkün değildir. Bağlanma direnci ölçümünde, kullanılan dişlerin yapısal özellikleri, yaşı, test metodundaki farklılıklar, test öncesi bekletilme koşulları, materyalin kalitesi ve uygulama şekli, örneğin geometrisi ve yüzey alanı gibi farklılık sonuçların sayısal değerlerinin karşılaştırılmasını imkansız kılar. Bağlanma dirençleri aynı çalışmada yer alan farklı örneklerin değerlendirilmesi ve birbirleriyle kıyaslanmasında kullanılabilir (39, 147, 157).

Makaslama testi çalışmalarında restorasyonların küp ya da dikdörtgenler prizması şeklinde hazırlanması tercih edilir. Yaptığımız çalışmada düz profilin restorasyonu 180° sarabilmesi için silindir yerine 4 mm boyutlarında küp şeklinde restorasyonlar yapılmıştır. Restoratif materyallerin teflondan kolaylıkla çıkarılabilmeleri nedeniyle teflon kalıp tercih edilmiştir.

Bağlantı dirençlerinin ölçüldüğü bir çok çalışmada kuvvet uygulayan ucun yaklaşma hızı 0.5 mm/dk ile 5 mm/ dk değerleri arasında değişmektedir. ISO standartlarına göre; yaklaşma hızı 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak belirtilmiştir. Bu değerlerin üzerindeki hızların kullanıldığı makaslama test metodları, bağlantı direncinin değerlendirilmesinde gerçekçi sonuçları yansıtmamaktadır (96). Çalışmamızdaki tüm testler yapılırken cihazın yaklaşım hızı 0.5 mm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır.

Isısal çevirim işlemi, bağlantı dayanımının değerlendirilmesinde kullanılan, oral kavitede yeme, içme sırasında oluşan ısı değişikliklerini taklit eden ısısal yorgunluğu ölçen bir metoddur. Isısal çevirim, kompozitin termal büzülme ve genişleme

katsayısına bağlı olarak, diş-materyal arayüzünde sürekli genleşme ve büzülme stresi oluşmasına neden olur. Bu durumda, bağlantı yüzeyi boyunca çatlaklar ilerler ve açıklık oluşur. Farklı boyutlarda oluşan açıklık ara yüzeyde sıvı girişi veya çıkışına izin verir. Böylece ısısal çevirim işleminden sonra adezyonda başarısızlık ve bağlanma değerlerinde azalma görülür (191).

Ernst ve ark. (67) oral kavitede ortaya çıkan, en çok rastlanılan sıcaklık aralığının 5-55 C° olduğunu ispatlamışlardır.

Lehman ve ark. (112) fiberle güçlendirilmiş polimer kuronlara, rezinin simantasyon tekniğinin etkisini inceledikleri çalışmalarında, örneklere 5-55 C° 10000 çevirim ile yaşlandırma ve ısısal çevirim uygulamışlar ve kırılma dayanıklılığının anlamlı şekilde azaldığını bulmuşlardır.

Biz de çalışmamızda örneklere 5±2 C° ve 55±2 C° ‘ de 30 sn daldırma süresinde 10000 defa ısısal çevirim uygulaması yapmış bulunmaktayız.

Beyazlatma işlemi sonrası bağlanma değerlerindeki düşüşün önlenmesi için pek çok yöntem önerilmesine rağmen en çok tavsiye edileni, belli bir süre bekledikten sonra restorasyonun yapılmasıdır. Bu sürenin 1 saat ile 4 hafta arasında değiştiğini söyleyen çalışmalar olmasına rağmen, (42, 61, 177) en çok tavsiye edilen 1 hafta süreyle beklenmesidir (25, 79, 169). Bazı çalışmalarda da beyazlatma ile restorasyon arasında geçen zamanın 2 hafta olması tavsiye edilmektedir (25, 169). Bu sürenin 3 hafta olabileceğine dair çalışmalarda bulunmaktadır (42). Konu ile ilgili in vitro çalışmalar bekleme süreleri üzerine yoğunlaşmış, farklı bekleme süreleri ve kullanılan bekleme solusyonları açısından çeşitlilik göstermektedirler. Amaç ağız ortamını en iyi şekilde taklit edecek ortamı oluşturmaktır.

Bekleme süreleri ile ilgili farklı görüşler olmasına rağmen, minenin bir remineralizasyon solusyonu içindel hafta bekletildiği takdirde değişen özelliklerini geri kazandığı ve optimum adezyonun elde edilebileceği bir duruma kavuştuğu

belirtilmiştir (124). Yaptığımız çalışmada numunelerin bir hafta süre ile yapay tükürük solusyonunda bekletilmesi sağlanmıştır.

Ev tipi beyazlatma ajanlarının bağlanma diş dokusu- rezin bağlantısı üzerine etkilerini araştıran pek çok çalışma varken, ofis beyazlatma sistemlerinin restoratif materyaller üzerindeki etkisiyle ilgili çok fazla çalışmaya rastlanmamaktadır. Ofis tipi beyazlatma ajanlarının günümüzde sıklıkla kullanılan kompozit rezinlere etkisi konusunda yeterli verinin olmaması bu alanda araştırmaların yapılmasına ihtiyaç olduğunu gösterir. (143).

Çalışmamızda beyazlatma ajanlarının uygulama süreleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda 20x3 olmak üzere toplam 60 dakikadır. Gurgan ve ark. (81) ajanların artan konsantrasyonlarının ve beyazlatma süresinin uzamasının bağlantı değerlerini daha da düşüreceğini söylemişlerdir. Thompson (173), yaptığı çalışmada, beyazlatma sürelerinin yapay olarak fazla uzatıldığını ve buna bağlı olarak kliniğe yönelik sonuçların sınırlandırıldığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda ofis tipi beyazlatma ajanı olarak %35 HP içeren Beyond Max ve %38 HP içeren Opalescence Xtra Boost kullanılmıştır. Beyazlatma ajanı uygulandıktan sonra bağlanma değerlerindeki değişikliklerin incelendiği pek çok çalışmada %10, %15, %20 HP içeren ev tipi beyazlatma ajanları tercih edilmiştir. Opalescence Xtra Boost ile yapılan beyazlatma sonrası bağlanma değerlerini inceleyen çalışma sayısı çok azdır. Beyond Max ile yapılan iki çalışmada ise örneklerin yüzey pürüzlülüğüne bakılmıştır (7, 85). Bağlanma değerlerinin incelendiği bir çalışma yoktur. Bu sebeple, yaptığımız çalışmada daha yüksek konsantrasyonda HP içeren ofis tipi beyazlatma ajanlarının bağlanmaya etkisi incelenmiştir.

Adeziv dişhekimliğinde temel hedef, dişlerde minimum doku kaybı ile rezin ve diş dokusu bağlantısının mükemmel bir seviyede oluşturulması ve bunun korunmasıdır. Etkili bir bağlanma, mikrosızıntının azalması, duyarlılık oluşumunun önlenmesi, retansiyonun artması ve çürüğe direncin yükselmesi için gereklidir. Bu

alandaki yapılan gelişmeler, uygulamaların daha kolay bir hale gelmesini ve aşamaların azaltılması yönünde olmaktadır.

Adeziv sistemler, bağlanma mekanizmaları, kimyasal içerikleri, uygulama yöntemleri, piyasaya çıkış sıraları gibi özelliklere göre sınıflandırılmıştır. Ancak güncel olarak; rezinin dentine bağlanmasında mevcut olan temel teknikler, total etch (TE) ve self etch (SE) şeklinde tanımlanmaktadır, 3 aşamalı total etch, 2 aşamalı total etch ve 2 aşamalı self etch ve tek aşamalı self etch olarak 4 ayrı kategoride incelenmektedir (171).

Beyazlatma yapılmış dişlerde bağlanma kuvvetlerinin incelendiği pek çok çalışmada total etch ve self etch adeziv sistemler karşılaştırılmıştır (27, 130, 140, 169, 179). Bu çalışmaların tamamının sonucunda, total etch veya self etch ayırt etmeksizin, bağlanma değerlerinin beyazlatma jelinin uygulama süresi ve konsantrasyonuna göre değişmek kaydıyla azaldığı tespit edilmiştir. Ancak, sodyum askorbat antioksidan ajanının total etch ve self etch bağlanma değerlerine olan etkisinin karşılaştırıldığı tek bir çalışma vardır (105). Bu çalışmada bekleme süresi bizim çalışmamızdaki gibi bir hafta olmakla beraber, bekleme solusyonu yapay tükürük değildir.

Yaptığımız çalışmada, bağlanma değerleri kontrol grubunda karşılaştırılmış olan total etch iki aşamalı Adper Single Bond 2 ve self etch tek aşamalı Clearfil Tri S Bond adeziv ajanları, beyazlatma jelleri uygulandıktan hemen sonra, 1 hafta yapay tükürükte bekletme sonunda ve sodyum askorbat antioksidan ajanı uygulandıktan sonra bağlanma değerleri açısından tekrar karşılaştırılmışlardır.

Yapılan çalışmalarda adezivin düz diş yüzeyine veya kaviteye uygulanmasının farklı sonuçlar doğurduğu belirtilmektedir. Polimerizasyon büzülme kuvvetleri üzerine kavite tipinin etkisi konfigürasyon faktör (C-Faktör) olarak isimlendirilirler ve bağlantı sağlanan yüzey sayısının, bağlantının gerçekleşmediği yüzey sayısına bölünmesiyle bulunur. C değeri arttıkça polimerizasyon büzülme streslerinin arttığı, kompozitin akıcılık kapasitesinin azaldığı bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda, C

faktör 2 veya 3 olduğunda elde edilen bağlanma dayanımlarının düz yüzeydekilerden daha düşük olduğu saptanmıştır. Bu çalışmada da kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi esnasında oluşan streslerin azaltılması amacıyla, adeziv sistemler düz mine yüzeyine uygulanmıştır (40, 193, 194)

İn vitro çalışmalarda beyazlatma yapılmış doğal dişleri 1 hafta distile suda beklettikten sonra elde edilen bağlantı kuvvetinin beyazlatma yapılmamış örneklerdekine eşit değerlerde olduğu belirtilmiştir (137, 164). Bunun yanında tükürük veya salin solusyonları da in vitro çalışmalarda sıklıkla kullanılır (179). Yapay tükürük kullanımı ile daha tatmin edici sonuçlar elde edilen çalışmalar mevcuttur (132).

Sadece su kullanarak ağız ortamını taklit etmek yetersiz kalmaktadır. Materyallere göre farklılık göstermesine rağmen, ağız ortamının kimyası dikkate alınmalıdır. Bu sebeple enzim içeriği olmayan, inorganik içerikli yapay tükürük kullanmak çok daha doğru bir yaklaşımdır (132).

Çalışmalarda farklı yapay tükürük solusyonlarına rastlanmaktadır (114). İnsan tükürüğüne elektrolit dengesi bakımından çok yakın ve pH 'ı 7 olan ve içeriği 1g sodyum karboksimetil selüloz, 4.3 mg xylitol, 0,1 g potasyum klorid, 5 mg kalsiyum klorid, 40 mg potasyum fosfat, 1 mg potasyum tiyosiyanat'ın 100 g distile suda çözünmesinden oluşan yapay tükürük formülü pek çok çalışmada kullanılmıştır (79). Çalışmamızda yapay tükürük oluşturmada bu formülü kullanmış bulunmaktayız.

Sodyum askorbat, C vitamini olan askorbik asitin pH'ı 7 olan bir türevidir. Askorbik asit antioksidan olmasına rağmen asidik pH'a sahip olduğu için beyazlatma sonrası kullanılması tavsiye edilmez. SEM görüntülerinde askorbik asit uygulanan mine yüzeyleri, asit uygulanmış mine yüzeyleri gibi görüntü vermektedir (140). Ancak Muraguchi ve Suzuki 2007'de yaptıkları çalışmada beyazlatma uyguladıkları sığır dişlerine, 1 dk %10'luk askorbik asit uygulamışlar ve askorbik asit uygulamasının bağlanma değerlerini yükselttiğini söylemişlerdir. Bu işlemi, artık oksijeni ve serbest radikalleri nötralize ederek gerçekleştirmektedir (130).

Kimyai ve Valizadeh (107) yaptıkları çalışmalarında %10'luk sodyum askorbatın jel formunun dişlere 3 saat uygulanması sonucu bağlanma değerlerinin yükseldiğini söylemişlerdir. Yine başka çalışmaların sonuçlarına göre antioksidan uygulamasının etkili bir sonuç için en az 60 dk sürmesi gerekmektedir. Bu sürelerin klinik uygulama için kabul edilir olmadığı söylenmektedir (169).

Türkün ve Kaya (179) ise sodyum askorbat uygulanım süresini 10 dk' ya indirmişler ve bu sürenin hem düşen bağlanma değerini geri kazanmada yeterli bir süre olduğunu hem de klinik uygulama için 10 dk sürenin kabul edilebilir bir zaman olduğunu belirtmişlerdir.

Masoomah ve ark. (169) yaptıkları çalışmalarında sığır dişlerinin beyazlatma sonrası bağlanma değerlerinin beyazlatma yapılmamış örneklerle karşılaştırmadan önce, gruplara 5 dk ve 10 dk'lık sodyum askorbat uygulamışlar ve antioksidan uygulamasının bağlanma değerlerini yükseltmediğini açıklamışlardır. Bu çalışmalar ışığında, çalışmamızda beyazlatma yapılmış dişlere restorasyon yapılmadan önce 5 dk boyunca sodyum askorbat antioksidan ajanını solusyon formunda uygulamış bulunmaktayız.

Titley ve ark. (176) beyazlatma yapılmış ve yapılmamış sığır dişlerine uyguladıkları restorasyonları 1 gün ve 7 gün distile suda beklettikten sonra numunelere çekme ve makaslama testi uygulayarak bağlanma dayanımlarını incelemişler ve %35'lik HP uygulamasının bağlanma değerlerini ciddi oranda düşürdüğünü bulmuşlardır. Bir hafta bekleme süresi sonrasında %35'lik HP uygulanan örneklerin bağlanma dayanım değerleri, 1 günlük bekleme süresi sonrası elde edilen değerlerle karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık görülmemiştir. Yaptığımız çalışmada HP uygulamasının rezinlerin bağlanma değerlerini anlamlı derecede düşürdüğünü bulduk. Ancak; 1 haftalık yapay tükürük solusyonunda bekletme sonrasında beyazlatma işleminden sonra düşen bağlanma dayanımı değerlerinin, kontrol grubu ile anlamlı farklılık yaratmayan

değerlere tekrar yükselmiş olduğu gözlemlendi. Sonuçlardaki bu farklılığın bekleme solusyonlarının farklı olmasına bağlı olduğunu söyleyebiliriz.

Karabulut ve ark. (103) lazerle aktive edilen beyazlatma sonrası uygulanan farklı restoratif materyallerin makaslama bağlanma değerlerini incelemişler ve numuneleri 3 hafta boyunca yapay tükürük solusyonunda bekletmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, lazerle aktivasyon sonucu beyazlatma sistemlerinin etkinliğinin arttığı ve bu tarz sistemlerle beyazlatma yapıldığında ısı ve ışıkla aktivasyon yapılmayan sistemlerden daha uzun bekleme süresi gerektiği bulunmuştur. Total etch ve self etch sistemler karşılaştırıldığında ise total etch bağlayıcı ajanlar, self etch bağlayıcı ajanlardan daha yüksek bağlantı dayanımı değeri elde etmiştir. Biz de, yaptığımız çalışmada Karabulut ve ark. ile uyumlu olarak total etch ajan olarak Adper Single Bond 2 ve self etch ajan olarak Clearfil Tri S Bond kullanmış bulunmaktayız. Çalışmamızın sonucunda, beyazlatma yapılmamış kontrol grubunda total etch ajan 23.68 MPa, self etch ajan 21,27 MPa bağlanma değerinde olup, iki değer arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Beyazlatma işlemi sonrası uygulama farklılığı gözetmeksizin total etch ajan 15.80 MPa, self etch ajan ise 16.26 MPa bağlanma değeri ortalamalarına sahip olup, değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamasına rağmen self etch ajan değerleri yüksek çıkmıştır. Çalışmaların sonuçları arasındaki farklılığın sebebi olarak, Karabulut ve ark. kimyasal yolla aktive olan Opalescence Xtra Boost beyazlatma jelini galyum-aluminyum-arsenid lazer ile aktive etmeleri ve bekleme süreleri ile kompozit numunelerin hazırlanmasında farklı prosedürler izlemeleri sayılabilir.

Sunfeld ve ark. (168) yaptıkları çalışmada insan premolar dişlerine, Opalescence Xtra ile, ışıkla aktive ederek beyazlatma işlemi uygulamış ve beyazlatma sonrası, 1 hafta, 2 hafta ve 3 hafta yapay tükürükte beklettikten sonra restorasyon yaparak rezin tag formasyonunu ışık mikroskopunda incelemişlerdir. Sonuç olarak, hemen restorasyon gruplarında rezin tag formasyonunun kontrol grubu ve diğer gruplara oranla daha kısa olduğunu (8.22 μm) bulmuşlardır. 1 hafta (12.36 μm), 2 hafta (11.98 μm) ve 3 hafta (13.22 μm) sonunda elde edilen değerler kontrol grubuna (12.35 μm) yakın değerler olup, aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

bulunmamaktadır. Çalışmanın sonucuna göre, beyazlatma sonrası restorasyon yapımından önce bir hafta beklenmesi yeterli görülmektedir. Çalışmamızda bu çalışmaya paralel olarak, restorasyon yapımından evvel 1 hafta yapay tükürük solusyonunda bekletilmiş numunelere ait bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubu değerleri ile istatistiksel olarak anlamlı farklılık içermemektedir. Bir haftalık bekleme süresi yeterli kabul edilmektedir.

Gürkan ve ark. (81) ofis ve ev tipi beyazlatma ajanı uyguladıkları dişlere işlemiden hemen ve 15 gün sonra total etch ve self etch adeziv ajanları ile restorasyon yapmışlar ve numuneleri makaslama testine tabi tutmuşlardır. Sonuç olarak, self etch ajanın bağlanma değeri, total etch ajanın değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Hemen restorasyon yapılan grupta, 15 gün bekleme yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bağlanma değerlerinin beyazlatma işleminden etkilenmediği tespit edilmiştir. Bu çalışmanın aksine bizim çalışmamızda total etch ve self etch ajanlar arasında bağlanma değerleri açısından kontrol gruplarında ve beyazlatma sonrası gruplarda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Hemen restorasyon yapılan gruplarda ise bağlanma değerleri anlamlı derecede düşüktür ve 1 haftalık bekleme süresi bağlanmanın tekrar ideal seviyelere ulaşması için yeterli bir süre olarak saptanmıştır. Beyazlatma işlemi rezinlerin bağlanma değerlerini etkilemektedir.

Bittencourt ve ark. (27) yaptıkları çalışmalarında insan dişlerine ait mine dentin dokusu bloklarını gönüllü deneklerin maksiler 1. molar ve 2. premolar dişlerinin bukkal yüzlerine adapte edip, numunelere ofis tip beyazlatma ajanı uygulamışlardır. Ardından mine ve dentin bloklarına hemen beyazlatma sonrası ve 1, 2, 3 hafta sonra deneklerin ağız ortamından çıkarılıp total etch adeziv ile restorasyon yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda hemen restorasyon gruplarına ait bağlanma değerleri anlamlı derecede düşük olup, 1, 2, 3 hafta sonundaki değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Yaptığımız çalışmayla uyumlu olarak bir haftalık bekleme süresinin yeterli olduğu bulunmuştur.

Muraguchi ve ark. (130) beyazlatma yapılmış sığır mine ve dentin yüzeylerine beyazlatma işleminden sonra %10' luk askorbik asit antioksidanını 1 dk boyunca uyguladıktan sonra restorasyonların bağlanma dayanımı değerlerini ölçmüşlerdir. Antioksidan ajan olarak askorbik asit uygulaması bağlanma dayanımı değerlerini yükseltmede yeterli bulunmuştur. Bunun sebebini, askorbik asitin iyi bir antioksidan olarak artık oksijeni ortamdan uzaklaştırabilmesi ve pH'nın 2 olması nedeniyle asidik yapının mine ve dentinin bağlanma kapasitesini arttırması olarak açıklamışlardır.

Khoroushi ve ark. (105) insan keser dişlerine Opalescence %20 PF ile beyazlatma işlemi uygulamışlardır. 6 saat boyunca sodyum askorbat antioksidan ajanı uygulanan örnekler, 1 hafta nemli ortamda bekletilen örneklerle makaslama bağlanma dayanımı açısından karşılaştırılmıştır. Adeziv ajan olarak, total etch, 2 aşamalı self etch ve 'all in one' olarak da bilinen tek aşamalı self etch ajan kullanılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre, beyazlatma işlemi bağlanma dayanımı değerlerini düşürmüştür, total etch ajan kullanıldığında beyazlatma sonrası daha yüksek değerler elde edilmiştir. 1 hafta bekleme süresi başlangıç bağlantı değerlerinin elde edilmesi için tek aşamalı self etch ajanlar için yeterli bulunmamıştır. Sodyum askorbat antioksidan ajanı bağlantı dayanımı değerlerinin geri kazanılması için yeterli bir uygulamadır, ancak bazı adezivlerin kimyasal içeriğini etkileyip etkilemediğinin belirlenmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır denilmiştir. Sodyum askorbat uygulaması tek aşamalı self etch ajanın bağlantı dayanımı değerini arttırmamıştır. Çalışmamızda kullanılan adezivlerin farklı markalar olması sebebiyle total etch ve self etch ajanlar arasında beyazlatma işlemi yapılmış olsun olmasın farklılığa rastlanmamıştır. Sodyum askorbat ajan klinik uygulamaya daha uygun bir süre olarak 5 dk uygulanmıştır. Sodyum askorbat ajan uygulaması bağlantı dayanımı değerlerini hem total etch, hem self etch ajanlar için arttırmamıştır.

Tabatabaei ve ark. (169) sığır dişlerine ait dentin yüzeylerine Opalescence Quick ile beyazlatma yaptıktan sonra bir gruba 1 hafta distile suda bekletme sonrası, iki gruba 5 ve 10 dk sodyum askorbat antioksidan ajanı uygulaması sonrası, bir gruba

ise hemen restorasyon yapmışlardır. Yapılan makaslama testi sonuçlarına göre antioksidan ajan uygulaması bağlanma değerlerini yükseltmemişken, 1 hafta distile suda bekletme işlemi, düşen değerlerin geri kazanılmasında yeterli olmuştur. Bu çalışmanın sonucu, yaptığımız çalışmayla paralellik göstermektedir.

Türkün ve ark. (179) değişik konsantrasyonlardaki KP sığır keser dişleri minelerine uygulamışlar, daha sonra beyazlatma sonrası hemen, 10 dk %10'luk sodyum askorbat uygulaması sonrasında, 1 hafta yapay tükürükte beklettikten sonra restorasyon yaptıkları numunlerin makaslama bağlanma dayanımı değerlerini ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda, 1 hafta yapay tükürük uygulamasının ve 10 dk %10'luk sodyum askorbat uygulamasının bağlanma dayanımı değerlerini kontrol grubu ile aynı seviyelere çıkardığı bulunmuştur. Bu çalışmada Lai ve ark. çalışmasının aksine 10 dk antioksidan uygulamasının yeterli olduğu söylenmiştir. Sodyum askorbat ve yapay tükürük içerik ve uygulama şekilleri açısından bizim çalışmamızla aynı olan bu çalışmada, sodyum askorbat uygulama süresi ve beyazlatma ajanları tipleri ve konsantrasyonları çalışmamızla farklılık göstermektedir. Sodyum askorbat antioksidanının bağlanma dayanımı değerlerine etkisindeki farklılığın buradan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Oskae ve ark. (140) yaptıkları çalışmada sığır dişlerini ev tipi beyazlatma işlemine tabi tuttukten sonra bazı gruplara 30 dk sodyum askorbat uygulayıp mine yüzeylerinin yüzey morfolojisini ve mikrosertliğini incelemişlerdir. Sonuçta %35'lik KP uygulamasının ve buna ilaveten yapılan %10'luk sodyum askorbat uygulamasının mine mikrosertlik değerlerini değiştirmedigini bulmuşlardır. Değerler beyazlatma yapılmamış mine yüzeylerine ait değerlere yakın bulunmuştur.

Bulut ve ark. (35) ortodontik sebeplerle çekilmiş insan maksiler premolar dişlerine %10 KP içeren ev tipi beyazlatma ajanı uygulamışlar ve işlemten hemen sonra, 1 hafta yapay tükürük solusyonunda beklettikten ve %10'luk sodyum askorbat uyguladıktan sonra dişlere bağladıkları braketleri çekme testine tabi tutmuşlardır. Çalışmanın sonucuna göre 10 dk %10'luk sodyum askorbat uygulaması ve 1 hafta yapay tükürük solusyonunda bekletme işlemi beyazlatma yapılmamış kontrol

grubuna ait çekme testi değerlerinin elde edilmesinde etkili ve yeterli yöntemler olarak bulunmuştur. Çalışmamızda, beyazlatma ajanı olarak daha yüksek konsantrasyondaki ofis tipi ajan kullanımı ve sodyum askorbat uygulanım süresini daha kısa tutulması bu iki çalışma sonuçları arasındaki farklılığı açıklamaktadır.

Gökçe ve ark. (79) %10 KP içeren beyazlatma ajanını çekilmiş insan molar dişlerine uygulamışlar ve yapay tükürük solusyonunda bekletme ve 10 dk %10'luk sodyum askorbat uygulaması sonrasında bu dişlere tam seramik (Empress 2, Ivoclar, Schann, Liechtenstein) blokları rezin simanla bağlamışlardır. Ardından makaslama testine tabi tutulan örnekler için sonuçlara göre, beyazlatma işlemi ile düşen bağlanma değerlerini yükseltmede, 1 hafta bekleme süresi ve 10 dk antioksidan ajan uygulaması hekimler tarafından güvenle seçilebilecek yöntemler olduğu belirlenmiştir.

Souza Gabriel ve ark. (163) insan üst kanin dişlerine %38'lik HP (Opalescence Xtra Boost) ve %38 'lik HP' i (Brightness, Kondortech) LED - Lazer sistem ile aktive ederek intrakoronel beyazlatma yaptıkları dişlere restorasyon yaptıktan sonra, numuneleri makaslama testine tabi tutmuşlardır. Hemen restorasyon, 3,7,10 ve 14 gün bekledikten sonra restorasyon işlemlerinin sonunda elde edilen değerler içinde, 10 ve 14 gün sonra yapılan restorasyonlara ait değerler beyazlatma yapılmamış örneklerle aynı değerde bulunmuştur. Bu sürede, numuneler yapay tükürükte bekletilmiştir. Çalışmanın sonucu, beyazlatma işlemine bağlı oluşan bağlanma değerlerindeki düşüşün en az 10 gün bekleme sonrası restorasyon yapıldığında önlenilebileceği şeklindedir.

Uysal ve ark. (182) alt keser dişlere %16'lık HP ile intrakoronel beyazlatma işlemi uygulamışlar ve hemen beyazlatma sonrasında, 30 gün yapay tükürükte bekletme sonrasında ve 10 dk sodyum askorbat antioksidanı uyguladıktan sonra dişlere yapıştırdıkları braketlerin bağlanma dayanımı değerlerini makaslama testi uygulayarak saptamışlardır. Çalışmanın sonucuna göre 10 dk sodyum askorbat antioksidan ajanı uygulaması bağlanma dayanımı değerlerini yükseltmiş ve beyazlatma yapılmamış örneklerle aynı değerler elde edilmiştir. 30 gün yapay

tükürükte bekletme ve hemen restorasyon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Çalışmamızın sonuçlarının intrakoronel tekniklerin kullanıldığı çalışmalarla benzerlik göstermemesinin temel nedeni, beyazlatmanın pulpa odası ve mine yüzeyi gibi morfolojik ve kimyasal olarak farklı yapıya sahip yüzeylere uygulanması, beyazlatma tekniği ve kullanılan beyazlatma jeli konsantrasyonundaki farklılıklar olarak kabul edilebilir.

Karabulut ve ark. (103) yaptıkları çalışmada lazerle aktive edilen beyazlatma işlemi sonrası farklı adeziv sistem ve restoratif materyaller kullanılarak yapılan restorasyonlara makaslama testi uygulanmış ve oluşan kırık tipleri stereomikroskopta incelenmiştir. Elde edilen sonuçlarda koheziv tip kırığa hiç rastlanmazken, en çok miks tipte kırık total etch bağlayıcı ajan uygulanan örneklerde gözlenmiştir. Bu sonuç, Gürkan ve ark. (83), yaptığı çalışma sonuçları ile uyumludur. Yaptığımız çalışmada total etch ve self etch bağlayıcı ajanlara ait kırık tipleri arasında fark gözlenmemektedir. Koheziv tipte kırık, self etch bağlayıcı ajan kullanılan gruplarda, total etch kullanılan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla bulunmaktadır.

Khoroushi ve ark. (105) numunelere makaslama testi uyguladıktan sonra kopma tiplerini inceledikleri çalışmalarında, elde edilen sonuçlar, bizim çalışmamızın aksine tek aşamalı self etch ajan uygulanan gruplarda, total etch uygulanan gruplardan çok daha az sayıda koheziv kopma ve yüksek oranda adeziv kopma olduğu şeklindedir. Bunun sebebinin, kullanılan adeziv ajan içeriklerinin farklı olması olduğunu düşünmekteyiz.

Titley ve ark. (177) beyazlatma işlemi uygulanmış ve uygulanmamış mine yüzeylerine farklı adeziv ajanlar kullanarak uyguladıkları restorasyonların kopma yüzeylerini SEM' de incelemişler ve beyazlatma işlemi uygulanan mine yüzeyleri ile rezin bağlantısının farklı olduğunu söylemişlerdir. Beyazlatma yapılan gruplarda kopma yüzeylerinde rezin artığı içermeyen büyük alanlara rastlanmış ve tag

formasyonu çok zayıf ve kısa olarak oluşmuştur. Titley ve ark. (174) ait başka bir SEM çalışmasında ise mine yüzeyine biriken okside edici ajan artıkları sebebiyle boşluklu ve pörozlü yapıya sahip bir rezin-mine ara yüzeyi gözlenmektedir.

Türkün ve Kaya (179) makaslama testine tabi tuttıkları örneklere ait kopma yüzeylerini steromikroskop ve SEM' de incelemişler ve hemen restorasyon yapılan gruplarda oluşan kopma yüzeyinde pörozlü ve granular bir yapı gözlemişlerdir. Hemen restorasyon yapılan gruplarda daha fazla adeziv tip kopma gözlenmiştir. Yaptığımız çalışmada, hemen restorasyon gruplarında miks tip kopma ile adeziv tip kopma oranları birbirine çok yakın bulunmuştur. Bu durumun sebebinin, çalışmalarda kullanılan beyazlatıcı ajan konsantrasyonundaki ve uygulama şartlarındaki farklılık olduğu düşünülmektedir.

Sonuç olarak, yaptığımız in vitro çalışmamızın sonuçları, beyazlatma işleminin bağlanma kuvveti değerlerine etkisinde antioksidan ajan kullanılan ve farklı bekleme süreleri uygulanan ve bu değerlerin tespitinde makaslama testi kullanan, streromikroskop ve SEM analizleri ile kopma tiplerini inceleyen diğer in vitro çalışmalarla uyumludur.

Sonuçlar

İki farklı ofis tip beyazlatma ajanı uygulanmış dişlere hemen beyazlatma sonrası, sodyum askorbat antioksidan ajan uygulaması ve bir hafta yapay tükürükte bekletme işlemi sonrası 2 farklı adeziv sistem kullanılarak yapılan nano kompozit restorasyonlara ve beyazlatma işlemi yapılmaksızın restorasyon yapılan kontrol gruplarına ait makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin incelendiği in vitro çalışmamızda;

1) Kontrol gruplarında;

❖ Self etch ve total etch adeziv ajanların bağlanma değerleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

2) Deney gruplarında;

❖ Beyond Beyazlatma Ajanı ve Beyond Polus Beyazlatma Cihazı aktivasyonu ile beyazlatma yapılan gruplarda:

➤ Beyazlatma sonrası hemen restorasyon yapıldığında beyazlatma işlemi bağlanma değerlerini düşürdüğü, ancak; self etch ve total etch adeziv sisteme ait bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bulunmuştur. Beyond+self etch/total etch+hemen restorasyon gruplarına ait bağlanma değerleri kontrol grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

➤ Beyazlatma sonrası antioksidan ajan olarak 5 dk sodyum askorbat ajan kullanılan gruplarda, self etch adezive ait bağlanma değeri total etch ajana ait bağlanma değerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir. Ancak bu değer, kontrol grubundan anlamlı derecede düşüktür. Antioksidan ajan uygulaması bağlanma dayanımı değerlerini yükseltecek bir etki gösterememiştir.

➤ Beyazlatma sonrası bir hafta yapay tükürükte bekletme işlemi sonrasında uygulanan restorasyon gruplarında, self etch ve total etch adeziv sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Elde edilen değerler kontrol grubu değerlerine çok yakın değerler olup, beyazlatma sonrası 1 hafta bekleme süresinin yeterli olduğunu ispat etmektedir.

❖ Opalescence Xtra Boost Beyazlatma Ajanı ile beyazlatma yapılan gruplarda:

➤ Beyazlatma sonrası hemen restorasyon yapıldığında, self etch ve total etch adeziv sistemlere ait bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamakla beraber, elde edilen değerler kontrol grubu değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Çalışmada elde edilen en

düşük ortalama değer Opalescence Xtra Boost+total etch+hemen restorasyon grubuna ait değerlerdir. Opalescence+hemen restorasyon gruplarına ait değerler hem self etch, hem de total etch adeziv sistemler için Beyond+hemen restorasyon grupları değerlerinden düşük bulunmuştur. Ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir.

➤ Beyazlatma sonrası antioksidan ajan olarak 5 dk sodyum askorbat ajan kullanılan gruplarda, self etch ve total etch adeziv sistemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak elde edilen değerler kontrol grubu değerlerinden anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Beyond+sodyum askorbat+self etch grubu ile Opalescence+sodyum askorbat+self etch grubu arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı farklılık vardır. Beyond Beyazlatma Jeline ait değerler daha yüksektir.

➤ Beyazlatma sonrası bir hafta yapay tükürük bekletme işlemi sonrasında uygulanan restorasyon gruplarında total etch ve self etch adezivlere ait bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Beyond+yapay tükürük değerleri ile istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamakta ve 1 haftalık yapay tükürükte bekletme işlemi düşen bağlanma değerlerinin geri kazanılmasında yeterli görülmektedir.

▪ Beyond Beyazlatma Jeline ait gruptaki bağlanma değeri ortalamaları, Opalescence Xtra Boost Beyazlatma jeline ait değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir. Yeni bir materyal olarak karşımıza çıkan Beyond Beyazlatma Jeli kompozitlerin bağlanmasına etkisi açısından Opalescence Xtra Boost Beyazlatma Jelinden daha güvenli bulunmuştur. Ancak bu konuda daha pek çok çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

▪ Beyazlatma işlemi uygulanmış olsun olmasın, ‘all in one’ self etch adeziv olan Clearfil Tri S Bond uygulanan numunelere ait bağlanma dayanımı değerleri ile 2 aşamalı total etch adeziv olan Adper Single Bond

2 uygulanan numunelere ait bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Beyazlatma işleminden sonra 'all in one' self etch adezivler güvenle kullanılabilir.

- Beyazlatma işlemi sonrası 5 dk antioksidan ajan uygulaması bağlanma dayanımı değerlerini yükseltmede yeterli bir işlem değildir. Bu konuda yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır. Beyazlatma işlemi sonrası düşen bağlanma değerlerinin geri kazanılması için 1 hafta bekleme süresi sonrası restorasyon yapılması güvenilir ve yeterli bir yöntem olarak güncelliğini korumaktadır.

- Steromikroskop analizi ile en çok adeziv tip kopma (%54) gözlenirken, bunu %36 ile miks tip kopma takip etmektedir. Koheziv tip kopma oranı %10 'dur ve en çok koheziv tip kopmaya self etch Clearfill Tri s Bond kullanılan gruplarda rastlanmaktadır. SEM analizi bulguları da Steromikroskop analizi ile uyumludur.

8. KAYNAKÇA

- 1) Abo T, Uno S, Sano H. (2004). Comparision of bonding efficiacy of all-in-one adhesive with a self-etching primer system. *Eur J Oral Sci*, 112 (3): 286-292.
- 2) Albers H.(1991). Home Bleaching. *Adept Report*, 2: 9-17.
- 3) Altay N, Akça T. (2002). İn vitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. *H.Ü Dişhek Fak Derg*, 26: 32-38.
- 4) Altınöz CH, Özoğul C, Bayraktar A, Alaçam T. (2004). Devital bir ağartma ajanının dentin yapıları üzerine olan etkisinin incelenmesi. *G.Ü Dişhek Fak Derg*, 21(1): 23-30.
- 5) Anusavice KJ. (1996). Philips' Science of Dental Materials, p: 40. *W.B Saunders Comp.*, Philadelphia.
- 6) Asmussen E, Peutzfeldt A. (1998). Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent. Mater*, 14: 51-56.
- 7) Atalı PY, Topbaşı FB. (2011). The effect of different bleaching methods on the surface roughness and hardness of resin composites. *J Dent Oral Hyg*, 3(2): 10-17.
- 8) Ateyah N, Elhejazi AA. (2004). Shear bond strengths microleakage of four types of dentin adhesive materials. *J Contemp Dent Pract*,5(1): 63-73.
- 9) Attin A, Müller T, Patyk A, Lennon AM.(2004). Influence of different bleaching systems on fracture thoughness and hardness of enamel. *Oper Dent*, 29: 188-195.
- 10) Attin T, Hannig C, Wiegand A, Attin R.(2004) Effect of bleaching on restorative materials and restorations- a systemic review. *Dent Mater*, 20(9): 852-861.
- 11) Attin T, Kielbassa AM, Schwanenberg M, Hellwing E.(1997). Effect of flouride treatment on remineralization of bleached enamel. *J Oral Rehabil*, 24: 282-6.
- 12) Attin T, Monolakis A, Buchalla W, Hannig C.(2003). Influence of tea on intrinsic colour of previously bleached enamel. *J Oral Rehabil*, 30: 488-94.

- 13) Attin T, Paque F, Ajam F, Lennon AM. (2003). Review of the current status of tooth whitening with walking bleach technique. *Int Endod J*, 36: 13-29.
- 14) Bailey SJ, Swift EJ Jr.(1992). Effect of home bleaching products on composite resins. *Quintessence Int*, 23(7): 489-494.
- 15) Barbucci R. (2002). *Integrated Biomaterial Science*, p 592. Kluwer Academic Publishers, Hingham, MA, USA, 2nd Edition.
- 16) Barcellos DG, Benetti P, Fernandes W Jr, Valera MC. (2010). Effect of carbamide peroxide bleaching gel concentration on the bond strength of dental substrates and resin composite. *Oper Dent*, 34 (4): 463-469.
- 17) Barghi N, Godum JM. (1994). Reducing the adverse effect of bleaching on composite enamel bond. *J Esthet Dent*, 6: 157-61.
- 18) Barghi N. (1998) Making a clinical decision for vital tooth bleaching: at-home or in-office? *Compend Contin Educ Dent*, 19: 831-838.
- 19) Barkmeier WW, Cooley RL. (1992). Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent*,5: 50-61.
- 20) Basting RT, Freitas PM, Pienta LAF, Serra MC. (2004). Shear bond strength after dentin bleaching with %10 carbamide peroxide agents. *Braz Oral Res*, 18: 162-7.
- 21) Bek B, Gülmez A. (2001). Farklı cam iyonomer simanların bağlanmalarının araştırılması. *G.Ü Diş Hek Fak Derg*,18(1): 19-25.
- 22) Ben-Amar A, Liberman, Gorf-il C. (1995). Effect of mouth-guard bleaching on enamel surface. *Am J Dent*, 8(1): 29-32.
- 23) Berga- Caballero A, Forner-Navarro L, Amengual-Lorenzo J.(2006). At home vital bleaching: a comparison of hydrogen peroxide and carbamide peroxide treatments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 1;11(1): 94-99.
- 24) Bertolotti RL. (1992). Conditioning of the dentin substrate. *Oper Dent*,5: 131-136.
- 25) Bishara SE, Oonsombat C, Soliman M, Ajlouni R, Laffoon J. (2005). The effect of tooth bleaching on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 128 (6): 755-80.
- 26) Bistey T, Nagy IP, Simo A, Hegedus C. (2007). In vitro FT-IR study of the effects of hydrojen peroxide on superficial tooth enamel. *J Dent*, 35(4): 325-330.

- 27) Bittencourt ME, Trentin MS, Linden MSS, Arsati LO, Franca GM, Florio MF, Basting RT. (2010). Influence of in situ portbleaching times on shear bond strength of resin-based composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 141(3): 300-306.
- 28) Bitter NC, Sanders JL.(1993). The effect of four bleaching agents on the enamel surface: a scanning electron microscopic study. *Quintessence Int*, 24: 817-824.
- 29) Bitter NC.(1992). A scanning electron microscopy study of the effect of bleaching agents on enamel: a preliminary report. *J Prosthet Dent*, 67: 852-855.
- 30) Blatz M, Sadan A, Kern M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89: 268-274.
- 31) Bowen RL. (1963). Properties of a silica- reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*, 66: 57-64.
- 32) Bowles WH, Thompson LR.Vital bleaching.(1986). The effect of heat and hydrogen peroxide on pulpal enzymes. *J Endod*, 12(3): 108-112.
- 33) Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. (2008). Dental adhesion review: Ageing and stability of the bonded interface. *Dent Mater*, 24: 90-101.
- 34) Buchalla W, Attin T. (2007). External bleaching therapy with activation by heat, lighth or laser-A systemic review. *Dent Mater*, 23(5):586-596.
- 35) Bulut H, Kaya AD, Turkun M. (2005). Tensile bond strength of brackets after antioxidant treatment on bleached teeth. *Eur J Ortho*, 27: 466-471.
- 36) Buonocore MG. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enmale surfaces. *J Dent Research*, 34: 849-853.
- 37) Burke FJT, McHugh S, Randall RC, Meyers IA, Pitt SJ, Hall AC. (2004). Direct restorative materials use in Australia in 2002. *Aust Dent J*, 49 (4): 185-191.
- 38) Caballero AB, Navarro LF, Lorenzo JA. (2007). Dental bleaching and alteration of the enamel surface. In vivo evaluation of the effects of %10 carbamide peroxide and %3 hydrojen peroxide on the enamel surface. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 12: 404-407
- 39) Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. (1998). Evaluation of microtensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14(6): 394-398.

- 40) Carvalho RM, Pereira JC, Yoshima M, Pashley DH. (1996). A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent*, 21: 17-24.
- 41) Cavalli V, Giannini M, Carvalho RM. (2004). Effect of carbamide peroxide bleaching agent on tensile strength of human enamel. *Dent Mater*, 20: 733-9.
- 42) Cavalli V, Reis AF, Gianini M, Ambrosano GMB. (2001). The effect of elapsed time following bleaching on enamel bond strength of resin composite. *Oper Dent*, 26: 597-603.
- 43) Cavalli Vanessa, Giannini M, Carvalho R. (2004). Effect of carbamide peroxide bleaching agents on tensile strength of human enamel. *Dent Mater*, 20: 733-739.
- 44) Christensen GJ. (1992). Clinical factors affecting adhesion. *Oper Dent*, 5: 24-31.
- 45) Cimilli HZ, Pameijer CH.(2001). Effect of carbamide peroxide bleaching agents on the physical properties and chemical composition of enamel. *Am J Dent*, 14(2): 63-6.
- 46) Cimilli HZ.(1997). Karbamid peroksit içerikli farklı beyazlatma ajanlarının diş dokusu üzerine etkilerinin in vitro ve in vivo yöntemlerle incelenmesi. Doktora Tezi. Marmara Üniversitesi, İstanbul.
- 47) Comparin E, Menegat F, Tamed DR.(2000). The effect of 10% carbamide on the cervical enamel surface. *J Dent Res*, 79: 1080.
- 48) Cooper JS, Bokmeyer TJ, Bowles WH.(1992). Penetration of the pulp chamber by carbamide peroxide bleaching agents. *J Endod*, 18(7): 315-317
- 49) Craig RG. (2000). Direct esthetic restorative materials. *Rest Dent Mat*, 244-267.
- 50) Çöteli K.(2008). Farklı termosiklus döngüsü ve hızlandırılmış yaşlandırmanın tek basamaklı adeziv sistemlerin dentine bağlanması üzerine olan etkisi, Yüksek Lisans Tezi, Yeditepe Üni Sağ Bil Ens, İstanbul,67.
- 51) Da Silvo Machado J, Candido MS, Sundfeld RH, De Alexandre RS, Cardoso JD, Sundfeld ML. (2007). The influence of time interval between bleaching and enamel bonding. *J Esthet Restor Dent*, 19(2): 111-8.
- 52) Dabanoğlu A. (2004). Nano kompozitler. *TDB Dişhek Klin Derg*, 17: 20-25.

- 53) Dadoun MP, Bartlett DW. (2003). Safety issues when using carbamide peroxide to bleach vital teeth – a review of the literature. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 11: 9-13.
- 54) Dahl JE, Pallesen U. (2003). Tooth bleaching- A critical review of the biological aspects. *Crit Rev Oral Biol Med*, 14(4): 292-304.
- 55) Dayangaç B. (2000). 'Bonding Sistemler' Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitapevi. 1. Basım, S.21-38. Ankara.
- 56) Dayangaç B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitapevi. 1. Basım, S.2-20. Ankara.
- 57) De Freitas PM, Basting RT, Rodrigues JA, Serra MC.(2002). Effect of two 10% peroxide carbamide bleaching agents on dentin microhardness at different time interval. *Quintessence Int*, 33: 370-5.
- 58) De Munck J, Landuyt KV, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-1 cavity- bottom dentin after thermocycling, *Dent Mater*, 21: 999-1007.
- 59) Dewald JP. 1997. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater*, 13(2): 74-81.
- 60) Dishman MU, Covey DA, Baughan LW. (1994). The effects of peroxide bleaching on composite to enamel bond strength. *Dent Mater*, 10: 33-6.
- 61) Dishman MU, Covey DA, Baughan LW. (2003). Can bleached teeth be bonded safely? *Am J Ort Dent Ortho*, 123: 628-32.
- 62) Duke ES. (2003). Has dentistry moved into nanotechnology era? *Compend Cont Educ Dent*, 24(5): 380-382.
- 63) Dunitz M.(1999). Bleaching discoloured teeth. In: Esthetic dentistry and Ceramic restorations. Dunitz London, pp: 81-116.
- 64) Edward J, Swift JR, Perdigao J. (1998). Effects of bleaching on teeth and restorations. *Compendium*, 19: 815-20.
- 65) Efeoğlu N, Wood D, Efeoğlu C.(2005). Microcomputerised tomography evaluation of %10 carbamide peroxide applied to enamel. *J Dent*, 33: 561-567.
- 66) Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. (1999). Effect of dentin primers on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ. *Dent Mater*, 15: 310-317.

- 67) Ernst C, Canbek K, Euler T, Willershausen B. (2004). In vivo validation of the histological in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Invest*, 2: 161-167.
- 68) Evans JG.(2000). A protocol for in-office whitening. *Advant in Dent*, 3: 22-27.
- 69) Feilzer AJ, Dauvillier BS. (2003). Effect of TEGDMA/BisGMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *J Dent Res*, 82(10): 824-828.
- 70) Foong J, Lee K, Tang G, Austin C, Ching C, Burrow MF, Thomas DL. (2006). Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Aust Dent J*, 51(3): 252-257.
- 71) Fortin D, Vargas MA. (2000). The spectrum of spectrum of composites: New Techniques and Materials, *J Am Dent Assoc*, 13: 26-30.
- 72) Gale MS, Darvell BW. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental materials restorations. *J Dent*, 27: 89-99.
- 73) Garcia-Godoy F, Dodge VW, Donohue M, O'Quinn JA. (1993). Composite resin bond strength after enamel bleaching. *Oper Dent*, 18: 144-147.
- 74) Gerlach RW. (2000). Shifting paradigms in whitening: introduction of a novel system for vital tooth bleaching. *Compend Contin Educ Dent*, 21(Suppl): 4-9.
- 75) Goldstein RE, Garber DA. (1995). Complete dental bleaching. *Quintessence Publishing Co Inc*, pp. 25-32. Chicago.
- 76) Gorlin RJ, Goldman MH. Environmental pathology of the teeth. In: Thomas oral pathology. Vol 1. 6th ed. St. Louis: c.v. Mosby Co, pp. 184-192.
- 77) Gökalp S, Ayvaz EY. (2004). Dental adezivler. *TDBD*, 80: 57-59.
- 78) Gökalp S. (2004). Self-etching adeziv sistemler. *TDBD*, 71: 10-14.
- 79) Gökçe B, Çömlekoğlu E, Özpınar B, Türkün M, Kaya A. (2008). Effect of antioxidant treatment on bond strength of a luting resin to bleached enamel. *J Dent*, 36: 780-785.
- 80) Greenwall L.(2001). Bleaching Techniques in Restorative Dentistry, pp: 30. Martin Dunitz Ltd.
- 81) Gurgan S, Alparslan T, Kiremitci A, Cakir FY, Yazıcı E, Gorucu J. (2009). Effect of different adhesive systems and laser treatment on the shear bond strength of bleached enamel. *J Dent*, 37: 527-534.

- 82) Gurgan S, Yalcin F.(2007). The effect of two different bleaching regimens on the surface roughness of the tooth colored restorative materials. *Quintessence Int*, 38(2): 83-87.
- 83) Gurgan S, Alparslan T, Kiremitçi A. (2009). Effect of different adhesive systems and laser treatment on the shear bond strength of bleached enamel. *J Dent*, 37(7): 527-34
- 84) Gwinnett AJ, Kanca J. (1992). Micromorphological relationship between resin and dentin in vivo and in vitro. *Am J Dent*,5: 19-23.
- 85) Hafez R, Ahmed D, El-Badrawy W, El-Mowafy O. (2010). Effect of in-office bleaching on color and surface roughness of composite restoratives. *Eur J Dent*,4(2): 118-127.
- 86) Hakan YB, Ertaş E. (2000). Effects of storage conditions on surface hardness of composite resin: in vitro. *J Dental Sci*, 6(1): 41-47.
- 87) Haywood VB, Heymann HO.(1989). Nightguard Vital Bleaching. *Quintessence Int*, 20: 173-176
- 88) Haywood VB, Houck VM, Heyman HO. (1991). Nightguard vital bleaching: effect of various solutions on enamel surface texture and diffusion. *Quintessence Int*, 22: 775-782.
- 89) Haywood VB.(1991). Overview and status of mouthguard bleaching. *J Esthet Dent*, 3: 157-161.
- 90) Haywood VB.(1992). History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of nightguard vital bleaching technique. *Quintessence Int*, 23: 471-478.
- 91) Haywood VB.(1997). Current concepts: bleaching of vital teeth. *Quintessence Int*, 28: 424-425.
- 92) Hegedus C, Bistey T, Flora –Nagy E, Keszthelyi G, Jenel A.(1999). An atomic force microscopy study on the effect of bleaching agents on the enamel surface. *J Dent*, 27: 509-15.
- 93) Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*, 23: 71-80.
- 94) Hin TS. (2004). Engineering materials for biomedical applications, pp: 50-56. World Scientific Publishing Company, Inc., Singapore.

- 95) Hosoya N, Honda K, Lino F, Arai T.(2003). Changes in enamel surface roughness and adhesion of streptococcus mutans to enamel after vital bleaching. *J Dent*, 31: 543-8.
- 96) ISO/TS 11405. (2003). Dental Materials-Testing of adhesion to tooth structure, pp: 18-25. 2nd ed, Geneva, Switzerland.
- 97) Ito Y, Momoi Y. (2011). Bleaching using 30% hydrogen peroxide and sodium hydrogen carbonate. *J Dent Mater*, 30(2): 193-198.
- 98) Jackson RD, Morgan M. (2000). The new posterior resins and simplified placement technique. *J Am Dent Assoc*, 131: 375, 383.
- 99) Joiner A.(2006). The bleaching of teeth. A review of the literature. *J Dent*, 34: 412-419.
- 100) Josey A.L., Meyers I.A., Romaniuk K. (1996). The effect of vital bleaching technique on enamel surface morphology and the bonding of composite resin to enamel. *J Oral Rehabil*, 23(4): 244-250.
- 101) Justino LM, Tames DR, Demarco FF. (2004). In situ and in-vitro effects of bleaching with carbamide peroxide on human enamel. *Oper Dent*, 29 (2): 219-225.
- 102) Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. (2002). Bond strength of self etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig*.6 (3): 155-160.
- 103) Karabulut B, Can D, Ozyegin S. (2010). Lazerle aktive edilen beyazlatma sonrası uygulanan farklı restoratif materyallerin makaslama bağlanma dayanımı kuvvetlerinin değerlendirilmesi. *Gülhane Tıp Derg*, 52: 172-180.
- 104) Kartal N,Cimilli H.(2001). Beyazlatma işlemine genel bir bakış. *Dişhek Klin Derg*, 13: 117-123.
- 105) Khoroushi M, Aghelinejad S. Effect of postbleaching application of an antioxidant on enamel bond strength of three different adhesives. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. A Head Of Print
- 106) Kimyai S, Oskoe SS, Rafighi A, Valizadeh H, Ajami AA, Helali ZN. (2010). Comparison of the effect of hydrogel and solution forms of sodium ascorbate on orthodontic bracket-enamel shear bond strength immediately after bleaching: an in vitro study. *Ind J Dent Res*, 21(1): 54-58.
- 107) Kimyai S, Valizadeh H. (2006). The effect of hydrogel and solution of sodium ascorbate on bond strength in bleached enamel. *Oper Dent*, 31: 496-499.

- 108) Kitasako Y, Burrow MF, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. (2001). Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent*, 29: 139-144.
- 109) Koray F, Yücel T. (2002). Kompozitin ön dişte kullanımı. *TDBD*,71: 16-23.
- 110) Lai SC, Mak YF, Cheung GS, Osorio R, Toledano m, Carvalho RM, Tay FR, Pashley DH. (2001). Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *J Dent Res*, 80: 1919-1924.
- 111) Lee JH, Um C, Lee I. (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dent Mater*, 22(6): 515-526.
- 112) Lehman F, Eickemeyer G, Rammelsberg P. (2004). Fracture resistance of metal-free composite crowns- Effect of fiber reinforcement, thermal cycling and cementation technique. *J Prosthet Dent*, 92: 258-264.
- 113) Leinfelder KF. (2001) Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am*, 45(1): 1-6.
- 114) Leung VH, Darwell BW. (1997). Artificial salivas for in vitro studies of dental materials. *J Dent*, 25(6): 475-484.
- 115) Lewinstein I, Fuhrer N, Chuaru N, Cardash H. (2004). Effect of different peroxide bleaching regimens and subsequent fluoridation on the hardness of human enamel and dentin. *J Prosthet Dent*, 92: 337-42.
- 116) Lloyd CH, Iannetta RV. (1982). The fracture toughness of dental composites, 1. The development of strength and fracture toughness. *J Oral Rehabil*, 9: 55-66.
- 117) Luk K, Tam L, Hubert M. (2004). Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *J Am Dent Assoc*, 135(2): 194-201.
- 118) Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, 16: 33-40.
- 119) Marshall GWJ, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. (1997). The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *J Dent*, 84: 289-296.
- 120) Marson FC, Sensi LG, Vieira LC, Araujo E. (2008). Clinical evaluation of in-office dental bleaching treatments with and without the use of light-activation sources. *Oper Dent*, 33(1): 15-22.

- 121) Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL.(1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent*, 24(3): 217-222.
- 122) Mc Guckin RS, Babin JF, Meyer BJ.(1992). Alterations of in human enamel surface morphology following vital bleaching. *J Prosthet Dent*, 68: 754-60.
- 123) McCabe JF. (1998). Resin- Modified Glass- Ionomers. *Biomaterials*, 19: 521-527.
- 124) Miles PG, Pontier JP, Bahiraei D, Close J. (1994). The effect of carbamide peroxide bleach on the tensile bond strength of ceramic brackets: an in vitro study. *Am J of Ortho Dent Ortho*, 106: 371-5.
- 125) Minoux M, Serfaty R. (2008). Vital tooth bleaching: biologic adverse effects- a review. *Quintessence Int*, 39(8): 645-659.
- 126) Miserendino LJ, Abt E, Wigdor H, Miserendino CA. (1993). Evaluation of thermal cooling mechanisms for laser application to teeth. *Lasers Surg Med*, 13: 83-88.
- 127) Miserendino LJ, Neiburger EJ, Walia H, Luebke N, Brantley W. (1989). Thermal effects of continuous wave CO2 laser exposure on human teeth: an in vitro study. *J Endod*, 15: 302-305.
- 128) Mitra SB, Wu D, Holmes BN. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134(10): 1382-1390.
- 129) Moszner N, Salz U. (2001). New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci*, 26: 535-576.
- 130) Muraguchi K, Shigenobu S, Suzuki S, Tanaka T. (2007). Improvement of bonding to bleached bovine teeth surfaces by ascorbic acid treatment. *Dent Mater J*, 26(6): 875-881.
- 131) Murchison DF, Charlton DG, Moore BK. (1992). Carbamide peroxide bleaching: effects on enamel surface hardness and bonding. *Oper Dent*, 17: 181-185.
- 132) Musanje L, Darvell BW. (2003). Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater*, 19: 414-422.
- 133) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, 16: 265-273.

- 134) Nakabayashi N, Pashley DH. (1998). Evaluation of dentin-resin bondin. 'In hybridization of dental hard tissues'. *Tokyo Quintessence Publishing Co.Ltd.*, pp: 1-20.
- 135) Nelson RJ, Wolcott RB, Paffenbarger GC. (1952). Fluid exchange at the margins of dental restorations. *J Am Dent Assoc*, 44(3): 288-295.
- 136) Newbrun E. Current regulations and recommendations concerning water fluridation, floride supplements and topical fluoride agents. (1992). *J Dent Res*, 71: 1255-1265.
- 137) Nour AK, Miller BH, Griggs JA, Wakefield C. (2006). Immediate bonding to bleached enamel. *Oper Dent*,31(1): 106-114.
- 138) O'Brien W. (1997). Dental materials and their selection, pp: 38. 2nd Edition. Carol Stream, Quintessence Publishing Co. Inc. IL.
- 139) Oilo G. (1993). Bond strength testing-what does it mean? *Int Dent J*, 43: 492-6.
- 140) Oskoe PA, Navimipour EJ, Oskoe SS, Moosavi N. (2010). Effect of 10% sodium ascorbate on bleached bovine enamel surface morphology and microhardness. *Open Dent J*, 4: 207-210.
- 141) Öztürk N, Aykent F. (2001). Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *CÜ Dişhek Fak Derg*, 4(2): 128-131.
- 142) Özyeşil AG, Günal Ş, Belli S, Eskitaşcıoğlu G. (2009). İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması.(Mikroshear ve Mikrotensile). *SÜ Diş Hek Fak Derg*, 18: 118-121.
- 143) Park SH, Krejci I, Lutz F. (2002). Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent*, 27(1): 30-37.
- 144) Parsons JR, Walton RE, Williamson LR. In vitro longitudinal assessment of coronal discoloration from endodontic sealers. (2001). *J Endod*, 27: 699-702.
- 145) Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents. *Dent Mater*, 11: 117-125.
- 146) Pashley DH, Zhang Y, Agee KA, Rouse CJ, Carvalho RM, Russell CM. (2000). Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dent Mater*,16: 7-14.
- 147) Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A. (2002). Comparison of shear bond strength relative two testing devices. *J Prosthet Dent*, 88: 511-515.

- 148) Pekkan G. (2005). Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Doktora Tezi. Hacettepe Üni Sağ Bil Ens, Ankara
- 149) Perdigao J, Franci C. (1998). Ultra morfological study of the interaction of dental adhesives with carbamide peroxide-bleached enamel. *Am J Dent*, 11: 291-301.
- 150) Peterson EAD, Philips RW, Swartz ML. (1966). A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc*, 73: 1324-36.
- 151) Philips RW. (1991). Science of dental materials, 9 th Ed. W. B. Saunders Co., Philadelphia.pp: 217-218.
- 152) Pinheirojunior EC, Fidel RAS, Cruzfilho AM, Silva RG, Pecora JD.(1996). In vitro action of various carbamide peroxide bleaching agents on the microhardness of human enamel. *Braz Dent J*, 7: 75-79.
- 153) Polydorou O, Hellwig E, Auschill TM. (2006). The effect of different bleaching agents on the surface texture of restorative materials. *Oper Dent*, 31(4): 473-480.
- 154) Potocnik I, Kosec L, Gaspersic D.(2000). Effect of 10% carbamide peroxide bleaching gel on enamel microhardness, microstructure, and mineral content. *J Endod*, 26: 203-206.
- 155) Pretty IA, Edgar WM, Higham SM.(2005). the effect of bleaching on enamel susceptibility to acid erosion and demineralisation. *Br Dent J*, 198: 285-90.
- 156) Price RB, Hall GC. (1999) In vitro comparison of 10 minute versus 24 hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int*, 30(2): 122-134.
- 157) Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. (2006). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 5 th Edition, Elsevier Health Sciences.
- 158) Rodrigues JA, Basting RT, Serra MC, Rodrigues Jr AL. (2001). Effect of %10 carbamide peroxide bleaching materials on enamel microhardness. *Am J Dent*, 14: 67-71.
- 159) Rotstein I, Danker E, Goldman A, Heling I,Stabholz A, Zalkind M.(1996). Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. *J Endod*, 22: 23-25.
- 160) Ruse ND, Smith DC, Tomeck CD.(1990). Preliminary surface analysis of etched, bleached and normal bovine enamel. *J Dent Res*,69(9): 1610-1613.

- 161) Seghi RR., Denry I.(1992). Effect of vital bleaching on the indentation and abrasion characteristics of human enamel in vitro. *J Dent Res*, 71: 1340-1344.
- 162) Shannon H, Spencer P, Gross K, Tria D.(1993). Characterization of enamel exposed to 10% carbamide peroxide bleaching agents. *Quintessence Int*, 24: 39-44.
- 163) Souza-Gabriel E, Vitussi C, Milani C, Alfredo E, Messias Furdato, Silva-Sousa C.(2011). Effect of bleaching protocols with 38% Hydrogen Peroxide and post bleaching times on dentin bond strength. *Braz Dent J*, 22(4): 317-321.
- 164) Stokes AN, Hood JA, Dharlwal D, Patel K. (1992). Effect of peroxide bleaches on resin-enamel bonds. *Quintessence Int*, 23: 769-771.
- 165) Sulieman MA.(2008). An overview of tooth-bleaching techniques: chemistry, safety, efficiency. *Periodontol 2000*, 48: 148-169.
- 166) Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. (2001). *Fundamentals of Operative Dentistry*, 2nd Edition, Quintessence Books.
- 167) Sun G.(2000). The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am*, 44: 831-50.
- 168) Sundfeld H R, Briso AL, Marra P. (2005). Effect of time interval between bleaching and bonding on tag formation. *Bull Tokyo Dent Coll*, 46(1-2), 1-6.
- 169) Tabatabaei MH, Arami S, Nojournian A, Mirzaei M. (2011). Antioxidant effect on the shear bond strength of composite to bleached bovine dentin. *Braz J Oral Sci*, 10(1): 33-36.
- 170) Tames D, Grando LJ, Tamer DR.(1998). In vitro study of alterations of dental enamel submitted to 10% carbamide peroxide. *J Dent Res*, 77: 1153.
- 171) Tani C, Finger WF. (2002). Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent*, 4: 283-289.
- 172) Terry DA. (2004). Applications of nanotechnology. *Pract Proced Aesthet Dent*, 16(3): 220-222.
- 173) Thompson JY. (2005). Effect of a %10 carbamide peroxide bleaching agent on roughness and microhardness of a packable composite resins. *Commentary J Esthet Restor Dent*, 17(4) :263-268.

- 174) Titley KC, Torneck CD, Ruse ND. (1992). The effect of carbamide peroxide gel on the shear bond strength of a microfil resin to bovine enamel. *J Dent Rest*, 71(1): 20-24.
- 175) Titley KC, Torneck CD, Ruse ND, Krmec D. (1993). Adhesion of a resin composite to bleached and unbleached human enamel. *J Endod*, 19: 112-115.
- 176) Titley KC, Torneck CD, Smith DC, Adibfar A. (1988). Adhesion of composite resin to bleached and unbleached bovine enamel. *J Dent Res*, 67(12): 1523-1528.
- 177) Titley KC, Torneck CD, Smith DC, Chernecky R, Adibfar A. (1991). Scanning electron microscopy observations on the penetration and structure of resin tags in bleached and unbleached bovine enamel. *J Endod*, 17: 72-75.
- 178) Torneck CD, Titley KC, Smith DC. (1992). Effect of water leaching on the adhesion of composite resin to bleached and unbleached bovine enamel. *J Endod*, 17(4): 20-24.
- 179) Türkün M, Kaya AD. (2004). Effect of 10% sodium ascorbate on the shear bond strength of composite resin to bleached bovine enamel. *J Oral Rehab*, 31: 1184-1191.
- 180) Tyas M, Burrow M. (2004). Adhesive restorative materials: A review. *Aust Dent J*, 49(3): 112-121.
- 181) Uno S, Finger WJ. (1995). Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int*, 26: 733-738.
- 182) Uysal T, Ertaş H, Sagsen B, Bulut H, Er O, Ustdal A. (2010). Can intracoronally bleached teeth be bonded safely after antioxidant treatment? *Dent Mater J*, 29(1):47-52.
- 183) Ülker M. (2006). Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-adezivlerinin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzeylerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, SEM, TEM çalışması), Doktora Tezi, Selçuk Üni Sağ Bil Ens, Konya, 122.
- 184) Van Meerbeek B, Perdigao J, Glayds S, Lambrechts P, Vanherle G. (2001). Enamel and dentin adhesion. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. Illinois: Quintessence Publishing Company Co. Inc; pp. 141-186.
- 185) Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. (1998). The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26: 1-20.

- 186) Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent*, 26(6): 119-124.
- 187) Vanderstricht K, Nammour S, De Moor R. (2009). Power bleaching with the KTP laser. *Rev Belge Med Dent*, 64(3):129-139.
- 188) Verluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6): 1298-1307.
- 189) Wandera A, Feigal RJ, Douglas WH, Pintado MR. (1994). Home- use tooth bleaching agent: an in vitro study on quantitative effects on enamel, dentin, and cementum. *Quintessence Int*, 25: 541-6.
- 190) White SN, YU Z. (1993). Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *Int J Prosthodont*, 6:384-389.
- 191) Yang B, Adelung R, Ludwig K, et al. (2005). Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials*, 26: 5021-31.
- 192) Yanıkoğlu F, Tağtekin D. (2005). Bleaching konusuna yeni yaklaşımlar. *Dişhek Derg*, 9: 30-33.
- 193) Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. (1996). Effect of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res*, 78(4):896-905.
- 194) Yoshikawa T, Sano H, Tagami J. (1996). Effect of cavity configurations on bond strength to floor dentin: A role of C factor on dentin bonding. *Japan Soc Adhes Dent*, 14: 43-49.

9. EKLER

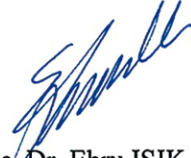
9.1 Etik Kurul Onayı

T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Klinik Araştırmalar
Ön Değerlendirme Komisyonu

PROJENİN ADI: Beyazlatma Ajanı Uygulanmış Dişlere Farklı Bekleme Süreleri Sonrasında Uygulanan Kompozit Restorasyonların Bağlanma Dayanımlarının İncelenmesi
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ: Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN
PROJEDEKİ ARAŞTIRICILAR: Neslihan GÜLERYÜZ
ONAY TARİHİ VE ONAY SAYISI: 04.05.2011 – 2

Sayın Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN

46 protokol nolu “Beyazlatma Ajanı Uygulanmış Dişlere Farklı Bekleme Süreleri Sonrasında Uygulanan Kompozit Restorasyonların Bağlanma Dayanımlarının İncelenmesi” isimli projeniz Enstitümüzün ön değerlendirme komisyonunda incelenmiş ve araştırmanın Komisyonumuzun ön değerlendirme kriterlerine uygunluğuna karar verilmiştir.



Doç. Dr. Ebru IŞIK ALTURFAN
Komisyon Başkan Yardımcısı


Prof. Dr. Gül AYANOĞLU DÜLGER

Prof. Dr. Refika ERSU


Doç. Dr. Asım ÇİNGİ


Yrd. Doç. Dr. Mustafa TAŞDEMİR


Prof. Dr. Gülden Z. OMURTAG
Komisyon Başkanı


Prof. Dr. Bahar GÜRSOY


Prof. Dr. Can İKİZLER

Doç. Dr. Oğuzhan DEYNELİ


Yrd. Doç. Dr. Murat ÇEKİN

Öğr. Gör. Dr. Tolga GÜVEN

10.ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

| | | | |
|------------|--|--------------|-----------------|
| Adı | Neslihan | Soyadı | Güleryüz |
| Doğum Yeri | İstanbul | Doğum Tarihi | 18.10.1982 |
| Uyruğu | T.C. | TC Kimlik No | 29884542338 |
| E-mail | Neslihan_kizilkaya@hotmail.com | Tel | (536) 777 54 16 |

Eğitim Düzeyi

| | Mezun Olduğu Kurumun Adı | Mezuniyet Yılı |
|------------------|--|----------------|
| Doktora/Uzmanlık | | |
| Yüksek Lisans | | |
| Lisans | Marmara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi | 2007 |
| Lise | Şehremini Lisesi | 2001 |

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

| | Görevi | Kurum | Süre (Yıl - Yıl) |
|----|--------|-------|------------------|
| 1. | | | - |
| 2. | | | - |
| 3. | | | - |

| Yabancı Dilleri | Okuduğunu Anlama* | Konuşma* | Yazma* |
|-----------------|-------------------|----------|--------|
| İngilizce | İyi | İyi | İyi |
| | | | |

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

| Yabancı Dil Sınav Notu # | | | | | | | | |
|--------------------------|------|-------|-----------|-----------|-----------|-----|-----|-----|
| KPDS | ÜDS | IELTS | TOEFL IBT | TOEFL PBT | TOEFL CBT | FCE | CAE | CPE |
| | 82,5 | | | | | | | |

Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS:

International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

| | Savısal | Esit Ağırlık | Sözel |
|---------------|---------|--------------|-------|
| LES Puanı | 87,1 | 89,8 | 92,3 |
| (Diğer) Puanı | | | |

Bilgisayar Bilgisi

| Program | Kullanma becerisi |
|---------------------------|-------------------|
| Microsoft Office Ürünleri | İyi |
| | |

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin