



T.C.
SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

SINIF I KAVİTELERDE DÖRT FARKLI BULK-FİLL REZİN
KOMPOZİTİN DENTİNE MİKROGERİLİM BAĞLANMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Dt. Serra KUTLU
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

SIVAS
2019



T.C.
SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

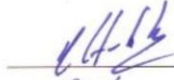

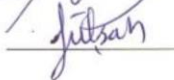
SINIF I KAVİTELERDE DÖRT FARKLI BULK-FİLL REZİN
KOMPOZİTİN DENTİNE MİKROGERİLİM BAĞLANMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ

Dt. Serra KUTLU
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DANIŐMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SIVAS
2019

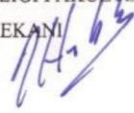
“Sınıf I Kavitelere Dört Farklı Bulk-fill Rezin Kompozitin Dentine Mikrogerilim Bağlanma Dayanımlarının İncelenmesi” adlı Uzmanlık Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

| | AD SOYAD | İMZA |
|--------|----------------------------------|---|
| Başkan | Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU |  |
| Üye | Doç. Dr. Batu Can YAMAN |  |
| Üye | Doç. Dr. E. Gülşah GÖKTOLGA AKIN |  |

ONAY

Bu tez çalışması, 26/04/2019 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKAN



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, yardımlarını, hoşgörüsünü ve desteğini esirgemeyen, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum değerli hocam Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı, Sayın Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU'na;

Uzmanlık eğitimim boyunca her konuda bana destek olan ve bilgilerini esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ, Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ, Doç. Dr. Diğdem EREN, Doç. Dr. Emine Gülşah GÖKTOLGA AKIN ve Dr. Öğr. Üyesi Alper KAPTAN'a;

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Ziyet ÇINAR'a ve SEM analizlerinde yardımcı olan Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Ali ÖZER'e; çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP);

Uzmanlık süresi boyunca beraber çalıştığım, gülüp eğlendiğim, her anımı paylaştığım canım arkadaşlarım Dt. Seda ÖZKAN OĞLU, Dt. Şükrü MEHRİCAN, Dt. Ayşegül KARAARSLAN, Dt. Kübra KORKMAZ, Dt. Pelin SÖNMEZ, Dt. Esra AKTÜRK ile Dt. Elif İpek KILIÇ'a ve bölüm personeline; tez çalışmalarım sırasında fikir alışverişinde bulunduğum, her türlü desteği veren sevgili arkadaşım Dt. Tuba CENGİZ'e; varlığıyla hayatıma anlam katan Dt. Alper KATIRCIOĞLU'na; mesafelere rağmen iyi kötü her anımda desteğini yanımda hissettiğim, dostluğuyla bana güç veren, aynı zamanda uzmanlık eğitimi için beni cesaretlendiren meslektaşım canım arkadaşım Uzm. Dt. Özge ŞENTÜRK'e;

Hayatım boyunca attığım her adımda beni destekleyen, sonsuz emekleri ve sevgisiyle her daim yanımda olan, ne kadar teşekkür etsem de fedakarlıklarını asla ödeyemeyeceğim canım annem Seyhun KUTLU ile babam Yavuz KUTLU'ya; her zaman arkamda duran, hayatımda iyi ki var dediğim canım ağabeyim Emir KUTLU ve çok sevgili eşi İlgin ULUSOY KUTLU'ya;

En içten duygularıyla minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET**SINIF I KAVİTELERDE DÖRT FARKLI BULK-FİLL REZİN
KOMPOZİTİN DENTİNE MİKROGERİLİM BAĞLANMA
DAYANIMLARININ İNCELENMESİ****Serra KUTLU****Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı****Sivas, 2019**

Çalışmamızın amacı, dört farklı bulk-fill kompozitin ve bir mikrohibrit kompozitin dentine mikrogerilme bağlanma dayanımlarının karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Çalışmamızda 2 akışkan, 2 kondanse edilebilir bulk-fill kompozit ve bir mikrohibrit kompozit (kontrol grubu) kullanıldı. 25 adet yeni çekilmiş sağlam insan molar dişleri üzerine Sınıf I okluzal kaviteler hazırlandı, rastgele 5 gruba ayrılarak [G-aenial posterior + G-premio bond (Kontrol grubu), Estelite Bulk Fill flow + Universal Bond, GrandioSO x-tra + Futurabond U, Beautifil Bulk Restorative + FL-bond II, Fill-Up + ParaBond] her kompozit grubunun kendi adeziv sistemleri kullanılarak restorasyonları yapıldı. Restorasyonu tamamlanan dişler İsomat cihazıyla elmas testere yardımıyla bukkolingual ve meziodistal yönde kesitler alınarak her dişten üçer örnek olmak üzere her gruptan 15 örnek elde edildi. Çalışma gruplarına ait mikrogerilim bağlanma dayanım değerleri universal test cihazında ölçüldü, kuvvet birimi ise “newton” olarak kalibre edildi. Kopma yüzeylerinde meydana gelen mikroskobik değişiklikler Taramalı Elektron Mikroskobunda incelendi. Veriler, istatistiksel yöntem olarak tek yönlü Varyans analizi ve Tukey testleri ile değerlendirildi.

En yüksek mikrogerilim bağlanma dayanım değeri kontrol grubunda izlenirken, en düşük bağlanma dayanımını ise Fill-Up grubunda gözlenmiştir. Kontrol grubu, tüm bulk-fill grupları ile karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$). Bulk-fill kompozitler arasında en yüksek bağlanma dayanımını GrandioSO x-tra grubu göstermesine rağmen, istatistiksel olarak karşılaştırıldığında; Beautifil Bulk Restorative ve Estelite Bulk Fill flow grupları arasındaki farklar anlamsız bulunmuştur ($p>0,05$). Fill-Up grubu, diğer tüm bulk-fill gruplarıyla

karşılaştırıldığında aralarındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). SEM analizlerinde sadece Estelite Bulk Fill flow'da hibrit tabaka boyunca düzenli bir boşluk görülmektedir.

Bulk-fill kompozitler, geleneksel kompozit kadar iyi bağlanma gösterememiştir. Bulk-fill kompozitler arasında Fill-Up etch and rinse adeziv sistemle kullanılmasına rağmen, en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir.

Anahtar kelimeler: Bulk-fill kompozit, mikrogerilim bağlanma dayanımı, dentin



ABSTRACT**COMPARISON OF THE MICROTENSILE BOND STRENGTH OF FOUR
DIFFERENT BULK-FILL RESIN COMPOSITES OF CLASS I CAVITIES
WITH DENTIN****Serra KUTLU****Department of Restorative Dentistry****Sivas, 2019**

The aim of our study is to compare the microtensile bond strengths of four different bulk-fill composites and a microhybrid composite to the dentin.

In our study, 2 flowable, 2 packable bulk-fill composites and a microhybrid composite were used. Class I occlusal cavities were prepared on 25 freshly drawn intact human molar teeth, randomly divided into five groups [G-aenial posterior + G-premio bond (Control group), Estelite Bulk Fill flow + Universal Bond, GrandioSO x-tra + Futurabond U, Beautiful Bulk Restorative + FL-bond II, Fill-Up + ParaBond] and the cavities were restored with five composite systems by using their own adhesive systems. Completed restoration teeth using Isomet device with the help of diamond saw bukkolingual and mesiodistal sections were taken, three samples were obtained from each tooth and totally 15 samples were created. Microtensile bond strength values of groups were measured by universal test machine, force unit was calibrated as "newton". Microscopic changes on the fracture surfaces were examined by Scanning Electron Microscope. The data were evaluated by one-way ANOVA and Tukey tests as statistical methods.

While the control group showed the highest microtensile bond strength, Fill-Up group showed the lowest. The control group was statistically significant when compared to the four different bulk-fill groups used in the study ($p < 0.05$). Although the GrandioSO x-tra group showed the highest bonding strength among the bulk-fill composites, the differences between the Beautiful Bulk Restorative and Estelite Bulk Fill flow were statistically insignificant ($p > 0.05$). Fill-Up was found to be statistically significant when compared to the other bulk-fill groups ($p < 0.05$). In SEM analyzes a regular gap is seen along the hybrid layer only in Estelite Bulk Fill flow.

No bulk-fill composite group could reach the value of the bond strength of microhybrid composite. Although the Fill-Up group was used with the etch and rinse adhesive system among the bulk-fill composites, it showed the lowest bond strength.

Keywords: Bulk-fill composites, microtensile bond strength, dentin



İÇİNDEKİLER

| | |
|---|------|
| TEŞEKKÜR | iii |
| ÖZET | iv |
| ABSTRACT | vi |
| İÇİNDEKİLER..... | viii |
| SİMGELER DİZİNİ | x |
| KISALTMALAR DİZİNİ | xi |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | xii |
| TABLolar DİZİNİ | xiv |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ..... | 1 |
| 2.GENEL BİLGİLER | 4 |
| 2.1. Dentinin Yapısı | 4 |
| 2.2. Adezyon..... | 6 |
| 2.2.1. Dentine bağlanma..... | 11 |
| 2.3. Adeziv Sistemler | 12 |
| 2.3.1. Etch&Rinse (Total-Etch) Adeziv Sistemler | 12 |
| 2.3.2. Self-etch Adeziv Sistemler | 15 |
| 2.3.3. Cam iyonomer (Rezin modifiye) Adezivler | 17 |
| 2.3.4. Universal Adezivler..... | 17 |
| 2.4. Kompozit Rezinler | 19 |
| 2.5. Kompozit Rezinlerin Yapısı | 20 |
| 2.5.1. Organik Polimer Matriks Fazı..... | 20 |
| 2.5.2. İnorganik Faz | 22 |
| 2.5.3. Ara Faz | 23 |
| 2.6. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması | 24 |
| 2.6.1. İnorganik Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması..... | 24 |
| 2.6.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması | 27 |
| 2.6.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması | 29 |
| 2.6.4. Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler | 30 |
| 2.7. Bağlanma Dayanımı Testleri | 35 |
| 2.7.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi..... | 37 |

| | |
|--|----|
| 2.7.2. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi..... | 37 |
| 2.7.3. Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi..... | 38 |
| 2.7.4. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi..... | 38 |
| 2.8. Stereomikroskop ile kopma yüzeylerinin incelenmesi..... | 40 |
| 2.9. Taramalı Elektron Mikroskop (Scanning Electron Microscope-SEM) Analizi | 41 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM | 43 |
| 3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması | 43 |
| 3.2. Dişlerin Seçilmesi | 43 |
| 3.3. Çalışmada Kullanılan Kompozitler | 44 |
| 3.4. Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler | 46 |
| 3.5. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı | 48 |
| 3.6. Diş Örneklerinin Hazırlanması | 49 |
| 3.7. Çalışma Gruplarının Oluşturulması | 50 |
| 3.8. Mikrogerilim Bağlanma Testinde Dentin Yüzeylerinin Hazırlanması | 52 |
| 3.9. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımlarının Araştırılması | 53 |
| 3.10. Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi ve Kopma Tiplerinin Belirlenmesi | 53 |
| 3.11. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) incelemesi | 54 |
| 3.12. İstatistiksel Analiz | 55 |
| 4. BULGULAR | 56 |
| 4.1. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Değerleri..... | 56 |
| 4.2 Kopma Tipleri..... | 57 |
| 4.3 SEM Analizi Görüntüleri..... | 58 |
| 5. TARTIŞMA..... | 61 |
| 6. SONUÇ ve ÖNERİLER..... | 71 |
| 7. KAYNAKLAR | 72 |
| 8. ÖZGEÇMİŞ..... | 88 |
| 9. EKLER | |

SİMGELER DİZİNİ

| | |
|--------------------------|---------------------------|
| % | : Yüzde |
| °C | : Santigrat Derece |
| Å | : Angström |
| µm | : Mikrometre |
| dk | : Dakika |
| keV | : Kilo elektron volt |
| mm | : Milimetre |
| mm² | : Milimetrekare |
| mW/cm² | : Miliwatt/santimetrekare |
| nm | : Nanometre |
| N | : Newton |
| n | : Sayı |
| p | : Önemlilik |
| pH | : Power of Hydrogen |
| sn | : Saniye |

KISALTMALAR DİZİNİ

| | |
|-----------------|---|
| μTBS | : Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi |
| APS | : 4META 3 akriloksipropiltrimetoksilan |
| ATEŞ | : Organosilan alitrietoksilan |
| BHT | : Butylated hydroxytoluene |
| Bis-GMA | : Bisfenol A glisidil metakrilat |
| CQ | : Kamforokinon |
| EDMA | : Etilen dimetakrilat |
| F-PRG | : Tamamı önceden reaksiyona girmiş cam |
| GPS | : γ-plisidoksiprofil trimetoksilan |
| HEMA | : 2-Hidroksietil metakrilat |
| KYG | : Kritik yüzey gerilim değeri |
| LED | : Işık yayan diyot |
| MDP | : 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat |
| MDPB | : 12-Metakriloiloksi dodesilpiridinyum bromür |
| MDTP | : 10-metakriloiloksidil dihidrojen tiofosfat |
| MET | : 4-metakriloksi etil trimellitik asit |
| MMA | : Metil metakrilat |
| MPa | : Megapascal |
| MPTS | : 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan |
| MTU-6 | : Tiourasil monomer |
| NaOCl | : Sodyum hipoklorit |
| OTMS | : n-oktiltrimetoksilan |
| Phenyl-P | : 2-metakriloksi etil fenil hidrojen fosfat |
| PRG | : Önceden reaksiyona girmiş cam |
| SEM | : Scanning electron microscope |
| SPSS | : Statistical package for the social sciences |
| TEGDMA | : Trietilen glikol dimetakrilat |
| UDMA | : Üretan dimetakrilat |
| UV | : Ultraviyole |
| 3D-SR | : Fosforik asit monomeri |

ŞEKİLLER DİZİNİ

| | |
|--|----|
| Şekil 2.1. Dentin tübülleri. | 5 |
| Şekil 2.2. Peritübüler ve İntertübüler dentin | 5 |
| Şekil 2.3. K: Kompozit, D: Dentin, H: Hibrit tabaka, R: Rezin Tag A: Adeziv | 10 |
| Şekil 2.4. Bis-GMA'nın moleküler yapısı | 20 |
| Şekil 2.5. UDMA'nın moleküler yapısı | 21 |
| Şekil 2.6. Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, EGDMA'nın molekül yapısı..... | 22 |
| Şekil 2.7. Silanın yapısı..... | 23 |
| Şekil 2.8. Beautifil-Bulk Restorative giomerin iyon salınımı | 32 |
| Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan dişler..... | 44 |
| Şekil 3.2. G-aenial posterior..... | 44 |
| Şekil 3.3. Estelite Bulk Fill Flow | 45 |
| Şekil 3.4. GrandioSO x-tra..... | 45 |
| Şekil 3.5. Beautifil-Bulk Restorative | 45 |
| Şekil 3.6. Fill-Up | 45 |
| Şekil 3.7. G-premio bond | 47 |
| Şekil 3.8. Universal bond | 47 |
| Şekil 3.9. Futura bond U | 47 |
| Şekil 3.10. FL-bond II..... | 47 |
| Şekil 3.11. Parabond | 47 |
| Şekil 3.12. Valo Cordless Işık Cihazı | 48 |
| Şekil 3.13. "L" şeklindeki silikon kalıp ve otopolimerizan soğuk akril | 49 |
| Şekil 3.14. Akriliğe gömülmüş diş | 49 |
| Şekil 3.15. Kavite preparasyonu | 50 |
| Şekil 3.16. Restorasyonların yapılışı | 51 |
| Şekil 3.17. İsofet cihazı | 52 |
| Şekil 3.18. Kesit alma cihazında dişin uzun aksına paralel enine ve boyuna kesitler alınmış hali ve elde edilen test çubukları | 52 |
| Şekil 3.19. Universal test cihazına monte edilmiş test çubuğu | 53 |
| Şekil 3.20. Stereomikroskop | 54 |
| Şekil 3.21. SEM cihazı..... | 54 |
| Şekil 3.22. Kaplama Cihazı..... | 55 |

| | |
|---|----|
| Şekil 4.1. G-aenial posterior'a ait SEM görüntüsü..... | 58 |
| Şekil 4.2. Estelite Bulk Fill flow'a ait SEM görüntüsü | 59 |
| Şekil 4.3. GrandioSO x-tra'ya ait SEM görüntüsü | 59 |
| Şekil 4.4. Beautifil Bulk Restorative'e ait SEM görüntüsü. | 60 |
| Şekil 4.5. Fill-Up'a ait SEM görüntüsü | 60 |



TABLolar DİZİNİ

| | |
|--|--|
| Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozitler, üretici bilgileri, renk, lot numaraları .44 | |
| Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozitlerin tipleri ve içerikleri.....46 | |
| Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler, üretici firma bilgileri ve lot numaraları.....46 | |
| Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin tipleri ve içerikleri.....48 | |
| Tablo 3.5. Çalışmada kullanılan ışık cihazı üretici bilgileri ve özellikleri48 | |
| Tablo 3.6. Çalışma grupları.....50 | |
| Tablo 4.1. Grupların mikrogerilim bağlanma dayanım değerleri.....56 | |
| Tablo 4.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin mikrogerilim bağlanma dayanım testlerine ait maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma değerleri56 | |
| Tablo 4.3. Gruplara ait kopma tiplerinin dağılımı.....58 | |

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin amacı; doğru tanı ile diş yapısından minimum doku uzaklaştırarak maksimum fonksiyon, tutuculuk, dayanıklılık ve estetik sağlanması ile doğal diş görünümünün yeniden kazandırılmasıdır. Dişlerdeki çürüklerin ve diğer defektlerin dişlerin doğal anatomik formlarına en uygun şekilde restore edilmesi estetik diş hekimliği açısından oldukça önemlidir. Kompozit rezin ve adeziv sistemlerin yıllar içinde gelişmesi ve hastaların estetik beklentilerinin artmasıyla günümüzde diş hekimliğinde kompozit rezinler klinik olarak sıklıkla uygulanır hale gelmiştir. Bu sistemlerin ve materyallerin devamlı yenilenip geliştirilmesi ile restorasyonlardaki sorunlar azaltılmış, böylelikle rezin kompozitler hem anterior, hem posterior bölgelerde güvenle kullanılmaya başlanmıştır (1).

Rezin kompozitler, dişlerin dayanıklılıklarını artırıp diş yapılarından gereksiz madde kaybını önlerler. Ayrıca tek seansta bitirilmeleri, zaman kaybını engeller. Rezin kompozit restorasyonlar, posterior bölgede sentrik stop noktalarının korunabildiği, izolasyonun rahat sağlandığı I., II. ve V. Sınıf kavitelerde kullanılmaktadır (2).

Işıkla sertleşen kompozitlerin popüleritesi, estetik, biyouyumluluk ve aşınma direnci özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Ancak polimerizasyon büzülmesi, rezin kompozit restorasyonlarda restorasyonun klinik performansını olumsuz yönde etkileyen ve hala çözülememiş bir problemdir. Sertleşme sırasında oluşan büzülme stresini azaltmak için ışık cihazının modu ve şiddetinin ayarlanması, materyalin altına akışkan rezin kompozit uygulanması ve tabakalar halinde yerleştirilmesi gibi farklı klinik yöntemler geliştirilmiştir (3-5).

Kompozitin sertleşmesi; materyalin monomer içeriğine, reaksiyon başlatıcılarına, renk tonu ve opasitesine bağlıdır. Ayrıca ışığın dalga boyu, yoğunluğu, ışık cihazından uzaklığı ve ışıklandırma süresi gibi faktörlerden de etkilenmektedir. Yetersiz ışık penetrasyonu materyalin altında reaksiyonun tamamlanmamasına neden olur. Bu yüzden ışıkla sertleşen rezin kompozitler üretildiğinden beri tabakalar halinde yerleştirme yöntemiyle uygulanmaktadır (6). Tabakalar halinde yerleştirme yöntemi sertleşme sırasında oluşan büzülme kontrol altına almak için de kullanılmaktadır. Özellikle kavite duvarlarına kompozitin adaptasyonunu artırır. Kontakın iyi bir şekilde oluşturulmasını ve sertleşmeden önce çiğneme yüzeylerinin estetik olarak şekillendirilmesini sağlamaktadır. Büzülmenin kontrol altına alınmasıyla uygulama

sonrası oluşan hassasiyet oranı da azaltılabilmektedir. Öte yandan tabakalar halinde yerleştirme yöntemiyle rezin kompozit uygulaması özellikle posterior bölgede zaman kaybına neden olmakta, tabakalar arasında boşluk kalma riskini arttırmaktadır. Kompozitler izolasyonun iyi sağlandığı bir alana yerleştirilmelidir. Her bir tabakayı yerleştirmek, adapte etmek ve sertleştirmek için harcanan zaman restorasyonun kontaminasyon riskini artırırken gelecekteki başarısını da olumsuz yönde etkileyebilmektedir (7).

Derin kavite preparasyonlarında, polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bariyer oluşturmak amacıyla akışkan rezin kompozitler kullanılmaktadır (8). Akışkan kompozitler, geleneksel posterior kompozitlerden daha akıcı kıvamda olduğu için kavite duvarlarına daha kolay adaptasyon sağlamaktadırlar (9). Akışkan kompozitlerin doldurucu içeriklerinin az olması kullanımlarını sınırlayan düşük fiziksel ve aşınma direnci özelliklerine neden olmaktadır. Bazı çalışmalar ise kasp hareketlenmesini azalttığını ve bu yüzden restorasyon sonrası oluşan hassasiyete neden olan boşluk oluşumunu minimize ettiğini göstermektedir (10, 11).

Son dönemde geliştirilen restoratif materyallerden biri de posterior bölgede tek tabaka halinde uygulanan bulk-fill rezin kompozitlerdir (12). 4 mm derinliğe kadar tek tabaka (bulk) halinde yerleştirilip sertleştirilen rezin kompozitler dental marketlerde yerlerini almıştır. Yapısında bulunan baryum ve yiterbiyum partikülleri, materyalin radyoopasitesini arttırarak ışık cihazının etkisinin derinlere kadar ulaşabilmesini sağlamaktadır. Ayrıca bu partiküller kompozite, mineye benzer şeffaflık vererek estetik özelliklerini arttırırlar (2, 13). Tek tabaka halinde uygulanan kompozitlerin, modifiye edilmiş metakrilat rezinleri sayesinde polimerizasyonunun yavaş gerçekleştiği rapor edilmiştir (14). Bulk-fill rezin kompozitlerin yanı sıra bulk-fill akışkan kompozitler de piyasada yerini almış güncel materyallerden bir diğeridir. Akışkan kıvamda olmaları bu materyallerin kavite duvarlarına kolayca adaptasyonunu sağlamaktadır. Doldurucu yapıları, düşük büzülme stresi oluşumunu desteklemektedir. Ancak aşınmaya olan dirençlerinin az olması nedeniyle okluzal yüzeylerine 2 mm kalınlığında geleneksel posterior kompozit kullanımını gerektirmektedirler (15). Bulk-fill materyaller tabakalar halinde yerleştirme yöntemiyle kullanılan kompozitlerde gözlenen birtakım sorunları ortadan kaldırmaktadır. Düşük polimerizasyon büzülmesiyle dişteki deformasyon, postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve ikincil

çürük olasılığını azalttığı bildirilen bu materyaller tek seferde uygulanmasıyla da hasta ve hekimin konforunu arttırmaktadır (14, 16). Uygulama sırasında kontaminasyon riskini azaltan ve zaman tasarrufuyla sonuçlanan daha az tabakaya gereksinim vardır. Estetik ve klinik performansındaki sorunlar okluzal yüzeylere geleneksel veya diğer posterior kompozit materyali kullanımıyla azaltılmaktadır (13, 17).

Bulk-fill kompozitleri için düşük polimerizasyon gerilmeleri, dolgu maddesi içeriği, organik matriste ve ayrıca stres önleyicilerinin varlığından dolayı değişime bağlıdır (18). Oblik tabakalama tekniğinde doldurulan klasik bir rezin kompozitle karşılaştırıldığında daha az kaspal defleksiyon göstermişlerdir ve marjinal bütünlük değerlendirildiğinde bulk-fill kompozitler iyi performans gösterdi (19).

Diş yapısına etkili bir bağlanma, dentin tübüllerini ve restorasyon marjinlerini sızdırmaz hale getirerek mikrosızıntıyı ortadan kaldırır ve böylece postoperatif hassasiyetin, marjinal renk değişikliğinin, sekonder çürüklerin ve pulpa üzerindeki zararlı etkilerin önlenmesini sağlar (20). Bağlanma dayanımı testleri, restorasyon materyallerinin etkinlikleri ve adeziv sistemlerin klinik başarıları hakkında ön bilgi elde edinebilmek amacıyla kullanılmaktadır . Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi (μ TBS), ilk kez 1994 yılında Sano tarafından öne sürülmüştür . Bu test yöntemi ile dentinin yaklaşık 1 mm²'lik alanında bağlanma dayanımı ölçümü yapılabilir, tek bir diştten çok sayıda örnek hazırlanabilir. Ayrıca araştırmacılar bu metodun kullanımıyla deney esnasında görülen ayrılmaların daha çok bağlanmış ara yüzeylerde olduğunu bulmuşlardır ve geniş yüzey alanının kullanıldığı klasik test metodlarından daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri kaydetmişlerdir (21).

Çalışmamızın amacı, 2 akışkan, 2 kondanase edilebilir bulk-fill kompozitin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımlarını geleneksel mikrohibrit bir kompozitle karşılaştırmalı olarak değerlendirmek ve başarısızlık nedenlerini Taramalı Elektron Mikroskobu altında incelemektir.

2.GENEL BİLGİLER

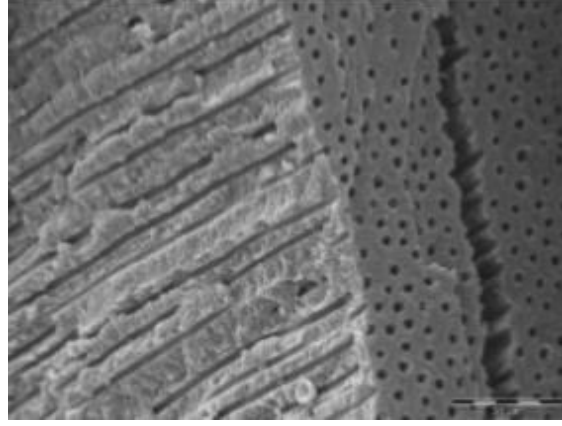
2.1. Dentinin Yapısı

Dentin, dişe şeklini veren ve dişin asıl kütlesini oluşturan yapıdır. Kron bölgesinde mine; kök bölgesinde ise sement tabakası ile pulpa dokusu arasında bulunur. Dentin sarımsı renkte, ışığı yarı geçirgen özelliğe ve poröz bir yapıya sahiptir. Mezoderm kökenli bir yapı olup; gelişme ve kimyasal yapı bakımından kemiğe benzer. Ancak, dentin yapısı kompakt kemikten daha sert olsa da, dişin mine tabakasından daha yumuşak bir yapıya sahiptir ve mineye göre daha elastiktir (22). Hacim olarak %45-50'si inorganik, %30'u organik olan ve %20-25 oranında su içeren dentin; ağırlık olarak ise %70'i inorganik, %20'si organik ve %10'u sudan oluşan biyolojik bir dokudur (23, 24). İnorganik yapının temelini kalsiyum fosfat ve kalsiyum hidroksit bileşiminden oluşan kalsiyum hidroksiapatit kristalleri oluşturur. Hidroksiapatit kristallerinin yanında inorganik yapı çeşitli kalsiyum tuzları, flor, bakır, çinko, demir gibi eser elementleri de içerir. Organik yapı %93 oranında kollajen içerir. Geri kalan kısmı da mukopolisakkaritler, lipitler ve glikoproteinlerden oluşur (25). Dentin dokusunun mineye oranla inorganik içeriği daha az ve hidroksiapatit kristallerinin boyutları daha küçük olduğu için mineye göre sertliği daha düşüktür (26).

Dentin odontoblastlar tarafından oluşturulur. Odontoblastların hücre gövdeleri pulpada yer alırken, ince ve uzun sitoplazmik hücre uzantıları mineralize dentin içinde bulunan dentin tübüllerine uzanır. Bu odontoblastik hücreler, fizyolojik ve patolojik uyaranlara karşı sekonder dentin, tamir dentini ya da sklerotik dentin gibi savunma yapılarının oluşmasına neden olur.

Dentin derinliğindeki artışla birlikte, dentinin su içeriği de artmaktadır. Mine-dentin sınırında dentinin su içeriği hacimsel olarak %1 civarında iken, pulpa yakınlarında bu oran 20 kat artarak %22'lere ulaşmaktadır (27).

Dentin, mine sınırından pulpaya kadar uzanan ve dentin hacminin %20-30'unu oluşturan dentin tübüllerinden oluşur. Çok sayıda dentin tübülü, dentini geçirgen hale getirecek şekilde pulpadan mine sınırına doğru diklemesine uzanır (26, 28, 29).



Şekil 2.1. Dentin tübülleri

Dentinin başlıca yapı elemanları; pulpadan mine-dentin sınırına kadar uzanan ve dentin sıvısı ile dolu olan dentin tübülleri, dentin dokusunun formasyonundan sorumlu olan odontoblast hücreleri ve uzantıları olan Thomes lifleri, hipermineralize yapıda dentinle kaplı peritübüler dentin ile tübüller arasında daha az mineralize dentin kısmı olan intertübüler dentindir (26). Genel olarak dentin, “intertübüler dentin” ve “peritübüler dentin” olmak üzere iki farklı yapısal kısımda incelenebilir (23).



Şekil 2.2. Peritübüler ve intertübüler dentin

Tüm dentin dokusunun esas kütlesini oluşturan ve kollajen ağ üzerine çökelmiş hidroksiapatit kristallerinin meydana getirdiği dentin, “intertübüler dentin” olarak adlandırılır (27). İntertübüler dentin mine-dentin sınırında %96’lık bir alanı kaplarken, pulpaya yakın bölgelerde ise bu oran %12’dir (30). Her tübül hipermineralize peritübüler dentin ile çevrilidir. Tübüller arasında bulunan dentin daha az mineralizedir ve daha çok organik kollajen fibril içerir.

Dentinogenezis sırasında birbirine oldukça yakın seyreden dentin kanalları tersine koni şeklinde olup mine-dentin sınırında 0,5-0,9 µm, pulpa tarafında ise 2-3 µm çapındadırlar. Pulpadan uzaklaştıkça içten dışa doğru sayıca azalan dentin kanalları pulpa tarafında 45.000/mm² iken, mine-dentin sınırında 20.000/mm²’dir. Her kanal peritübüler dentinle sarıldığı için pulpal bölgede, mine-dentin sınırına göre daha fazla peritübüler dentin yer alır. Dentin kanalları, mine-dentin sınırı yakınlarında alanın %1’ini kaplarken, pulpaya yakın yerlerde yaklaşık %22’sini kaplamaktadır (2, 31).

Dentin tübüllerinin sayı ve çaplarındaki bu artış, pulpaya yakın bölgedeki dentinin geçirgenliğinin artmasıyla sonuçlanır. Ayrıca, dentin tübülleri odontoblastik uzantıları içerir ve pulpaya direkt bağlantıyı oluşturur (29). Dentin tübüllerinin sayısının, buldukları dentin bölgesine bağlı olarak değişiklik göstermesi, dentin geçirgenliğinde ve restoratif işlemlere karşı oluşan biyolojik reaksiyonların değerlendirilmesinde de önemlidir (27).

Dentin; mikro yapısı ve bileşiminde, devamlı fizyolojik ve patolojik değişimlerin olduğu dinamik bir dokudur. Dentin çürük, mekanik abrazyon veya kimyasal erozyon gibi uyaranlara karşı sklerotik dentin oluşumuyla cevap verir. Sklerotik dentin, peritübüler dentinde görülen hipermineralizasyon ve dentin geçirgenliğinde azalmayla karakterizedir ve bu yapısal özellikler sklerotik dentine adezyonu zorlaştırır (32).

2.2. Adezyon

Adezyon, iki yüzeyin birleşmesi, bağlanması veya her ikisini de içeren kuvvetler ile bir arada tutulması olarak tanımlanmaktadır. Adezyon Latin kökenli “adhaerere” (bağlanmak) sözcüğünden gelmektedir (31). İki yüzey arasında adezyonu sağlamak üzere kullanılan film tabakası şeklindeki materyale “adeziv” ve adezivin bağlandığı

yüzeyle ise “adherent” denir (2, 33). Adezyon fiziksel, kimyasal ya da mekanik şekilde gerçekleşebilir;

Fiziksel adezyon; Van der Waal’s kuvvetleri ve elektrostatik etkileşimler sonucu farklı yapıdaki düz yüzeyler arasında gerçekleşen oldukça zayıf bir bağlanmadır (34). İki yüzey yakınlaştığı zaman, polar moleküller arasında dipol-dipol etkileşimi sonucu sekonder kuvvetler ortaya çıkar. Bağlanmanın bu tipi hızlıdır, fakat istenilen sürekli bağlanma olmaz.

Kimyasal adezyon; farklı yapıdaki yüzeylerin atomları arasında oluşan iyonik, kovalent veya hidrojen bağları ile gerçekleşir. Bağlanma dayanımına katkısı düşüktür (31, 35).

Mekanik adezyon; pürüzlü bir yapı ile (asitle pürüzlendirilmiş mine ve/veya dentin) materyal (adeziv sistem) arasında meydana gelen kilitlemeye dayanan güçlü bir bağlanma tipidir. Adezyonun bu formunda geometrik ve reolojik etkenler söz konusudur. Yüzey pürüzlülüğü veya mikroskobik porozitenin neden olduğu mekanik bağlanma “geometrik” etkenlere; materyalin akışkanlık özelliğinden dolayı bir çıkıntı etrafında akması ve büzülerek tutunması ise “reolojik” etkenlere örnektir. Diş hekimliğinde diş yapılarında bağlanma en çok mekanik yolla gerçekleşmekte olup diğer bağlanma çeşitlerinin adezyona katkısı sınırlıdır (2, 34, 36).

Dental adezyon primer olarak mekanik bağlanmadır, kimyasal bağlanma adezyona yardımcı unsur olarak görev yapar. Adeziv ve adherent yüzey arasında mekanik pürüzlülük 10 µm’den azsa mikromekanik bağlanma diye adlandırılır. Mikromekanik bağlanma ani kuvvetlere karşı dayanıklılık sağlarken, kimyasal etkileşim adezyonun kalıcılığı ve devamlılığına katkıda bulunur. Diş hekimliğinde adezyon öncelikle mekanik bir kilitleme ile gerçekleşir. Bu kilitlemede kimyasal adezyonun katkısı olsa bile, nihai bağlanmaya katkısı sınırlıdır (37).

Adeziv-adherent ilişkisini etkileyen üç önemli kavram mevcuttur. Bunlar; adeziv materyalin kritik yüzey gerilim değeri “KYG”, adherent yüzeyin ıslanabilirlik miktarı ve adeziv materyalin adherent yüzeyle yaptığı değim açısıdır (2, 35). İdeal bir adezyon elde etmek için adezivin yüzey gerilimi, adherentin serbest yüzey enerjisine eşit ya da daha az olmalı, adherentin ıslanabilirliği yüksek olmalı (adezivin ıslatılabilirliği yüksek olmalı), adezivin temas açısı küçük olmalı, yüzey temiz olmalıdır (2, 38). Yüzey ıslatılabilirliği kontak açısı (hedef yüzeyle adeziv arasında oluşan açı)

ile tanımlanır. Adherent yüzeyine damlatılan adezivın oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile adherent yüzeyi arasında oluşan açı kontakt açısı ya da değim açısı olarak ifade edilir. İdeal bir ıslanma için değim açısının sıfır dereceye yakın olması gerekmektedir. Eğer adeziv yüzeye tamamen yayılırsa kontak açısı “0” olur ve adezivın yüzeyi tamamen ıslattığı söylenir. Yüzeylerin ıslanabilirliğinin artması kimyasal ve mikromekanik bağlanmayı kolaylaştırır. Bu nedenle diş dokularına bağlanmayı güçlendirmek için yüzey pürüzlendirici uygulamalar tasarlanmış ve ıslatabilme özelliği yüksek olan kritik yüzey gerilim değeri düşük adezivler geliştirilmiştir.

Bunların dışında diş dokularına bağlanmayı etkileyen diğer faktörler adherentin heterojen olan dokusal özellikleri, kavite preparasyonu süresince oluşan yüzey kontaminasyonu, smear tabakası, bağlanmaya karşı koyan eksternal streslerin gelişimi, bileşim yüzeyindeki yüklerin dağılımı ve adezivın fiziksel ve kimyasal özellikleri önemli parametrelerdir. Nem, fiziksel stresler, sıcaklık değişimleri, pH, beslenme, çiğneme alışkanlıkları gibi ağız içi şartları da materyal ve diş dokusu arasındaki bağlantıyı etkileyen önemli faktörlerdendir (29).

Adezyonu etkileyen bu üç faktörden başka, klinikte karşılaştığımız ve diş ile restoratif materyal arasındaki başarılı ve kalıcı bağlanmayı etkileyecek faktörler de mevcuttur. Bunlar;

1. Tükürük ve kan kontaminasyonu
2. Hava-su şırıngası ve aletlerden nem kontaminasyonu
3. Hava-su şırıngası ve aletlerden yağ kontaminasyonu
4. Diş yüzeyinin pürüzlülüğü
5. Diş yüzeyindeki mekanik andırkatlar
6. Diş yapısının florür içeriği
7. Restorasyon yerleştirildikten sonra florür uygulanması
8. Dentin kanallarının karakteristik özellikleri
9. Plak, diş taşı, dış kaynaklı boyanma veya debris varlığı
10. Prepare edilmiş dişte liner veya kaide maddesi bulunması
11. Dişin dehidratasyonu
12. Restoratif materyale ait faktörler
13. Hastaya ait faktörlerdir.

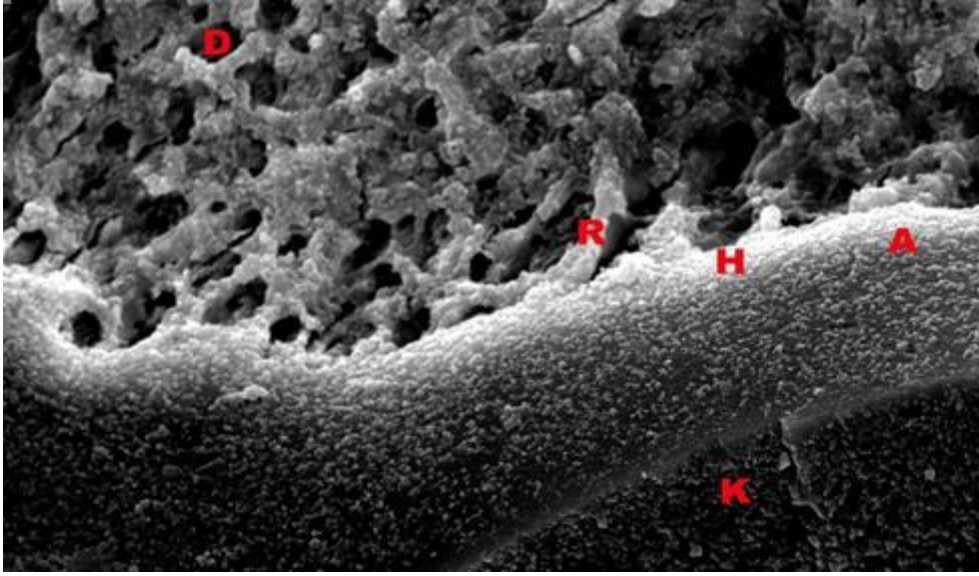
Diş hekimliğinde uzun yıllar boyunca intra-koronal restorasyonlarda restorasyon kaybını önlemek için dentinde andırkatların oluşturulduğu kavite şekilleri uygulanmıştır (39). Buonocore tarafından 1955 yılında geliştirilen mine dokusunun asitle pürüzlendirilmesi yöntemi restoratif uygulamalara yeni bir boyut kazandırmış, diş hekimliğine mikromekanik retansiyon kavramının girmesine yol açmıştır (2).

Diş dokusuna bağlanma, inorganik diş dokusunun sentetik rezin ile yer değiştirmesi esasına dayanır. Mineden ve dentinden kalsiyum ve fosfat kaldırılarak mikropöroziteler oluşturulur. Rezin, oluşturulan mikropörozitelere infiltre olarak polimerize olur. Bu durum difüzyon mekanizmasına dayanan mikromekanik bağlanmayla sonuçlanır (32).

Smear tabakası: Diş sert dokuları, bir frez veya başka bir alet ile prepare edildiğinde yüzey üzerinde artık organik ve inorganik komponentlerin, mikroorganizmalar, kan ve tükürüğün bileşimi ile oluşan amorf ve diş yüzeyine yapışmış 0,5-2,0 µm kalınlığındaki debris tabakasıdır (34). Smear tabakasının kalınlık, yoğunluk, pürüzlülük ve altındaki diş dokusuna bağlanma derecesi yüzey preparasyonunun şekline göre değişir. Elmas frez kullanılan diş yüzeyinde oluşan smear tabakası, silikon karbid kağıtlar ile oluşturulan smear tabakasından daha yoğundur (40). Dentin yüzeyinde oluşan smear tabakası intertübüler dentini kaplar ve tübüllerin içine birkaç µm penetre olarak smear tıkaçı oluşturur (41). Smear tabakasının kalınlığı taramalı elektron mikroskobu (SEM) çalışmalarına göre 0,5-2 µm'dur. Smear tıkaçı, tübül içine doğru 1-10 µm uzayabilir. Smear tabakasının dentin tübüllerini kapatmasına ve smear tıkaçı oluşturmasına rağmen smear tabakası pörözdür ve az da olsa dentin sıvısının geçişine izin verir. Smear tabakası dentin geçirgenliğini %86 oranında azaltır (32). Smear tabakası dentin geçirgenliğini azaltan bir difüzyon bariyeri olsa da aynı zamanda altındaki dentin tabakasına rezinin ulaşmasını engellemektedir (42). Dentin yüzeyi fosforik asit, sitrik asit veya poliakrilik asit ile demineralize edildiğinde smear tabakası ortadan kalkar ve sıvı çıkışına bağlı olarak dentin geçirgenliği artar (40).

Rezin uzantılar: Açık dentin tübüllerini içine doğru yönelen adeziv rezin uzantılarına verilen addır. Rezin uzantılarının morfolojisi; asitleme tekniğine, dentin derinliği, yüzey nemliliği ve yapısına göre değişir (43).

Hibrit tabakası: Asit düzenleyiciler ile dentin yüzeyinin demineralizasyonunu takiben açığa çıkan kollajen fibril ağı içine düşük viskoziteli monomerlerin penetre olarak eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı nanoboşlukları doldururlar ve kollajenlerin etrafını sararlar. Polimerizasyonun sağlanması ile adeziv rezin mikromekanik olarak dentin kollajeni ile bağlanır. Oluşan rezinle güçlendirilmiş kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezinle güçlendirilmiş, 2-4 µm kalınlığındaki aside dirençli bu alan “hibrit tabakası” olarak adlandırılır. Oluşum sürecine de hibridizasyon denir, hibrit tabaka ilk defa 1982’de Nakabayashi ve ark. tarafından tanımlanmıştır (29).



Şekil 2.3. K: Kompozit, D: Dentin, H: Hibrit tabaka, R: Rezin Tag A: Adeziv

Conditioner (Dentin yüzey düzenleyicisi): Kavite preparasyonu ile oluşan smear tabakasının ve tıkaçlarının uzaklaştırılması, dekalsifikasyonun sağlanması ve dentin kollajen liflerinin açığa çıkarılması için yüzeye asit ile muamele edilmesidir. Bu amaç için genellikle fosforik asit kullanılmaktadır. Mine dokusunda %37’lik fosforik asit kullanılırken, dentin dokusunda %10’luk fosforik asit, %10’luk sitrik asit, %2,5’luk nitrik ve %2,5’luk maleik asit kullanılmaktadır . Dentin yüzeyinin asitlenmesi smear tabakasının tamamen veya kısmen ortadan kaldırılması ve alttaki dentinin demineralizasyonuna neden olur. Asit, intertübüler ve peritübüler dentini demineralize ederek dentin kanallarının ağzını açar ve kollajen lifleri açığa çıkararak intertübüler dentinin mikropözitesini artırır. Dentine uygulanan asidin tipi,

uygulama süresi, konsantrasyonu ve dentinin yapısına bağlı olarak demineralizasyon derecesi değişebilir (34).

Primer (Dentin yüzey hazırlayıcı): Primer, bir solvent içinde bulunan hidrofilik monomerlerden oluşur. Kullanılan solvent; su, aseton veya etanol olabilir. Hidrofilik monomer ise genellikle 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA)'dır. Asitleme aşaması ile dentinde yoğun bir kollajen ağ ortaya çıkar. Bu organik tabakanın yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği oldukça düşüktür. Primerin esas görevi dentinin yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini arttırmak, kollajen liflerin arasını açmak ve adeziv materyalin penetrasyonunu sağlamaktır (29, 34).

Adeziv rezin: Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) gibi hidrofobik monomerlerden oluşur. Primer ve bonding asitlenmiş dentin yüzeyine uygulandığında, intertübüler dentine penetre olarak rezin-dentin interdifüzyon alanı veya hibrit tabakası adı verilen ara yüzeyi oluşturur. Bu yapılar aynı zamanda açık dentin kanallarına da penetre olarak polimerizasyondan sonra rezin uzantıları oluştururlar (29, 34).

2.2.1. Dentine bağlanma

Yüksek organik içeriğinin yanı sıra dentin, pulpayı mine-dentin sınırına bağlayan yoğun bir tübül yapısı ve bu tübülleri dolduran dentin sıvısı içermektedir. Kavite preparasyonu sırasında oluşan smear tabakası bağlanmayı olumsuz etkileyen faktörlerdendir (34). Smear tabakası dentin tübüllerini tıkar, bir difüzyon bariyeri gibi davranarak dentin geçirgenliğini %86 oranında azaltır. Bakteri, kan hücreleri tükürük ve denatüre kollajen içeren bu tabaka enfektedir. Yıkama ve ovalamayla ortadan kaldırılamaz (44, 45). Yüzey biofilm formasyonu–smear tabakası–dentin ve adeziv sistem arasındaki bağlanmanın zor oluşunda bir etkendir. Smear tabakasının sınırlı dayanıklılığına bağlı olarak dentine bağlanma dayanımını arttırmak için smear tabakasının uzaklaştırılması ya da dentin matrisi boyunca smear tabakasını modifiye eden bonding ajanlar geliştirilmiştir (46). Bunların yanında, dentine bağlanmada ilk aşama dentin yüzeyinin ve tübüllerin demineralizasyonunu sağlayıp kollajen yapının ortaya çıkarılmasıdır. Bu işlemde smear tabakası ya tamamen uzaklaştırılır ya da modifiye edilir. Yüzey düzenleyicisi uygulandıktan sonra dentin yüzeyi demineralize olur, peritübüler dentin ortadan kalkar ve kollajen lifler etraflarındaki hidroksiapatit kristallerinden neredeyse tamamen arınmış olur (36). Böylece, monomerin

mikromekanik iç kilitlenmesi için mikroretantif bir ağ oluşmuş olur. Bu iç kilitlenmeye hibrit tabakası denir. Hibridizasyon ile eş zamanlı olarak rezin uzantılarının dentin tübüllerini tıkar ve tübül duvarlarındaki hibridizasyon ile ek bir retansiyon ortaya çıkar (43).

Dentin dokusu dişten dişe, hastadan hastaya hatta aynı dişin farklı bölge ve derinliklerinde bile değişkenlik gösteren mineye kıyasla daha kompleks bir dokudur. Yüzeysel dentin derin dentine oranla daha mineralizedir ve daha az su içerir (47). Pulpal kısımda mm^2 'ye düşen tübül sayısı 45.000 iken; mine dentin sınırında bu sayı 19.000 olarak gözlenmektedir. Tüm bu nedenlere bağlı olarak dentinde derine doğru inildikçe bağlanma daha zorlaşmaktadır (48). Sklerotik dentinde tübüllerin içi ve etrafı hipermineralize durumda ve asite dirençlidir. Bu nedenle oluşan rezin taglar genellikle kısa ve künttürler. Dentinin kendisi, dişin yaşı, boyutu, açık tübüllerin sayısı ve yüzey işlemi de bağlanmada önemlidir (49). Adeziv sistemle dentin arasında kimyasal reaksiyonlar da oluşmasına rağmen, esas bağlanma minede olduğu gibi asitlenmiş dentin içerisine rezin monomerlerin penetrasyonu sonucu mikromekanik kilitlenmeyle sağlanır (50). Dentinin asitle pürüzlendirilmesinin nedeni, mikromekanik tutuculuğun rezin dentin bağlantısındaki en önemli mekanizma olmasıdır (51). Dentinin dinamik ve değişken yapıda olması, tüm rezin bazlı adezivlerde oluşabilen mikrosızıntı ve bağlanma başarısızlıklarında önemli bir faktördür (45).

2.3. Adeziv Sistemler

Adeziv sistemler uygulama aşamalarına göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler.

A. Etch&rinse (Total-etch) adeziv sistemler

1. Üç aşamalı
2. İki aşamalı

B. Self-etch adeziv sistemler

1. İki aşamalı
2. Tek aşamalı (All in one)

C. Cam iyonomer (Rezin modifiye) adezivler (36, 52)

2.3.1. Etch&Rinse (Total-Etch) Adeziv Sistemler

Etch and rinse adezivler smear tabakasının ve smear plugların tamamen uzaklaştırılmasını sağlayan başlangıç asit uygulama ve yıkama basamağı ile

karakterizedir. Etch and rinse adeziv sistemler üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Üç basamaklı sistemlerde asit, primer ve bonding işlemleri ayrı olarak uygulanmaktadır. İki basamaklı sistemlerde ise daha kolay bir kullanım için asit uygulaması takiben, tek şişe haline getirilmiş primer ve bonding uygulanmaktadır. Bu sistemlerin her ikisi de ayrı bir asitle pürüzlendirme ve yıkama aşaması içerirler (36, 53).

Üç aşamalı etch and rinse sistemler: İlk basamak olan asit uygulaması ile smear tabakası kaldırılır ve dentinde 3-5 µm derinliğinde demineralizasyon oluşturulur. Asidin yıkanmasıyla hidroksiapatitin neredeyse hepsi uzaklaştırılır ve kollajen fibril ağı açığa çıkar. Farklı konsantrasyonlarda maleik asit, nitrik asit, sitrik asit ve fosforik asit kullanımı denense de günümüzde % 30-37,5 konsantrasyonunda fosforik asit kullanımı tercih edilmektedir (32). Bu işlem inorganik dokuyu etkileyerek smear tabakasını uzaklaştırır, dentin tübüllerini açar, intertübüler ve peritübüler dentini dekalsifiye eder. Asit yıkandıktan sonra 2. adım; aseton, etanol, su ya da bir veya daha fazla bifonksiyonel rezin monomer içeren primer uygulamasıdır (22). Primerler HEMA gibi rezinler içermektedir. Bu rezinler hidrofobik ve hidrofilik olmak üzere iki fonksiyonel gruba sahiptirler. Hidrofilik grup dentin yüzeyine bağlanırken, hidrofobik grup rezine bağlanmaktadır. Böylece primer; kollajen ağının içine sızarak yüzey gerilimini arttırırken, aynı zamanda dentinin ıslanabilirliği de artmaktadır. Primer, demineralize dentinin pörozitesini korur ve nemli kollajen ağındaki su ile yer değiştirerek işlev görür (2, 54). Ayrıca bazı primerler dentin lenfindeki proteinlerin denatürasyonunu sağlayarak, kanaldaki dentin lenfi akışını önleyerek dentin hassasiyetini engellerler (29). Üçüncü basamağını, Bis-GMA, UDMA gibi hidrofobik monomerlerden ve HEMA gibi hidrofilik ajanlardan oluşan, bonding ajan olarak isimlendirilen adeziv rezin uygulaması oluşturur. Adeziv rezin hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlar ve dentin kanallarının içerisinde rezin tagların oluşumuna olanak verir (55).

İki aşamalı etch and rinse sistemler: İlk adım olarak asitle pürüzlendirme gerektiren, farklı olarak primer ve adeziv sistem aşamaları tek şişede birleştirilmiş olan bu sistemler tek şişe adeziv sistemler olarak da adlandırılır. Tek şişe adeziv sistemler aseton, etanol veya su gibi çözücülerle (solvent) taşınan hidrofilik ve hidrofobik rezinlerin karışımını içerir. İki basamaklı adezivlerin demineralize kollajen ağına

tamamen infiltre olması ve tüm artık çözücünün özellikle de buhar basıncının düşük olması nedeniyle suyun uzaklaştırılması daha da zorlaşmaktadır (56). Buharlaşmamış çözücü, rezin momomerin polimerizasyonunu engelleyerek adeziv arayüzünde istenmeyen boşlukların oluşumuna neden olur. Su esaslı adezivlerde çözücünün buharlaşmasını kolaylaştırmak için su ile birlikte etanol ve aseton kullanılarak azeotropik bir karışım elde edilir. Bu durum su ve etanol/aseton molekülleri arasında hidrojen bağları oluşumunu sağlayarak çok daha kolay buharlaşan bir çözücü oluşturur (57). Üç basamaklı etanol-su bazlı etch and rinse adezivler özellikle dentin dokusuyla sınırlı kavite preparasyonlarında bağlanma dayanımı açısından altın standart olarak kabul edilirler (56). Bağlanma mekanizmaları üç basamaklı etch and rinse sistemlerle aynıdır (50).

Etch and rinse adeziv sistemleri mineye etkin ve uzun süreli bağlanma açısından oldukça başarılı sistemler olmasına rağmen dentin uygulamalarında teknik hassasiyetleri yüksektir. Özellikle aseton bazlı sistemlerin; dentin yüzeyinin neminden, etanol ve su bazlı sistemlere göre daha fazla etkilendikleri saptanmıştır (58, 59). Dentinde oluşturdukları demineralizasyon derinliği, monomer penetrasyonundan fazla olduğunda, hibrit tabakasının altından nanosızıntı riskleri vardır (60). Uygulanan asitler inorganik dokuyu uzaklaştırdıklarından, asitlerin normalden daha uzun süre uygulanmaları, kollajen dokunun desteksiz kalmasına ve dolayısıyla denatüre olup çökmesine neden olur. Bu da dentinde oluşturulması amaçlanan mikromekanik bağlanmayı imkânsız hale getirir. Etch and rinse adeziv sistemlerde yıkama işleminden sonra mine yüzeyi tebeşirimsi bir görüntü elde edilene kadar kurutulurken, dentin yüzeyinin aşırı derecede kurutulması, hidroksiapatitini kaybetmiş desteksiz kollajen fibrillerin büzülmesine neden olarak rezin infiltrasyonunu sınırlandırır. Asit uygulamasıyla oluşan demineralizasyon alanına rezinin tam olarak infiltre olamaması hibrit tabaka altında ve/veya içinde boşluk oluşumuna ve ekspoz kollajenin zamanla yıkıma maruz kalmasına neden olabilmektedir (57). Etch and rinse adeziv sistemlerin başarıyla uygulanmasında çok önemli olan ve yüksek derecede teknik duyarlılık gerektiren nemli bağlanma tekniğinde, asitle pürüzlendirme ve yıkama işlemlerinden sonra yüzey tamamen kurutulmaz, hafif nemli bırakılır. Böylece kollajen fibriller pozisyonlarını koruyarak sünger gibi davranırlar. Bu durum rezinin infiltrasyonunu kolaylaştırır ve in vitro bağlanma dayanıklılığını artırır. Aşırı nem ise primeri

sulandırarak etkisinin azalmasına ya da hibrit tabakası içindeki rezin polimerizasyonunun olumsuz etkilenmesine neden olur ve demineralize dentinde rezin tarafından doldurulması gereken boşlukları doldurarak bağlanmayı olumsuz yönde etkiler (2, 29).

2.3.2. Self-etch Adeziv Sistemler

Etch&rinse adeziv sistemlerin tekniğe hassas oluşu self-etch sistemlerinin geliştirilmesine neden olan en önemli faktör olarak gösterilmektedir. Bu sistemler etch and rinse sistemlerden farklı olarak ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama fazı gerektirmezler. Mine ve dentini eş zamanlı demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içermektedirler. Böylelikle klinik uygulama zamanı kısılır, işlem süresince hata yapma olasılığını düşürerek teknik hassasiyet de belirgin oranda azaltılmıştır (36, 53, 61).

Asitleme sonrası yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaşmaz ve adeziv rezin içerisine dahil olur. Ayrıca yüzeyin fazla kurutulması sonucu kollajen fibrillerin büzülmesi ya da bağlanmayı engelleyecek ölçüde ıslak kalma riski de azalmaktadır. Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür, açığa çıkan tübüler alanlar hemen örtülür ve postoperatif duyarlılığın oluşmaması beklenir (61, 62).

Self-etch adeziv sistemler, smear tabakasını asidik monomerler ile çözerek ya da modifiye ederek adezyon sürecine katılmakta ve yüzeyel dentindeki kalsiyum ile de kimyasal bağlanma sağlayabilmektedirler. Self-etch sistemler ile sağlanan demineralizasyon derinliği, asidik monomerlerin tipine, konsantrasyonuna, uygulama süresine ve dentinin yapısına bağlıdır. Bu sistemlerde oluşan hibrit tabaka etch and rinse adeziv sistemlere göre daha ince (0,5- 1,5 μm) dir. Bağlanma mekanizması smear tabakası ile iç içe geçmiş uniform bir hibrit tabakasının (hibridoid tabaka) olduğu hibridizasyon temeline dayanır. Hibrit tabakasının üst kısmı (hibridize smear tabakası), rezin monomerlerin demineralize smear tabakasına infiltrasyonu sonucu oluşurken, gerçek bir hibrit tabakası olan alt kısmı ise daha ince olup, rezin monomerlerin kollajen ağna infiltrasyonu ile oluşur. Smear tabakasını çözen hidrofilik asidik fonksiyonel monomerlerin karboksil ve fosfat grupları, kollajen lifler

arasındaki hidroksiapatit kristal artıklarında bulunan kalsiyum ile kimyasal bir bağlanma (kalsiyum karboksilat ya da kalsiyum fosfat) gerçekleştirir (2).

Çifte bağlanma mekanizması (mikromekanik ve kimyasal) gösteren self-etch adezivler, mikromekanik bağlanma ile ani streslere karşı direnç gösterirken, kimyasal bağlanma ile de hidrolitik bozulmalara karşı korunma sağlarlar. Bağlanmanın sürekliliğinde, adeziv solüsyonun bileşimi kadar primer solüsyonunun pH'sı, smear tabakasının kalınlığı, viskozitesi, monomer-kalsiyum arası bağın hidrolitik stabilitesi de önemli rol oynar (2).

Self-etch adezivler, uygulama prosedürleri ve asiditelerine göre alt gruplara ayrılabilirler (36, 63).

Uygulama prosedürlerine göre:

a. İki aşamalı Self-Etch Adezivler: Bu sistemlerde, birinci basamağı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer solüsyonu uygulaması, ikinci basamağı ise hidrofobik adeziv rezin uygulaması oluşturmaktadır (2).

b. Tek aşamalı Self-Etch Adezivler (all-in-one): Bu sistemlerde asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv, tek şişede yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır (2). Hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin karışımıdır. Tek basamaklı self-etch adeziv sistemler iki basamaklı self-etch ve geleneksel etch and rinse sistemler ile karşılaştırıldıklarında, bağlanma dayanımları daha düşük bulunmuştur (36).

Self-etch adezivlerin yapısındaki 4-metakriloksi etil trimellitik asit (4-MET), 2-metakriloksi etil fenil hidrojen fosfat (phenyl-P) ve 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (10-MDP) gibi fonksiyonel monomerlerin kollajen fibrillerin etrafında kalan hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonları ile kimyasal bağlanma oluşturması bu adezivlerin önemli bir avantajıdır. Self-etch sistemlerinde 10-MDP içeren adezivler yaygın olarak kullanılır (53, 64).

FL-bond II, flor salınımı yapan iki aşamalı self-etch adeziv sistemdir. FL-bond II ikinci aşaması olan bonding ajanı, %40 flor salma ve şarj etme özelliği olan S-PRG doldurucusu içerir. Bu, diş yapısının remineralizasyonu sayesinde ikincil çürüklere karşı kalıcı bir ek koruma sağlar.

2.3.3. Cam iyonomer (Rezin modifiye) Adezivler

Cam iyonomerler flor salınımı yapabilen ve diş dokularına herhangi bir yüzey pürüzlendirilmesi gerekmeden kendiliğinden bağlanabilen materyallerdir. Diş dokularına kendi kendine bağlanabilen tek materyaldir (29, 43). Buna rağmen, polialkenoik asit ile yüzey pürüzlendirilerek bu materyallerin diş dokularına olan bağlanma dayanıklılığı artırılabilir. Bu yüzden cam iyonomerler tek ya da iki aşamalı olarak kullanılabilir (37, 65). Polialkenoik asit düzenleyiciler, smear tabakasını uzaklaştırarak dentinin kısmen demineralize ederek 0,5-1 µm derinliğe kadar kollajen fibrillerini açığa çıkarırlar. Cam iyonomer adezivlerin bağlanma mekanizmasının mikromekanik ve kimyasal yolla olduğu düşünülmektedir. Cam iyonomer bileşenlerinin yüzeye difüze olması ile mikromekanik bağ kurulur. Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen fibriller arasında kalan hidroksiapatitlerin kalsiyumları ile etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma elde edilir (66).

Bir dentin bonding ajanından beklenen temel özellik; restorasyon ve diş yapısı arasında devamlılık oluşturan ve polimerizasyon büzülmesiyle oluşan kuvvetlere karşı dirençli bir hibrit tabaka oluşturmaktır. Yaklaşık 17-20 megapaskal (MPa)'lık bağlanma direnci polimerizasyon esnasında ortaya çıkan büzülme kuvvetlerine karşı direnebilmektedir. Bonding ajanlarla diş ve restoratif materyal arasındaki bağlantı polimerizasyon büzülmesi dışında iki grup kuvvet tarafından etkilenir. Birinci grup kuvvetler yeme, içme, çiğneme esnasındaki termal ve mekanik stresler, ikinci grup ise oral kavitenin değişken fiziksel, kimyasal ve biyolojik şartlarının oluşturduğu kuvvetlerdir (67).

2.3.4. Universal Adezivler

Etch and rinse ve self-etch adeziv tekniklerde yaşanan komplikasyonları ekarte etmek ve bir adezivi tüm adeziv uygulama şekilleri ile kullanabilmek amacıyla “universal”, “multi-mode” veya “çok amaçlı” adezivler olarak adlandırılan adezivler geliştirilmiştir. Universal adezivler bir basamaklı kendinden asitli adezivler gibi, bütün adeziv içeriklerinin tek şişe içerisinde birleştirildiği adezivlerdir. Bu adezivler hem self-etch modunda hem etch and rinse modunda hem de selektif asitleme ile birlikte kullanılabilir (68-71).

Universal adezivler farklı uygulama modlarında kullanılabilmesine rağmen, mine ve dentinin yapısal farklılığından dolayı hangi dokuda, hangi modda

uygulandığında daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiğine dair kesin sonuçlar yoktur (72). Çalışmalarda universal adezivlerin minde asitleme basamağı ile birlikte uygulandığında daha yüksek bağlanma dayanımı sonuçları elde edilmiştir (69, 71). Çalışmalarda 24 saat sonrası sonuçlar ile yaşlandırma sonuçları karşılaştırıldığında, universal adezivler dentine self-etch modunda uygulandığında daha iyi bağlanma dayanımı sonuçları elde edilmiştir (73, 74).

Bir basamaklı kendinden asitli adezivlerde rezin monomer infiltrasyonunu arttırmak için adezivi aktif uygulama etkili olabilmektedir. Yapılan bir çalışmada mine ve dentinde, universal adezivi aktif uygulamanın her iki dokuda da bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir (71).

Universal adezivler MDP gibi asidik fonksiyonel monomerler içermektedir (75). MDP polimerize olabilen metakrilat grupları ve hidroksiapatitteki kalsiyum ile kimyasal bağlanma yeteneğine sahip fosfat gruplarına sahiptir. İçerdiği dihidrojen fosfat gruplarından dolayı asitleyici bir monomerdur. Uzun karbonil zincirine sahip olması nedeniyle oldukça hidrofobiktir. Hidroksiapatit ile adeziv ara yüzeyinde stabil bir nano tabaka oluşturur. Oluşan MDP (metakriloloksidesil dihidrojen fosfat)-Ca (kalsiyum) tuzları bu tabaka boyunca çökeler. Böylelikle yüksek ve stabil bir bağlanma dayanımı sağlanır (76, 77). Uygulama modunun yanında universal adezivlerin kimyasal içeriğinin de bağlanmayı etkilediği ve MDP içeren universal adezivlerin daha iyi bağlanma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir (70-72, 74). Self-etch adezivler, monomer iyonizasyonunu sağlamak amacıyla su içermektedir. Adezivin su konsantrasyonunun artması konversiyon oranını azaltır, bağlanma dayanımını olumsuz etkiler. Genel olarak bir basamaklı kendinden asitli adezivler hacimce %30 ile %60 arasında su içerirler. Bu oranın %20'den az olması bağlanma dayanımını olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir (78). Universal adezivler kendinden asitli adezivler gibi suyun yanında aseton ve etanol gibi organik çözücülerde içermektedir. Adezivlerin içerdiği monomerler bu çözücüler sayesinde aktivitesini gösterebilirler. Kollajenin interfibriler aralığa rezin infiltrasyonunu çözücüler sağlarlar. Ayrıca adeziv rezinin viskozitesini dilüe ederler. Ancak adeziv uygulandıktan sonra çözücüler tamamen uzaklaştırılmalıdır. Adeziv rezin polimerize edildikten sonra adeziv tabaka içerisinde kalan çözücü bağlanma dayanımını olumsuz etkilemektedir. Bu nedenle adeziv uygulandıktan sonra çözücünün buharlaşması için yeterli süre beklenmelidir

(79, 80). Universal adezivlerle yapılan bir çalışmada, çözücünün buharlaşması için beklenen sürenin uzatılması adezivin dentine etch and rinse modunda uygulandığında bağlanma dayanımını olumlu etkilediği görülmüştür (81, 82). HEMA universal adezivlerinde içerisinde bulunan hidrofilik monomerdir. HEMA, daha iyi rezin infiltrasyonu sağlayarak adeziv rezinin bağlanma dayanımını artırır (83-85). HEMA içermeyen bir universal adezivde faz ayrılmasının meydana geldiği bildirilmiştir (86). Adeziv içerisindeki çözücü ve hidrofilik monomer miktarının artması adeziv tabaka içerisinde rezidüel çözücü ve polimerize olmamış monomer kalmasına neden olur. Bu durumun birçok olumsuz etkisi vardır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesini engeller, konversiyon oranını azaltır, bağlantının zayıflamasına ve adeziv tabakanın geçirgenliğinin artmasına neden olur (87-90). Bu olumsuzlukları gidermenin bir yolu ilave hidrofobik rezin uygulamasıdır (86, 91-93). İlave hidrofobik rezin uygulaması ile adeziv tabakaya çözünmemiş hidrofobik monomer ilave edilir. Böylece adeziv tabakadaki hidrofobik monomer konsantrasyonu artar. Hidrofilik monomer ve çözücü konsantrasyonu azalır. İlave hidrofobik rezin, adeziv tabakanın kalınlığını artırır ve daha homojen bir hale gelmesini sağlar. Daha kalın bir adeziv tabaka oluşması ile oksijen inhibisyon tabakasının olumsuz etkileri azaltılır. Adeziv tabaka boyunca oluşabilecek sıvı hareketi ve sıvı geçişi engellenir. Faz ayrılması nedeni ile adeziv tabakada oluşabilecek defektler giderilir. Adeziv tabaka, bu olumlu etkiler sayesinde mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sırasında oluşan kuvvetlere karşı daha dirençli hale gelir (91, 92). Universal adezivlere ilave hidrofobik rezin uygulandığı çalışmalarda; adeziv mineye etch and rinse modunda dentine ise self-etch modunda uygulandığı zaman ilave hidrofobik rezin uygulamasının mikrogerilim bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir (61, 86, 93). Çalışmamızda kullandığımız Universal Bond, self-cured iki bileşenli tek aşamalı universal adezivdir. G-premio bond, tek aşamalı universal adezivdir.

2.4. Kompozit Rezinler

Diş dokularına adezyonla bağlanabilen kompozit materyaller 1962 yılında Dr. Ramsey Bowen tarafından gündeme gelmiştir. Silikat simanların dayanıklılıklarını geliştirmek için Bis-GMA molekülü eklenmiş ve materyal polimerize olabilen yapıya dönüştürülmüştür (94, 95). Son yıllarda hastaların estetik beklentilerinin artması ve amalgam dolgulardaki civaya ilişkin endişeler sebebiyle kompozit rezin materyallerin

anterior ve posterior dişlerde direkt restorasyon materyali olarak kullanılması popülerite kazanmıştır (96).

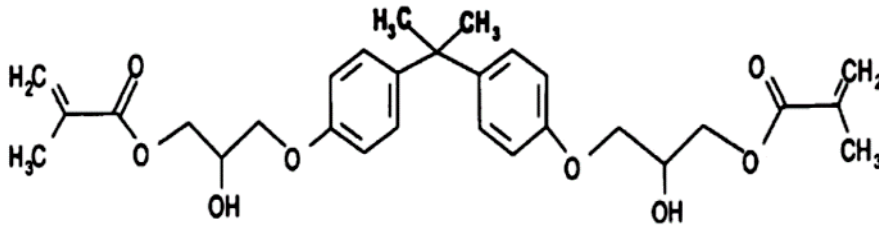
2.5. Kompozit Resinlerin Yapısı

Genel tanımıyla resin kompozitler, bağlayıcı bir ajan tarafından sarılmış inorganik partiküllerin organik resin bir matriks içindeki karışımıdır (97). Ayrıca kompozit resin materyallerinin içinde renk sabitleyiciler, renk pigmentleri ve polimerizasyon sağlayan aktivasyon sistemleri bulunmaktadır (98). Kompozit resinler üç ana bileşenden oluşur (99-101) :

1. Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz, Continuous Phase)
2. İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz, Dispersed Phase)
3. Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Coupling Agent)

2.5.1. Organik Polimer Matriks Fazı

Resin sisteminin klinik performansını ve polimerizasyon derecesini belirleyen kısım organik matriks fazıdır. Kompozitlerin sertleşmesini sağlayan maddeler organik faz içinde değerlendirilir. Bu fazda monomer sistem (monomer ve ko-monomerler), polimerizasyon başlatıcılar (inisiyatörler), aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır (102). Organik matriks, genellikle organik monomerler, foto başlatıcılar, polimerizasyon inhibitörleri, UV stabilizatörler ve üreticiye göre değişen küçük miktarda ilave bileşenlerden oluşmaktadır. Monomerler akıcı durumda eklenirler ve materyalin klinik uygulanımı sırasında polimerizasyon işlemi ile rijit polimerlere dönüşürler (103). Dental kompozitlerde baskın ve en yaygın kullanılan monomer yüksek moleküler ağırlıklı bir monomer olan Bis-GMA'dır .



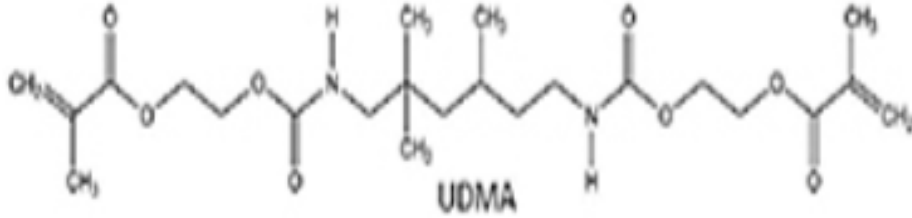
Şekil 2.4. Bis-GMA'nın moleküler yapısı

Bis-GMA denilen monomerin yüksek moleküler ağırlığı nedeniyle polimerizasyon büzülme miktarı azdır ve mekanik özellikleri iyidir. Ancak yüksek

vizkozitesi nedeniyle içine katılabilen doldurucu miktarını sınırlamaktadır. Sonraki çalışmalarda TEGDMA vizküziteyi azaltmak için seyreltici olarak kullanıldı ve bu monomer kombinasyonu günümüze kadar dental kompozitlerde en çok kullanılan matriks monomer kombinasyonu olmuştur (97, 104).

Bis-GMA'ya göre iyi adezyon sağlayan ve renk değişime daha dirençli olan bir monomer olan UDMA, kompozitlere ilave edilmektedir; ancak her ikisinin de vizkoziteleri yüksek olduğu için kompozit rezinin organik matriksini dilüe edebilmek için metil metakrilat (MMA), etilen dimetakrilat (EDMA) ve TEGDMA kullanılmaktadır.

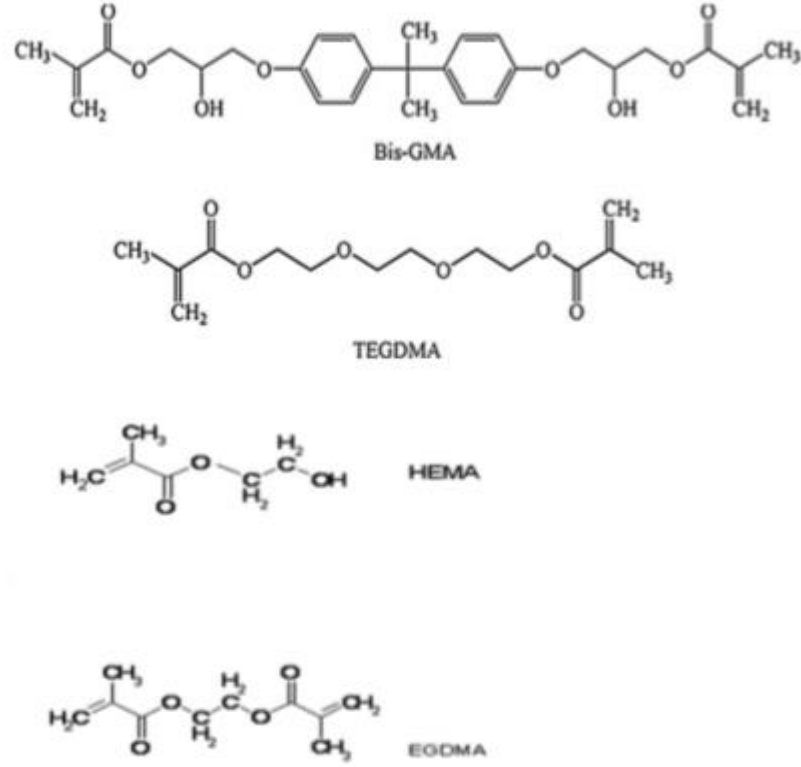
Bis-GMA aromatik monomerinin, akışkanlığının az olması nedeniyle seyreltici monomer katılımı gerektirmesi, havanın polimerizasyonda kuvvetli bir inhibisyon etkisi yapması, bu formülden elde edilen rezin yapının yüksek viskozite özelliği, saf bir yapısal sentezin oluşturulamaması gibi dezavantajlarının ortaya çıkmasından sonra çalışmalar yeni bir rezin matriks geliştirme yönünde ilerlemiştir. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA monomer olarak kullanılmıştır.



Şekil 2.5. UDMA'nın moleküler yapısı

Düşük viskoziteye bağlı olarak dilüe edilmeden kullanılır, iyi adezyon sağlar ve renk değişimine daha dirençlidir. Hidroksil grubu içermediği için düşük su absorpsiyonu sergilemektedir. Bis-GMA ve UDMA, günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin rezin matrikslerini oluşturur .

Her iki monomerin de viskozitesi yüksek olduğundan dilüe edilmek için daha az viskoziteye sahip olan komonomerler ile karıştırılırlar. Bu amaç için en fazla TEGDMA kullanılmaktadır (105).



Şekil 2.6. Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, EGDMA'nın molekül yapısı

Organik matriks fazı ayrıca; polimerizasyon hızlandırıcı (akseleratör) ve fotobaşlatıcılar (inisiyatör), ultraviyole stabilizatörler, rezinin ısı, ışık ve diğer yollarla polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü uzatmak için 4-metoksifenol ve 2,4,6 tersiyerbütifenol inhibitörler, plastizite ediciler (dibütülfitalat) ve kıvam azaltıcılardan (metakrilik asit monomer) oluşmaktadır (2).

2.5.2. İnorganik Faz

Kompozit rezinlerin inorganik yapısı matris içinde bulunan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum rezine radyoopasite verir. Silika partikülleri rezini mekanik olarak güçlendirir, ışığı geçirir. Bu sayede kompozit rezin, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntüye sahip olur (106, 107). Organik matriks içerisine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, koloidal silika, yitriyum cam, boraksilat cam, stronsiyum, lityum, baryum,

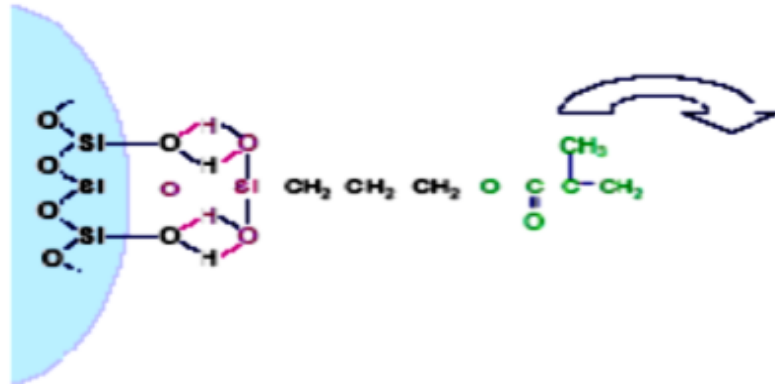
alüminyum silikat, zirkonyum oksit, stronsiyum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerdir (2).

Zirkonyum oksit, alüminyum oksit, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, baryum alüminyum silikat ve yttrium gibi inorganik doldurucular rezinin fiziksel özelliklerini geliştirirler. Bu inorganik partiküller kompozit rezinin translüensi özelliğinin gelişmesini, termal genleşme katsayısının düşmesini, resin materyalin aşınmaya karşı direncinin artmasını ve polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlarlar (108).

Kompozit rezinlerde kullanılan saf silika kristalin ve non kristalin formlarda bulunur. Kristalin formları sert olduğundan dolayı kompozit rezinlerin bitirme ve polisaj işlemleri zorlaşmaktadır. Bu sebeple günümüzde üretilen kompozitler de silikanın nonkristalin formu kullanılmaktadır. Partiküllerin büyüklüğü, miktarı ve şekli kompozitin fiziksel özelliklerini belirler (2).

2.5.3. Ara Faz

Organik matriks ile inorganik doldurucular arasında kimyasal bir bağlanma olmadığından bu iki yapı arasında bağlanmayı sağlamak için bağlayıcı ajan kullanılmaktadır (97). Silan bağlayıcı ajanı, doldurucu partiküller ve resin matriks arasında adezyonu güçlendirir. Ayrıca hidrolitik stabiliteyi artırır. Resin kompozitlerde organofonksiyonel silan (γ -metakriloksi-propiltrimetoksilan) en çok kullanılan ajandır. Silan kullanımı, bir kompozit karışım oluşturmak için inorganik partiküllerin organik faz ile ıslanabilirliğini artırır. Doldurucu partikülleri ve silan arasında siloksan bağları oluşurken, silanın organofonksiyonel grupları ve resin matriksin reaktif grupları arasında kovalent bağ oluşur (97, 109).



Şekil 2.7. Silanın yapısı

Silanlar iki fonksiyonlu moleküller olup bir taraftan silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer taraftan organik matristeki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kurmaktadır (110). Günümüzde en çok kullanılan silan bağlama ajanı, reaktif bir silan olan ve rezin matrisiyle kovalent bağ ve hidrojen bağlarıyla etkileşime giren 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)'dir. Diğer bir silan bağlama ajanı olan n-oktiltrimetoksisilan (OTMS) ise reaktif değildir ve rezin matrisiyle direk etkileşime girmeyip zayıf Van Der Waals kuvvetleri yardımıyla matrisse tutunur. MPTS rezine güç ve direnç sağlarken, OTMS hidrofobik özelliğiyle su emilimini azaltır ve hidrolitik dengeyi sağlar (95, 100). 4META 3-akriloksipropiltrimetoksisilan (APS), γ -plisidoksiprofil trimetoksisilan (GPS), organosilan alitrietoksisilan (ATEŞ) da silan bağlama ajanı olarak kullanılan diğer moleküllerdir (95, 111).

2.6. Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması

Rezin kompozitler:

- İnorganik doldurucu partikül büyüklük ve yüzdelerine
- Polimerizasyon yöntemlerine
- Viskozitelerine göre sınıflandırılabilir.

2.6.1. İnorganik Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

- a) Megafil Kompozitler (50-100 μm)
- b) Makrofil Kompozitler (10-100 μm)
- c) Midifil Kompozitler (1-10 μm)
- d) Minifil Kompozitler (0,1-1 μm)
- e) Mikrofil Kompozitler (0,01-0,1 μm)
- f) Hibrit Kompozitler (0,04-1 μm)
- g) Nanofil Kompozitler (0,005-0,01 μm)

a) Megafil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 μm olan rezin kompozitlere megafil kompozitler denir. Okluzal değim yüzeylerine ya da aşınması çok olan yüzeylere yerleştirilmesi önerilen ve insert diye adlandırılan cam partiküller de (0,5-2 μm) mega doldurucu partiküller olarak değerlendirilir (2, 106).

b) Makrofil Kompozitler

Doldurucu partiküller 10-100 µm büyüklüğündedir. İnorganik doldurucu olarak kuartz veya ağır metal cam partikülleri kullanılmıştır. Organik polimer matriks içerisine dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %70-80'dir. Partiküllerin büyük ve sert olması organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına neden olur. Bu durum da yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmelere yol açmaktadır. Bu yüzden anterior dişlerde yeterli estetiği sağlayamazlar. Aşınmaya olan dirençleri düşük olduğundan posterior dişlerde kullanımları sakıncalıdır. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı bu grubun klinik kullanımını diğer dolduruculu kompozit rezin gruplarına göre daha azdır (6, 7, 112).

c) Midifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1-10 µm arasında olan kompozit rezinlerdir. Bu kompozitler makrofil kompozitlerden daha iyi polisajlanabilme özelliğine sahiptir. Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel veya büyük partiküllü kompozitler (conventional veya traditional) olarak da adlandırılmaktadır

d) Minifil Kompozitler

Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasında değişen kompozitler minifil veya küçük partiküllü kompozitler olarak adlandırılmaktadır. Partikül yüzdesi ağırlıkça %75-85'e ulaşmıştır. İnorganik doldurucular, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Bu partiküllerle aşınmaya direnç artırılmıştır. Bunlar yüksek dayanıklılığa sahiptir ve midifil kompozitlerden daha iyi polisajlanabilmektedir (2, 6).

e) Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozitler inorganik doldurucuları amorf kolloidal silika partiküllerinden oluşmakta olup, partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm (ortalama 0,04 µm) boyutundadır. Doldurucu partiküller küçük olduğu için organik matriksle hemen hemen aynı seviyede aşınır. Bu yüzden diğer kompozit tiplerine göre daha yüksek aşınma direnci göstermektedir (113). Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha düzgün yüzeyler elde edilebilmesi sayesinde anterior dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler. Doldurucu partikül miktarında azalma ve buna bağlı olarak organik matriks oranının artması nedeniyle bu tür kompozitlerin su absorpsiyonu artmış, ısıl genişleme katsayısı yükselmiş ve elastisite modülü

azalmıştır. Ancak, küçük partiküllerin ışığı kırma indeksinin mineye yakın olması estetik bir görünüm kazanmalarını sağlar. Partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha az olup partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %35-60'dır (2, 6, 112, 113). Mikrofil kompozitlerin doldurucu içeriğini maksimuma çıkarmak ve viskoziteyi minimuma indirmek için kolloidal silika ve Bis-GMA'dan oluşan prepolimerize rezinler ve mikrodoldurucular kullanılmıştır (95).

f) Hibrit kompozitler

Terim olarak "hibrit" final materyalin mekanik özelliklerini geliştirmek için tüm doldurucu tiplerinin en iyi özelliklerini kombine ederek farklı doldurucu çeşitlerinin kullanılmasını ifade etmektedir. Rezin matriks içerisine maksimum miktarda doldurucu eklemek, partikül boyutundaki farklılık için gereklidir. Yüksek doldurucu içeriği fiziksel dayanıklılığın artması ve polimerizasyon büzülmesinin azalmasıyla sonuçlanmaktadır (114). Farklı büyüklükte doldurucu partiküller içeren iki farklı rezin kompozit karışımına hibrit kompozitler denir. Bunların partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır. Her iki rezin kompozitin özelliklerini taşımalarına rağmen hibrit türünün belirlenmesinde yüzdesi fazla olan partiküllerin adı kullanılmaktadır. Yüzdesi az olan partiküller karışımın ikinci komponentidirler (2, 112). Hibrit kompozitler midihibrit, minihibrit, mikrohibrit ve nanohibrit olmak üzere 4'e ayrılmaktadır. Hibrit kompozitler 1 µm'den daha az veya partikül boyutunun çapı ortalama olan mikroince cam doldurucularla kolloidal silikanın kombinasyonundan oluşmaktadır. Hacimsel olarak %58'den %75'e kadar yüklenebilmektedir ve radyoopaktır. 1980'lerde midifil (1-10 µm) veya minifil (0,1-1 µm) partiküllü ve %7-15 mikrofil (<0,1 µm) partikülleri içeren hibrit kompozitler posterior bölgede yük alan yüzeylerde kullanılmaya başlanmıştır. Hibritlerin yüksek doldurucu içeriği (hacimce %50-70) Sınıf I ve II restorasyonlarda aşınma direnci ve dayanıklılık sağlamaktadır. Günümüzde, opasite ve translüsensiye sahip, mükemmel estetik sağlayan anterior ve posterior alanlarda kullanılabilen minifil hibritler çok popülerdir. Geleneksel hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında nanohibrit ve mikrohibritlerdeki aşırı küçük partiküller artan polisajlanabilirlikle mükemmel fiziksel özellikler sağlamaktadır (115).

Pürüzsüz yüzeyleri ve aşınmaya karşı dirençlerinin fazla olması nedeni ile günümüzde gerek anterior gerekse posterior dişlerin restorasyonlarında başarı ile

kullanılmaktadır (116). Bu rezin kompozitlerin doldurucuları, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrikse katılmışlardır. Bu tür kompozitlere **homojen kompozitler** adı verilmektedir. Polimer matriksin az olması bu kompozitlerin iyi kondanse edilmesine, polimerizasyon büzülmesinin azalmasına, aşınmaya karşı direncin yükselmesine ve pulpal irritasyonların kaybolmasına neden olmaktadır.

Küçük partiküllü kompozitlerde doldurucu partiküller monomer matrikse eklendiği zaman karışımın viskozitesi artmaktadır. Viskozite sorununu çözmek için önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 120 µm büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozitlere **heterojen kompozitler** adı verilmektedir (117, 118).

g) Nanofil Kompozitler

Son zamanlarda nanoteknolojinin diş hekimliğinde kullanımıyla sadece nanopartiküllerden oluşan “nanofil kompozitler” geliştirilmiştir. İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü 0,005-0,01 µm (2-20 nm) olup görünür ışık dalga boyundan daha küçüktür. Bu nedenle görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Nanofil kompozitler, daha iyi estetik özelliklere sahip olup uygulaması kolay olan materyallerdir (119). İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller silika nanodoldurucular (nanomer) ve nanomer grupları (nanocluster) olmak üzere iki ayrı kısımdan oluşurlar. Nanomer yapısı kümeleşmemiş partikülleri ifade eder ve rezin kompozitin organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nanomer grupları (nanocluster) ise, 50 nm’den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile bir araya gelerek meydana getirdikleri yapılardır (118-120).

2.6.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

a) Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler (Self-cured, Auto-cured):

Bu sistemde, pat-pat, pat-likit, toz-likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlamaktadır. “Otopolimerizan kompozitler” de denir. Polimerizasyonu kimyasal olarak sağlanan bu kompozitlerde benzoil peroksit başlatıcı, tersiyer amin aktivatördür. Baz kısmında benzoil peroksit bulunurken katalizör kısmında ise tersiyer amin veya sülfürik asit veya türevleri bulunur (121).

Çok aşamalı bir süreç olan polimerizasyon işlemi polimerizasyon başlatıcı benzoil radikallerinin oluşumuyla başlar (122). Kimyasal polimerizasyonun kullanımı, kullanılan komponentlerin renk stabilitesinin azlığı, iki bileşenin karıştırılması sonucu oluşan pöroziteye bağlı azalmış mekanik özellikler, polimerizasyonun tutarsızlığı ve tedaviyi gerçekleştirmek için materyalin kullanım süresinin yetersizliği nedeni ile sınırlanmıştır. Pratikte renk stabilitesini koruyamadıkları ve kullanım kolaylığı sağlamadıkları için klinik kullanımları önerilmemektedir (123, 124).

b) Işık İle Polimerize Olan Kompozitler (Light-cured):

Bu tür kompozitler tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Işık ile polimerizasyon, dental kompozitlerin polimerizasyonunda günümüzde en çok kullanılan yöntemdir. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık 420-470 nanometre (nm) aralığındaki dalga boyundadır. Bu nedenle kompozit rezinlerin yapısında polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak, 400-470 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlı kamforokinon bulunmaktadır (2). Fotoaktivatör olarak CQ'nun kullanıldığı rezin materyallerde en uygun dalga boyunun 468 nm olduğu ifade edilmiştir (125). Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerin kimyasal kompozitlere göre polimerizasyon dönüşüm oranları daha yüksek, renk stabilitesi, dayanıklılık ve buna bağlı kırılma dirençleri daha fazladır (6).

c) Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozitler (Dual-Cure):

Hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olabilen kompozit rezinlerdir. İki pat şeklindedirler. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır ve kimyasal olarak devam ederek tamamlanır (126). Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirme hızından çok daha yavaştır. Dual-cure kompozitler, polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe duyulan bölgelerde, derin kaviterlerde, 2 mm'den kalın rezin uygulamalarında ve girişin zor olduğu interproksimal aralıklarda kullanımları tavsiye edilmektedir (127). Çalışmamızda kullandığımız Fill-Up kompozit rezin, dual-cure sertleşen bir bulk-fill kompozittir.

2.6.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

a) Kondanse Edilebilen Kompozitler

Kondanse olabilen kompozitler yüksek oranda inorganik doldurucu içerirler. Sınıf I ve II restorasyonlarda amalgama alternatif olarak üretilmişlerdir. Bu materyaller ile geleneksel hibrit kompozitlerden daha kolay proksimal kontak oluşturulabileceği düşünülmüştür. Kondanse olabilen kompozitlerin viskoziteleri yüksektir ve diğer kompozit rezinlerden daha az yapışkandırlar. Viskozite artışı partikül sayısının artırılmasıyla değil, partiküllerin şekil, boyut ve dağılımında yapılan değişiklikler ve fiberlerin eklenmesiyle sağlanmıştır (104, 128). Amalgama alternatif olarak posterior dişlerde kullanma amacıyla geliştirilen bu kompozitlerin özellikle Sınıf II kavitelere kontakt oluşturmada kolaylık sağlaması, okluzal anatominin daha rahat işlenmesi, basınç uygulamaya izin vermesi gibi avantajları bulunmaktadır (101, 129). Ayrıca yüksek viskozitelerinden dolayı küçük okluzal kavitelere uygulanmaları zordur. Uygulanımları sırasında kavite duvarlarında ve kompozit tabakaları arasında boşluklar oluşabilir. Kavite duvarlarına adaptasyonu arttırmak için akışkan kompozit rezinlerle kullanılmaları önerilmektedir (130).

b) Akışkan Kompozitler

Bir kompozit rezini daha düşük viskoziteli ya da akıcı yapmak için ya partikül boyutunu büyütmek ya da doldurucu miktarını düşürmek gerekir (131). Akışkan kompozitler kavite preparasyonunun ideal bir şekilde hazırlanamadığı durumlarda ve adeziv restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve kuvvet kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla kullanılan rezin materyallerdir (132). Doldurucu partikül miktarları ağırlıkça %45-67 arasındadır. İnorganik doldurucu partikül miktarlarının az olmasından dolayı aşınmaya karşı dirençleri zayıftır (2). Akışkan kompozitlerin viskozitesi ve elastisite modül değerleri düşüktür. Dar bir uygulama ucu olan bir şırınga sistemi ile kolayca uygulanabilirler. Düşük viskoziteleri nedeniyle kavite duvarlarını ıslatabilme özellikleri ve adaptasyonları iyidir. Bu nedenle akışkan kompozitler fissür örtücü olarak, küçük kavite restorasyonunda ve kavite liner olarak kullanılırlar (133, 134). Akışkan kompozitler, yüksek elastisite modül değerli geleneksel kompozit rezinlerin altında bir ara tabaka olarak kullanıldıklarında elastik bir tabaka olarak davranıp oluşan stresi absorbe edebilmektedirler (133). Elastik

modülüsleri düşük olduğu için servikal abfraksiyon lezyon restorasyonunda da kullanılabilir (37). Son yıllarda doldurucu içeriği artırılmış akışkan kompozitler üretilmiştir. Üreticiler tarafından bu kompozitlerin daha geniş veya daha derin kavitelere geleneksel kompozitlere benzer şekilde daha kalın bir tabaka halinde kullanımları önerilmektedir (135).

2.6.4. Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler

Ormoserler

Ormoser, organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşturulmuş bir tanımlamadır (2). Ormoserler temel olarak organik ve inorganik kısım ve polisiloksan olmak üzere üç komponentten oluşmaktadır. Bu komponentlerin oranı materyalin mekanik, termal ve optik özelliklerini etkilemektedir.

- 1) Organik polimerler polarite, çapraz bağlanabilme, sertlik ve optik davranışları etkilemektedir.
- 2) Cam ve seramik komponentler (inorganik içerik) termal ekspansiyon ve kimyasal stabiliteden sorumludur.
- 3) Polisiloksan elastisite, arayüz özellikleri ve işlenişi etkilemektedir (110).

Ormoserler çok fonksiyonlu üretan ile tioeter oligo metakrilat alkoksi silanın inorganik-organik polimerlerinden meydana gelir. Geleneksel kompozitler ile ormoserler arasındaki en önemli farklardan biri organik matrikste ana komponent olarak metakrilat polisiloksan kullanılması sonucunda dimetakrilat monomerlerinin azaltılmış olmasıdır. Bu materyaller geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük aşınma hızına sahiptir (2). Hibrit kompozitlere göre daha düşük doldurucu içeriğe sahip olmasına rağmen benzer büzülme göstermektedirler (136). Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine mükemmel adezyon, biyouyumluluk, kullanım rahatlığı, iyi estetik, kondanse edilebilir ve kolay manipüle edilebilir olması ve polimerizasyon büzülmesinde önemli ölçüde azalmadır.

İyon Salabilen Rezin Kompozitler (Smart ve Antibakteriyal Kompozitler)

1998 yılında üretilmiş olan bu kompozitlerin yapısında bulunan özel kimyasallardan serbestleşen florür, kalsiyum ve hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilme özelliğine sahiptir. Restorasyona komşu diş sert dokularının demineralizasyondan korunmasını sağlar (137). Açığa

çıkan iyonların miktarı, restoratif materyalin dış tabakasındaki pH değerine bağlıdır. Aktif dental plak nedeniyle azalan pH, koruyucu iyonların salınımını artırır ya da pH arttığında iyon salınımı yavaşlar. Antibakteriyal özelliğe sahip kompozitler iki şekilde elde edilebilir:

- Rezin matriksinin içine çözünebilir antimikrobiyal olan klorheksidin ilave edilir. Dolgu maddesinden salınarak etkili olur.

- Antimikrobiyal ajanın, rezin matriks içinde sabit kalması sağlanarak üretilen kompozit rezinler bu gruba dahildir. 12-Methacryloyloxydodecyl pyridinium bromide (MDPB) denilen yeni bir monomer geliştirilmiştir. Matriks içinde sabit kalan bu ajan dışarı salınmaz, bakteri üremesi ve materyal birikimine karşı engelleyici etki gösterir (127, 137).

Giomerler

Giomerler kompomerler gibi, cam iyonomer simanların kötü estetik sonuçlarını ve nemden etkilenmeleri gibi klinik olumsuzluklarını en aza indirmek ancak klinik avantajlarını da kullanmak üzere geliştirilmiştir (138). Kompomerin kısıtlı kullanımı ve kompozit rezinlerle yapılan restorasyonlarda görülen sekonder çürüklerden yola çıkarak önceden reaksiyona girmiş cam (PRG) doldurucular geliştirilmiştir. Kompozitlerle kıyaslanabilir estetik özelliklerin yanı sıra florid salınımı yapma potansiyeli olan direkt restoratif materyal üretmek için PRG partikülleri rezin matriksle birleştirilmiş ve bu materyallere giomer adı verilmiştir. Giomerler, PRG doldurucuları içeren ve florid salınımı yapan rezin esaslı restoratif materyal olarak tanımlanmaktadır (139). PRG doldurucular, su varlığında florid içeren cam ile poliakrilik asit arasında gerçekleşen asit-baz reaksiyonunun oluşturduğu ıslak silikalı bir hidrojel ile elde edilmektedir. Dondurma-kurutma işleminden sonra, nemden uzaklaştırılmış kserojel öğütülerek belirli bir boyut aralığındaki PRG doldurucularını oluşturmak için silanla işleminden geçirilir. Böylece iki tip PRG dolgusu hazırlanır:

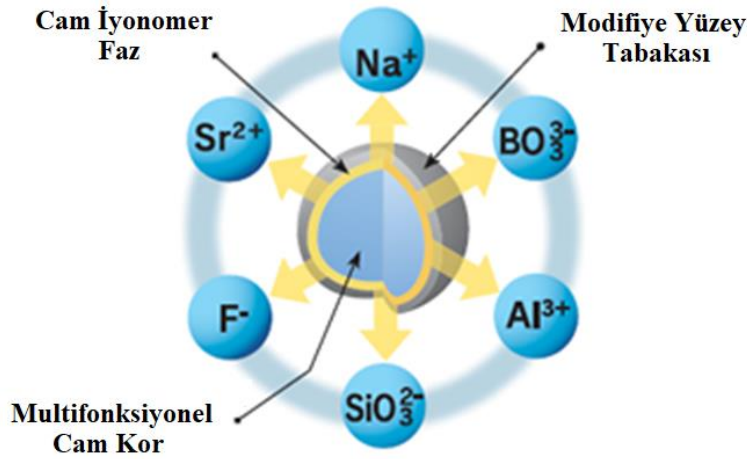
1. Tamamı önceden reaksiyona girmiş cam (F-PRG: full reaction type partikülleri) : Tüm partiküller reaksiyona girmektedir.

2. Yüzeyde önceden reaksiyona girmiş cam (S-PRG: surface reaction type partikülleri) : Reaksiyon sadece cam partiküllerinin yüzeyinde meydana gelmektedir (140, 141) ve bunlar “Giomer” ürünlerinin formülasyonlarına dahil edilir (142).

Her iki PRG doldurucusunun kullanılması, önceden reaksiyona girmiş hidrojel içindeki bir ligand değişimi yoluyla hızlı florür salınımını teşvik eder (143).

Giomerlerin içeriğinde; Bis-GMA, TEGDMA, inorganik cam doldurucu, alüminyum oksit, silika, PRG doldurucu ve DL-kamforokinon bulunmaktadır (144). Resin komponent, dolduruculara bağlanmakta ve stabil bir dağılım oluşmaktadır (140).

Giomerler; biyouyumlu, cilalanabilirliği iyi, radyopak, estetik, florid salınımı yapabilen ve geri yükleyebilen, arka dişlerde aşınmaya karşı dirençli, bakteriyel mikrosızıntıyı önleyebilen, minimum pulpa hasarına neden olan, plak oluşumunu önleyebilen, uzun dönem klinik stabilitesi iyi ve asidi nötralize edebilen materyallerdir (141, 145, 146). S-PRG doldurucular alüminyum (Al), bor (B), flor (F), sodyum (Na), silisyum (Si) ve stronsiyum (Sr) iyonlarının salınımını gerçekleştirmektedir. S-PRG dolgusu içeren kompozit rezinler, metal iyonlarının kompozitten salınması ile antibakteriyel aktivite sergiler (147). Stronsiyum ve florid, hidroksiapatiti stronsiapatit ve fluoroapatite dönüştürerek dişin aside karşı dirençli olmasını sağlamaktadır. Ayrıca S-PRG doldurucular, su veya asidik solüsyonlarla temas ettiğinde çevrelediği ortamın pH'ını değiştirmektedirler (148).



Şekil 2.8. Beautiful Bulk Restorative giomerin iyon salınımı

Beautiful-Bulk Restorative, biyoaktif dolgu parçacıkları ile karakterize çok işlevli Giomer kompozitleridir. Üretim sürecinde bu dolgular, matrikse gömülmeden önce dayanıklı bir cam iyonomer fazı ("S-PRG") ile kaplanır. Bu teknoloji kompozitlerin florür ve diğer iyonları şarj etmelerini ve salmalarını sağlar.

Siloranlar

Son yıllarda monomerlerin polimerlere dönüşümü esnasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kimyasal yapısı farklı silikon bazlı hidrofobik bir monomer olan siloranlar geliştirilmiştir (2). Siloranlar siloksan ve oksiran yapılarının birleşmesi sonucu oluşan monomer sistemlerinden oluşur. Siloksanın hidrofobik özelliklerine bağlı olarak ekzojen renklenme ve su absorpsiyonu azalmaktadır (110). Oksiranlar, geleneksel Bis-GMA bazlı dental rezinlerle karşılaştırıldığında gelişmiş sertleşme derinliği, düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek dayanıklılık ve benzer sertlik değerleri gibi çok sayıda cazip özellikler sergilemektedir (122). Böylelikle düşük büzülme gösteren, yüksek oranda reaktif ve biyouyumlu olan kompozit materyallerinin üretilmesi amaçlanmıştır (149). Siloran yapısında bulunan siklo alifatik oksiran katyonik yapı, açık halkalı polimerizasyon oluşturarak polimerizasyon büzülmesini azaltır. Siloksan kısmı ise materyalin su emilimi ve renk stabilizasyonunu etkileyen fiziksel özelliklerin gelişiminden sorumludur (150). Ancak bu materyallerin klinik uygulaması, düşük translüsent renklerinin az olmasından dolayı posterior dişlerle sınırlandırılmıştır.

Bulk-Fill Kompozitler

Işık ile polimerize edilen kompozitlerin polimerizasyon derinliğinin sınırlı olması ve tabakalı olarak uygulama gereksinimi, klinik çalışma zamanının kısaltılmaya çalışıldığı günümüz şartlarında önemli bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu kalınlık, ışığın penetrasyon derinliği dikkate alınarak en fazla 2 mm olarak belirlenmiştir (151). Bu nedenle son yıllarda kompozitlerin kaviteye daha büyük kütleler halinde uygulanması ve uygulama süresinin azaltılması amacıyla bulk-fill kompozit materyalleri geliştirilmiştir. Derin ve geniş kavitelerde bulk-fill kompozitlerin kaviteye 4-5 mm kalınlığında tek tabaka olarak yerleştirilmesi, klinikte geçen süreyi azaltarak uygulama kolaylığı sunması nedeniyle arka bölge dişlerin restorasyonunda klinisyenler tarafından ilgi ile karşılanmış ve kullanılmaya başlanmıştır (152).

Bulk-fill kompozitler genel olarak geleneksel kompozitlerle aynı içeriğe sahiptirler. Bu kompozitler de Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve aynı yapıdaki inorganik doldurucular içerirler.

Bulk-fill kompozit materyaller yeni bir kompozit materyal grubu olarak tanıtılmıştır. Ancak aslında varolan kompozit materyal gruplarından kimyasal kompozisyonları itibarıyla farklılık göstermemektedir. Bulk-fill kompozit rezinler de geleneksel kompozit rezinler gibi Bis-GMA, UDMA, TEGDMA içermelerinin yanı sıra aynı inorganik doldurucu sistemleri içerirler.

Bu kompozitler geleneksel kompozitlere göre daha düşük viskoziteye, akışkan kompozitlere göre ise daha az polimerizasyon büzülmesine sahip olmalarından dolayı avantajlıdır (153). Polimerizasyon büzülmesindeki azalma yaşanan, hem inorganik doldurucu partikül teknolojisinden, hem kullanılan polimerizasyon başlatıcı kimyasından hem de reçine matriks formülasyonunun iyileştirilmesinden kaynaklanmaktadır (154).

Bu kompozitlerin düşük büzülme stresi ve buna bağlı olarak iyi kenar uyumu göstermesi, yeterli radyoopasiteye sahip olması, posterior bölgede çığneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç göstermesi ve estetik özellik olarak iyi cilalanabilir özellikte olması olumlu özellikleri arasında sayılabilir. Bu materyallerin kaviteye yerleştirilmesi geleneksel kompozitlere göre daha kolay olmaktadır. Ortam ışığı altında çabuk polimerize olmaması restorasyonun şekillendirilmesi için hekime yeterli zaman sunmaktadır. Bulk-fill kompozitlerde ışık penetrasyonun daha iyi gerçekleşmesi translüsensi özelliklerinin artırılmasıyla ve içerdikleri fotobaşlatıcılar sayesinde olmaktadır. Bu sayede daha kalın tabakalarda daha derin bir polimerizasyon sağlanır (153, 155-158).

Bulk-fill kompozitlerin standart Sınıf II kavitelere kaspal hareketliliği azalttığı ve yüksek bağlanma değerlerini sergiledikleri rapor edilmiştir (14, 159, 160). Ayrıca, bu materyallerin kullanımının, klinik kullanımda geleneksel kompozitlerle yaşanabilen restorasyonda boşluklar ve hava kabarcıklarının oluşması, tabakalar arası kontaminasyon riskini azaltması ve bu sayede kabul edilebilir fiziksel ve mekanik özellikler ile iyi cilalanabilirliğinin artması bakımından önemli olduğu bildirilmiştir (161, 162).

Bulk-fill kompozitler yeni nesil nanohibrit bir rezin kompozit türüdür. Geleneksel kompozit rezinlere göre inorganik içeriklerinde de bir takım değişiklikler bulunmaktadır. Üretici firmalarına göre fark göstermekle birlikte daha çok; yiterbium triflorid (Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) (Tetric EvoCeram Bulk Fill,

Ivoclar Vivadent, AG, Lihtenştayn), proakrilat, zirkonyum/silika (Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, Seefeld, Almanya), baryum camı, karmaoksit (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, AG, Lihtenştayn) partikülleri içerirler. Bu partiküller, radyoopasiteyi artırır ve ışık etkisinin derinlere ulaşmasını ve polimerizasyon derinliğinin artmasını sağlar. Ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük de sağlar. İnorganik doldurucu oranı da üretici firmalara göre fark göstermektedir (13, 163).

Bulk-fill kompozitlerin, 4 mm'ye kadar kalın tabakalarda restorasyonu mümkün kıldığı, mekanik özellikleri sağlayabildiği ve tabaka içindeki dönüşüm derecesini koruyabildiği çeşitli çalışmalar tarafından kanıtlanmıştır (164-166). Ayrıca, polimerizasyon büzülme stresini azalttığı (167), kavite konfigürasyonundan ve doldurma tekniğinden bağımsız olarak iyi bağlanma sağladığı (168), standardize Sınıf II kavitelere kasp defleksiyonunu azalttığı (169) bildirilmiştir.

Bulk-fill kompozitlerin mekanik özellikleri, içerdikleri inorganik doldurucu miktarına bağlı olarak değişmektedir. Bu nedenle bu tür kompozit rezinler düşük viskoziteli (akışkan) bulk-fill kompozit rezinler ve yüksek viskoziteli (kondanse edilebilir) bulk-fill kompozitler olarak ikiye ayrılır. Kavitenin restorasyonu esnasında, düşük viskoziteli bulk-fill kompozitlere kıyasla daha fazla inorganik doldurucu oranına sahip olan yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler kullanılarak, kavite tamamen doldurulup restorasyon bitirilebilir. Akışkan bulk-fill kompozit rezinler kullanıldığında, restorasyonun son tabakasına kondanse edilebilen bir kompozit rezin yerleştirilerek restorasyonun bitirilmesi gerekmektedir (170). Bunun yanı sıra akışkan bulk-fill kompozitler özellikle ulaşımı zor kavitelere kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca, yüksek fleksibiliteleri ve fotoaktif grup içeren üretan esaslı metakrilat rezin içerikleriyle polimerizasyon büzülme stresini azaltarak okluzal ve posterior aproksimal restorasyonlarda örtücü olarak kullanılabilen (171) ve stres kırıcı olarak görev yapmaktadırlar (172).

2.7. Bağlanma Dayanımı Testleri

Restoratif materyallerin bağlanma dayanımı, diş ile restorasyon ara yüzeyindeki birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Bağlanma dayanımının ölçümü amacıyla uygulanan testler bağlanma dayanımı testleri olarak isimlendirilmektedir. Uzun dönem klinik takiplerin zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan,

laboratuvar bağlantı dayanımı testleri dental materyaller ve tekniklerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Dental adezivlerin mine ve dentine bağlanma dayanımları günümüzde büyük önem ve ilgi oluşturmaktadır .

Diş ve biyomateryal arasındaki adezyon ne kadar güçlüyse, rezin polimerizasyonu ve oral fonksiyon sırasında oluşan streslere o oranda iyi dayanacaktır. Elde edilen veriler büyük ölçüde kompozit rezinin tipi, numune boyutu, geometrisi ve uygulanan test metodu gibi deneysel faktörlere bağlıdır (56).

In vitro bağlanma kuvveti testlerinin avantajları (173):

1. Spesifik bir parametre/özellekle ilgili veri toplamanın hızlı oluşu
2. Test yönteminin nispeten kolay oluşu
3. Bir parametreyle ilgili ölçüm yapılırken diğer değişkenlerin sabit tutulabilmesi
4. Yeni ve/veya deneysel bir materyal ve tekniğinin performansını güncel altın standartın performansı ile karşılaştırılmasına imkan vermesi
5. Bir deney çalışmasında çok sayıda deney grubunun test edilebilmesi
6. Nispeten basit ve pahalı olmayan test protokolü ve aletlerinin kullanılması

Bağlanma kuvveti çeşitli testlerle ölçülebilir. Bağlanma yüzeyinin büyüklüğüne göre makro (4-28 mm²) veya mikro (yaklaşık 1 mm²) testler olarak ayrılır. Genellikle bağlanma kuvveti, diş-restorasyon arasında oluşan gerilimin paralel veya dik olmasına göre makaslama veya çekme kuvvetleri uygulanması ile ölçülür (37).

Bağlanma testlerinde, mine ve dentinde oluşturulan adeziv bağlantı yüzeylerine mekanik test yöntemleri kullanılarak kuvvet uygulanır. Bu testler farklı düzeneklerle gerçekleştirilebilmektedir. Kuvvetin, test cihazına yerleştirilmiş düz bir uç yardımıyla diş ve restoratif materyal birleşim yüzeyine uygulanarak belirlendiği yöntem, “klasik bağlanma dayanım testi” olarak adlandırılmaktadır. Bu test yönteminde geniş (3 mm²'den büyük) diş yüzeylerine ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca diş ile restoratif materyalin bağlantı yüzeyine, bıçağın temas ettiği tek noktadan uygulanan kuvvet nedeniyle homojen olmayan streslerin oluştuğu bildirilmektedir (174). Bu stresler sonucu bağlanma dayanımı değerlerinde değişkenlik oluşabilmektedir. Değişkenlerin test grupları arasındaki dağılımını kontrol etmek ve dengesiz bir dağılımı engellemek için fazla sayıda test örneği kullanmak koşuluyla

dişleri rastgele dağıtmak gerektiği savunulmaktadır (175). Bu yöntemler, uygulanan kuvvetin yönüne göre çekme bağlanma dayanım testi (tensile bond strength) ve makaslama bağlanma dayanım testi (shear bond strength) olarak adlandırılır. Son yıllarda daha küçük yüzeylerin kullanılmasına olanak sağlayan mikrogerilim bağlanma dayanım testi (microtensile bond strength) ve dişlerdeki bölgesel değişimlerin bağlanma dayanımlarına etkisini ortaya koyan mikromakaslama bağlanma dayanım testi (microshear bond strength) kullanılmaktadır (176).

2.7.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi: En kolay uygulanıp standardize edilebilen test yöntemidir. Ancak makaslama bıçağının örneğe bağlanma yüzeyine yakın bir noktadan teması sağlanmalıdır. Aksi takdirde, dönme momenti oluşması yönünde güçlü bir eğilim oluşur. Çekme testleriyle karşılaştırıldığında; makaslama testlerinin ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir (177). Makaslama testi ürün kalite kontrolü için gerekli, dentin adezivlerin hızlı gelişimine katkısı olan basit bir işlemdir (178).

Herhangi bir adeziv sistem için en çok rapor edilen özellik makaslama dayanımıdır. Tipik bir testte çekilmiş dişin bir yüzeyi düzleştirilir, adeziv sistem uygulanır ve silindirik rezin esaslı dolgu materyali bağlanır. Makaslama dayanımı testlerinde çeşitli test konfigürasyonları bulunmaktadır. Loop (ilmik), bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanılabilir. Tel halka (wire loop), nokta şeklinde ve bıçak sırtı şeklindeki apareylerle bağlanma ara yüzeyine kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanır (174, 179). Tel halka kullanımı, bıçak sırtı uçlara göre stres birikiminin bağlanma ara yüzeyine daha yakın olmasını sağlar. Bir bağlantı ajanıyla iki materyalin bağlandığı yüzeye fraktür oluşana kadar sabit hızla kuvvet uygulanması esasına dayanan bu testte, bağlanma dayanımı değeri maksimum elde edilen kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır. Restoratif bir materyale kuvvet uygulandığında materyal içerisinde ters yönde, stres olarak ifade edilen bir direnç gelişir. Oluşan stresin miktarı; kuvvet biriminin, kuvvet uygulanan alana oranıyla hesaplanır ve birimi megapaskal (MPa) cinsinden ifade edilir (180).

2.7.2. Çekme Bağlanma Dayanımı Testi: Çekme testlerinin teorik olarak daha uniform stres dağılımı sağlaması beklenirken, kuvvet dağılımının uniform olmadığı gösterilmiştir (181). Çekme testlerinde, eğer adherent ile örneğin konumu doğru olarak

sağlanmışsa, stres dağılımı uniform şekilde oluşmaktadır. Fakat pratikte bunu sağlamak pek mümkün değildir. Uygulanan kuvvetin doğrultusu ve konumundaki en ufak sapma sonucu etkileyebilmektedir (181-183).

2.7.3. Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi: Dentin adezyonunda sıklıkla ölçülen laboratuvar değeri, makaslama kuvvetlerine karşı bağlanma dayanımıdır. Bu test için insan ve sığır dişlerinin koronal 2/3 kısmı kaldırılarak düz dentin yüzeyleri elde edilir. Daha sonra adeziv ve üzerine de kompozit uygulaması yapılır. Adeziv-dentin arayüzüne makaslama kuvveti, bağlanma yüzeyi ile bağlanan materyalin tam birleşim alanında kuvvet uygulayabilecek şekilde uçlarla uygulanmaktadır. Test sonucunda kopma tipi (koheziv, adeziv veya karma) bir steromikroskop altında değerlendirilir. Bu testin dezavantajları;

1. Preparasyonun 3 boyutlu geometrisi,
2. Üç boyutlu parametresi nedeniyle polimerizasyon büzülme vektörlerindeki varyasyonları hesaba katamamasıdır.
3. Makaslama kuvveti doğru bir şekilde temsil edilemeyebilir (34).

2.7.4. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi (μ TBS): 1994 yılında Sano ve ark. (184) küçük yüzeylerde çekme bağlanma dayanımına izin veren mikrogerilim bağlanma dayanımı testini tanıttılar. Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinin, makaslama ve çekme gibi geleneksel test yöntemlerine göre kuvvet uygulama esnasında küçük yüzey alanına stres dağılımını daha iyi sağladığı rapor edilmiştir. Mikrogerilim test yönteminde, düşük hızda çalışan elmas testere ile tek bir diştten 1 mm²'lik çok sayıda kesitler alınmaktadır.

μ TBS testinin avantajları :

1. Arayüzde daha iyi bir stres dağılımının olması
2. Bir diştten birden fazla numune elde edilebilmesi
3. Aynı dişte bölgesel bağlanma kuvvetinin ölçülebilmesi
4. Kalan dentin kalınlığı etkisinin değerlendirilebilmesi
5. Restorasyonlarda kavite duvarlarının bağlanma kuvvetinin ölçülebilmesi
6. Kök dentinin bağlanma kuvvetinin ölçülebilmesi
7. Kompozit rezinlerin büzülme stresinin etkisinin değerlendirilebilmesi
8. Substratta daha az koheziv başarısızlık oluşması

9. Çürükten etkilenmiş dentin gibi çok küçük yüzey alanlarının değerlendirilebilmesi
10. İncelenecek yüzey alanının yaklaşık 1mm² olması nedeniyle kopma yüzeyinin SEM’de incelenebilmesi
11. Aynı numune üzerinde mekanik, morfolojik ve kimyasal çalışmalar yapılabilmesi
12. Kısa difüzyon mesafesi ile örneklerin hızlı yaşlandırılmasına imkan vermesi
13. Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi etkisini değerlendirmeye imkan vermesi
14. Substrattaki ve adeziv arayüzündeki defektlerin az olması nedeniyle geleneksel çekme ve makaslama testlerine göre daha yüksek bağlanma kuvveti değerlerinin ölçülmesi

μTBS testinin dezavantajları :

1. Yoğun laboratuvar çalışması gerektirmesi
2. 5 MPa’dan küçük değerlerin ölçülememesi
3. Örneklerin kolay su kaybedebilmesi
4. Örneklerin kolay zarar görebilmesi
5. Test sonrası örneklerin kolay kaybolabilmesi
6. Örneklerin uygun geometride hazırlanması için özel ekipman gerektirmesi
7. Testin yürütülmesi aşamasında test öncesi başarısızlıklar belirtilmesi konusunda görüş birliğinin olmaması

Mikrogerilim bağlanma kuvveti kopma anında uygulanan kuvvetin (Newton), bağlanan yüzey alanına (mm²) bölünmesiyle hesaplanır (N/mm²= MPa) (185). Adeziv rezin ve substrat arasındaki doğru bağlanma kuvvetinin ölçülmesi için kopmanın adeziv arayüzünde olması istenir. Mikrogerilim bağlanma kuvvetinin çok önemli bir avantajı arayüz bağlanma kuvvetini gerçeğe daha yakın gösterebilmesidir. Bu özellik küçük boyutlu örnekler üstünde daha uniform bir stres dağılımı oluşması ve daha az sayıda ve daha küçük defektlerin oluşmasıyla ilgilidir (173).

Restoratif işlemlerden sonra test uygulanacak mikro-örneklerin hazırlanması emek, zaman ve teknik hassasiyet gerektirir. Günümüzde aşındırılmış (trimmed) veya aşındırılmamış (non-trimmed) mikro örnekler hazırlanmaktadır. Her iki yöntemin de

avantaj ve dezavantajları vardır. Aşındırılmamış örnekler, bağlanma arayüzü yaklaşık 1 mm² olan çubuklar şeklinde hazırlanır. Bu tip örnekleri hazırlamak hızlı ve kolaydır. Aşındırılmış örnekler bağlanma arayüzü yaklaşık 1 mm² olan kum saati şeklinde hazırlanır. Bu örneklerde stres dağılımı daha iyidir. Ancak örnek hazırlama dikkatli bir şekilde yapılmazsa arayüzde kolayca defektler oluşabilir. Arayüz boyunca yayılan çatlak oluşumu test sırasında düşük gerilme kuvvetleri ile kopmalar oluşmasına neden olur (186).

Bağlanma kuvveti testi sonuçlarına göre adeziv sistemin kliniğe uygunluğu hakkında sadece sınırlı bir tahminde bulunulabilir. Sadece çok düşük bağlanma kuvveti değerleri olan adeziv sistemler servikal restorasyonlarda artan retansiyon kaybı veya marjinal renkleşme gösterirler (173). Diğer taraftan yüksek bağlanma değerleri de iyi klinik performans göstermez. Karşılaştırmalı bir çalışmaya göre 6 ay suda bekletme sonucunda mikrogerilim testi sonuçlarıyla posterior servikal restorasyonlarda marjinal renkleşme arasında makul bir ilişki gözlenirken restorasyonlarda retansiyon kaybıyla bir ilişki bulunmamıştır (187).

Çeşitli parametreler mikrogerilim bağlanma dayanımını etkilemektedir. Bu parametreler: hazırlanan örneğin şekli (çubuk, dambıl, kum saati), adeziv içindeki hatalar (Örneğin hava kabarcığı) veya örnek hazırlama esnasındaki zımparalama hataları, adeziv kalınlığı, elastik modül farklılıkları ve uygulanan kuvvetin açısı örnek tipine göre farklı derecelerde stres dağılıma neden olur ve böylece farklı bağlanma dayanım sonuçları ortaya çıkar (188).

2.8. Stereomikroskop ile kopma yüzeylerinin incelenmesi

Bağlanma direncinin değerlendirilmesinde sayısal değerlerin yanı sıra adherent adeziv ara yüzündeki kopma çeşidi de önemlidir. Bağlanma kuvvetinin test edildiği örneklerde adeziv bağlantı gösteren materyallerin kütleli dirençleri ortaya çıkacak kopma tipini belirler. Buna göre kopma tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak adeziv, koheziv ve mix olarak adlandırılır. Koheziv kopma dentin veya kompozit rezin içinde oluşurken, adeziv kopma bağlanma arayüzünde oluşur. Adeziv ve koheziv kopmanın aynı anda gözlemlendiği kopma tipi ise mix kopmadır (188).

Adeziv başarısızlık, farklı materyaller arasında oluşur. Dentin ile rezin esaslı dolgunun ayrılması örnek gösterilebilir.

Koheziv başarısızlık, aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmadır. Dentinin veya rezinin kendi içinde olabilir.

Mix başarısızlık, hem koheziv hem de adeziv başarısızlık tiplerinin aynı anda izlendiği başarısızlıktır (189, 190).

Zayıf adeziv sistemlerde başarısızlık tipi adezivdir. Dentin yüzeyi ile rezin materyal veya adeziv sistem birbirinden ayrılır. Bu sistemlerde sadece minimal rezin penetrasyonu gerçekleşir. Daha çok güçlü sistemlerde görülen koheziv dentin kırığı, adeziv sistemle dentin arasındaki bağın, dentinin koheziv kuvvetinden yüksek olduğunu gösterir (191). Al-Salehi ve Burke (192) yüksek bağlanma dayanımlarında daha fazla koheziv dentin kırığı ve mix başarısızlık gözlediklerini ve başarısızlık tipi ile bağlanma dayanımı arasında bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir.

Bağlanma, bağlanma testlerine ilaveten mikroskopik yöntemler kullanılarak da değerlendirilebilmektedir. Bu amaçla kullanılan Taramalı Elektron Mikroskop (Scanning Electron Microscope, SEM) analizleri, restoratif materyal ve adezivlerin uygulandığı mine, dentin gibi substratların morfolojik olarak incelenmesini de sağlamaktadır.

2.9. Taramalı Elektron Mikroskop (Scanning Electron Microscope-SEM) Analizi

Taramalı elektron mikroskobu kavite preparasyonu uygulanmış mine ve dentin yüzeyinin mikro yapısının gözlemlenmesi için kullanılmaktadır. Diş yüzeyinin topografik özellikleri ve doğal kimyasal yapısı incelenebilmektedir. SEM ile sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü, iletken olan ve olmayan örnek incelenebilir. Yüzeyin incelenebilmesi için daha önce numunenin kurutulması ve altın ile kaplanması gerekir.

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM) 1-10 keV'luk birincil elektron enerjili elektron demeti, numune yüzeyinde 1-10 nm yarıçaplı bir noktaya bir lens sistemi ile odaklanır. Odaklanan demet bir optiksel gösteri olarak kullanılan video tüpün elektron demeti ile aynı anda bir saptırıcı halka sistemi ile numune dikdörtgenel olarak boydan boya taranır. Her iki demet aynı tarayıcı jeneratör ile kontrol edilir. Büyütme, numune yüzeyi üzerinde taranan alan ve görüntülemenin büyüklük oranıdır. Çeşitli sinyaller, ikincil elektronlar, geri saçılan elektronlar, X ışınları ve numune akımı ile toplanabilir. Sinyalin 2 boyutlu haritası bir SEM görüntüsü sağlar. Başlıca

SEM uygulamaları yüzey topografisi ve elementsel haritalamadır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir protokole göre hazırlanması gerekir. Örnekler kakodilat buffer solüsyonunda %2,5'lük glüteraldehit içinde sabitlenir. Daha sonra konsantrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde dehidratasyona tabi tutulur ve kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanır. Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan sekonder elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topografisi, bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir. Algılayıcıya ulaşan sekonder elektron sayısı ne kadar fazla ise o bölgenin görüntüsü o kadar parlak, ne kadar az ise o kadar karanlık olur. Bu şekilde örnek yüzeyi hakkında bilgi veren gri tonlarında görüntü elde edilir.

SEM analizi yüzeyin sadece morfolojik özellikleri hakkında detaylı bilgiye ulaşmamızı sağlar, kimyasal yapı veya adeziv kuvvet hakkında bilgi vermez. SEM tekniklerinin kullanılması görüntülerde mükemmel alan derinliği sağlar ve morfolojiyi tanımlamaya oldukça elverişlidir (193). Bunun dışında, diş yüzeyi ve restorasyon materyali arasında oluşabilecek bağlantı problemleri olan kopmalar, çatlaklar, boşluklar, pöröziteler, restoratif materyal ile doku yüzeyi arasındaki mikroskobik yapılar, bağlantı alanları ve boşluk ölçümlerini mikro düzeyde detaylı incelemeye ve tanımlamaya olanak sağlamaktadır (194). SEM çalışmaları ile dentin tübüllerine rezin penetrasyonunun miktarını, hibrit tabaka kalınlığını ve rezin tagların uzunluğunu analiz etmek mümkündür (195).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Dört farklı bulk-fill kompozitin dentine mikrogerilme bağlanma dayanımlarının bir mikrohibrit kompozitle karşılaştırılması amacıyla planlanan bu çalışmaya Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul'u tarafından 26.02.2018 tarihli 2018-01/11 no'lu etik kurul onayı alınarak başlanmıştır. Çalışmamızın tüm deney aşamaları, Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Örneklerin sayısı Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'na danışılarak belirlenmiştir. Bu çalışmada $\alpha=0,05$, $\beta=0,10$, $(1-\beta)=0,90$ alındığında her bir gruba 15 örnek alınmasına ve toplam örnek sayısının 75 olmasına karar verildi ve testin gücü $P=0,90312$ bulundu.

3.2. Dişlerin Seçilmesi

Çalışmamızda Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda son 6 ay içerisinde ortodontik veya periodontal nedenlerle çekilmiş 25 adet daimi insan molar dişi kullanılmıştır. Dişler görsel ve dijital radyografik olarak değerlendirilip sorun teşkil eden dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Çalışmada kullanılacak dişlerde:

1. Molar dişlerin apeksifikasyonunun tamamlanmış olmasına,
2. Herhangi bir restorasyonunun bulunmamasına,
3. Kron yüzeyinde kırık, derin dentin çürüğü, çatlak olmamasına,
4. Dişlerin kronlarında herhangi bir florozis, hipoplazi veya yapısal bozukluk (biçim, şekil anomalileri vs.) olup olmadığı gibi kriterlere dikkat edildi.

Çekimden hemen sonra dişler %2,5'lük sodyum hipoklorit (NaOCI) solüsyonunda 1 saat kadar bekletilerek kron yüzeyindeki organik artıklar uzaklaştırılmıştır. Dişlerin çekimden hemen sonra üzerindeki eklentiler bir periodontal kretuvar yardımıyla temizlenip örnek modeller hazırlanmıştır. Bu işlem sonrasında kron yüzeyinde kalabilecek sert ve yumuşak doku artıkları ekskavator yardımıyla temizlenmiştir. Renklenmeler pomza ve su ile giderilmiştir. Daha sonra dişlerin hepsi

toplanana ve çalışma başlayana kadar oda sıcaklığında distile suda bekletilmiş ve her hafta saklama sıvısı değiştirilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan dişler

3.3. Çalışmada Kullanılan Kompozitler

Çalışmada kullanılan kompozitler ve üretici firma bilgileri Tablo 3.1’de, kompozit rezinlerin tipi ve içerik bilgileri Tablo 3.2’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan kompozitler, üretici firma bilgileri, renk, lot numaraları

| Kompozit | Üretici | Renk | Lot |
|----------------------------|-----------------------------|------|---------|
| G-aenial posterior | GC, Japonya | A2 | 171124A |
| Estelite Bulk Fill flow | Tokuyama, Japonya | A2 | 029EZ7 |
| GrandioSO x-tra | Voco, Almanya | U | 1805358 |
| Beautiful Bulk Restorative | Shofu, Japonya | U | 051722 |
| Fill-Up | Coltene, Whaledent, İsviçre | U | H79431 |



Şekil 3.2. G-aenial posterior



Şekil 3.3. Estelite Bulk Fill flow



Şekil 3.4. Grandioso x-tra



Şekil 3.5. Beautiful Bulk Restorative



Şekil 3.6. Fill-Up

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozitlerin tipleri ve içerikleri

| Kompozit | Tipi | İçeriği | Oran W-V |
|-----------------------------------|--------------------------------------|--|-----------------|
| G-aenial posterior | Mikrohibrit | UDMA, dimetakrilat ko-monomerleri, stronsiyum ve lantanoid, floroalüminosilikat cam, silika (Bis-GMA içermez.) | 77-65 |
| Estelite Bulk Fill flow | Akışkan Bulk-fill | Bis-GMA, TEGDMA, Bis-MPEPP, mequinol, dibütül hidroksil toluen, uv adsorberi, silisyum oksit, zirkonyum oksit | 70-56 |
| GrandioSO x-tra | Kondanse edilebilir Bulk-fill | Bis-GMA, Bis-EMA, organik modifiye silisik asit, alifatik dimetakrilat | 86 |
| Beautifil Bulk Restorative | Kondanse edilebilir Giomer Bulk-fill | Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, floro-silikat cam (Floroborik alüminosilikat cam esaslı S-PRG doldurucu) fotobaşlatıcılar, pigmentler ve diğerleri | 87-74,5 |
| Fill-Up | Akışkan Bulk-fill | Dental cam, metakrilat, amorf silika, çinko oksit | 65-49 |

3.4. Çalışmada Kullanılan Adeziv Sistemler

Çalışmada kullanılan adeziv sistemler ve üretici bilgileri Tablo 3.3'de, adeziv sistemlerin tipi ve içerik bilgileri Tablo 3.4'de gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler, üretici firma bilgileri ve lot numaraları

| Adeziv | Üretici Firma | Lot |
|-----------------------|-----------------------------|-------------------------------------|
| G-premio bond | GC, Tokyo, Japonya | 1712141 |
| Universal Bond | Tokuyama, Japonya | 008E57 A 004 B 004 |
| Futurabond U | Voco, Almanya | 1807614 |
| FL-bond II | Shofu, Japonya | 161701 Primer 051767 Bond 051799 |
| ParaBond | Coltene, Whaledent, İsviçre | A H75302 B H75301 |



Şekil 3.7. G-premio bond



Şekil 3.8. Universal bond



Şekil 3.9. Futurabond U



Şekil 3.10. FL-bond II



Şekil 3.11. ParaBond

Tablo 3.4 Çalışmada kullanılan adeziv sistemlerin tipleri ve içerikleri

| Adeziv Sistemler | Tipi | İçeriği |
|-----------------------|--|---|
| G-premio bond | Tek aşamalı self-etch adeziv | 10-MDP, 4-META, 10-metakriloiloksidetil dihidrojen tiosfosfat (MDTP), metakrilat adik ester, distile su, aseton, foto başlatıcılar, silika |
| Universal Bond | Tek aşamalı iki bileşenli self-etch adeziv | Primer A: Aseton, 3D-SR monomer, MTU-6 (tiourasil monomer), Bis-GMA, TEGDMA, HEMA Primer B: Aseton, izopropil alkol, su, borat katalisti, peroksit, silan bağlayıcı ajan |
| Futurabond U | Tek aşamalı iki bileşenli self-etch adeziv | Organik asit, fonksiyonel metakrilat, organik amin bileşiği, kamforokinon, BHT, etanol ve su |
| FL-bond II | İki aşamalı self-etch adeziv | Primer: Su, etanol, karboksil asit, fosforik asit ve başlatıcı Bond: Floroborik alüminosilikat cam esaslı S-PRG doldurucu, UDMA, TEGDMA, 2-HEMA, başlatıcı |
| ParaBond | İki aşamalı etch and rinse adeziv | Etchant Gel S: % 36'lık fosforik asit ParaBond A: metakrilat, polialkenoik asit, başlatıcı ParaBond B: etanol, su, başlatıcı |

3.5. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı

Çalışmada kullanılan ışık cihazı Şekil 3.12'de, ışık cihazına ait üretici bilgileri ve özellikleri Tablo 3. 5'te gösterilmiştir.

Tablo 3.5. Çalışmada kullanılan ışık cihazı üretici bilgileri ve özellikleri

| Işık Cihazı | Üretici Firma | Türü | Dalga Boyu | Işık Yoğunluğu |
|----------------------|----------------|------|------------|-------------------------|
| VALO Cordless | Ultradent, ABD | LED | 395-480 nm | 1000 mW/cm ² |

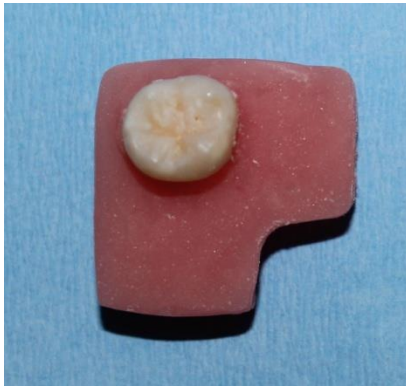
**Şekil 3.12.** Valo Cordless Işık Cihazı

3.6. Diş Örneklerinin Hazırlanması

Mikrogerilim bağlanma testi uygulanacak olan 25 adet insan molar dişi “L” şeklindeki silikon kalıplara kron kısımları dışarıda kalacak ve servikal hattının 2 mm altına gelecek şekilde kendinden sertleşen (otopolimerizan) soğuk akriliğe (IMICRYL Dental, Konya, Türkiye) gömüldü. Otopolimerizan akriliğin polimerizasyonu esnasında oluşan ısıyı önlemek için, su dolu bir kaptaki akriliğin polimerizasyonunun tamamlanması sağlandı. Polimerizasyonları tamamlandıktan sonra, dişlerin gömülü olduğu akrilik bloklar silikon kalıplarından çıkarıldı.



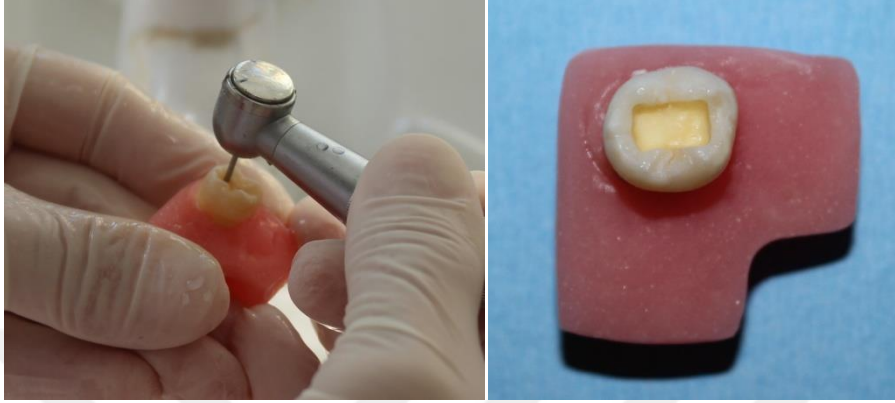
Şekil 3.13. “L” şeklindeki silikon kalıp ve otopolimerizan soğuk akril



Şekil 3.14. Akriliğe gömülmüş diş

3.7. Çalışma Gruplarının Oluşturulması

Kalıptan çıkarılan dişler molar dişlere hava ve su soğutmalı yüksek hızda elmas frez (Dia-burs, Mani, Japonya, SF-41C, Coarse) kullanılarak nihai boyutları 3,5 mm genişliğinde, 4 mm derinliğinde Sınıf I okluzal kaviteler açıldı.



Şekil 3.15. Kavite preparasyonu

Hazırlanan kaviteler kompozit restorasyonlar yapılmak üzere; her grupta 15 diş olacak şekilde rastgele 5 gruba ayrıldı. Bu çalışmada kullanılan kompozit rezin materyallere göre 5 grup oluşturuldu. Toplam örnek sayısı 75'dir.

Bu gruplar (n=15):

1. G-aenial posterior (GC)
2. Estelite Bulk Fill flow (Tokuyama)
3. GrandioSO x-tra (Voco)
4. Beautifil-Bulk Restorative (Shofu)
5. Fill-Up (Coltene, Whaledent)

Tablo 3.6. Çalışma grupları

| Grup | Kompozit | Adeziv Sistem |
|------|------------------------------------|---|
| 1 | G-aenial posterior (GC) | G-premio bond (GC) |
| 2 | Estelite Bulk Fill flow (Tokuyama) | Universal Bond (Tokuyama) |
| 3 | GrandioSO x-tra (Voco) | Futurabond U (Voco) |
| 4 | Beautifil Bulk Restorative (Shofu) | FL-bond II (Shofu) |
| 5 | Fill-Up (Coltene, Whaledent) | Etchant Gel S+ParaBond (Coltene, Whaledent) |

Hazırlanan kavitelere üretici firmaların talimatlarına göre adeziv sistem uygulandı ve kompozit restorasyonlar tamamlandı;

Grup 1, Kontrol grubu, G-aenial posterior (GC): Kavite kurutulduktan sonra G premio bond aplikatör aracılığıyla kaviteye uygulandı, uygulamanın ardından 10 sn beklemeden sonra havayla kurutuldu ve 10 sn LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent, ABD) kullanılarak polimerize edildi. G-aenial posterior kompozit inkremental teknikle 2 mm'lik 2 tabaka halinde yerleştirildi, tabakalar 20 sn boyunca aynı ışık cihazı ile sertleştirildi.

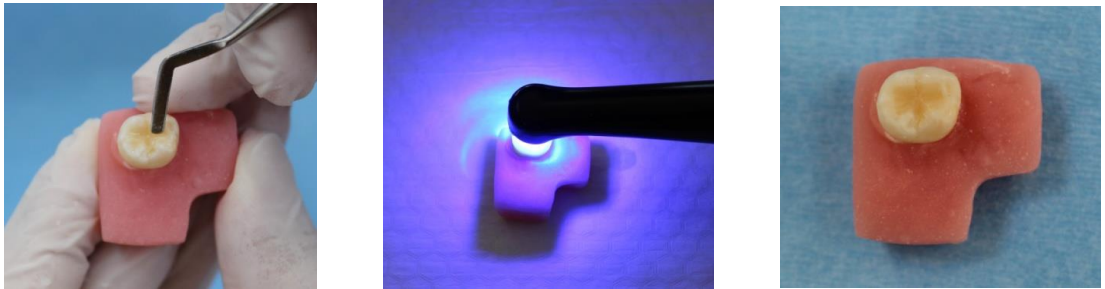
Grup 2, Estelite Bulk Fill flow (Tokuyama): Kaviteye self-cured Universal Bond A ve B karıştırıldıktan sonra 1 dk içerisinde uygulama tamamlandı, ışık uygulaması yapılmadı. Sonrasında Estelite Bulk Fill flow kompozit rezin tek tabaka halinde yerleştirildi, 10 sn boyunca aynı ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 3, GrandioSO x-tra (Voco): Kaviteye iki bileşenden oluşan Futurabond U karıştırıldıktan sonra uygulandı, 5 sn havayla inceltildi ve 10 sn ışık uygulandı, ardından GrandioSO x-tra kompozit rezin tek tabaka halinde kaviteye yerleştirildi, 10 sn boyunca aynı ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 4, Beautifil Bulk Restorative (Shofu): Kaviteye FL-bond II primer uygulanıp 10 sn beklemeden sonra hava ile kurutuldu ve FL-bond II bond uygulamasının ardından hava ile kurutulmadan aynı ışık kaynağı 5 sn boyunca uygulandı. Beautifil Bulk Restorative kompozit rezin tek tabaka halinde kaviteye yerleştirildi, 10 sn boyunca aynı ışık kaynağı ile polimerize edildi.

Grup 5, Fill-Up (Coltene, Whaledent): Kavite Etchant Gel S ile 15 sn pürüzlendirildi, suyla yıkandı ve havayla kurutuldu. ParaBond adeziv A ve B birer damla damlatılıp karıştırıldıktan sonra kaviteye 30 sn boyunca uygulandı, 2 sn hafif basınçlı havayla kurutuldu. Fill-Up kompozit rezin tek aşamada yerleştirildi ve 7 sn aynı ışık cihazıyla polimerize edildi.

Restorasyonlar tamamlandıktan sonra bitim ve polisaj işlemleri (Astropol, Ivoclar Vivadent, ABD) yapıldı.



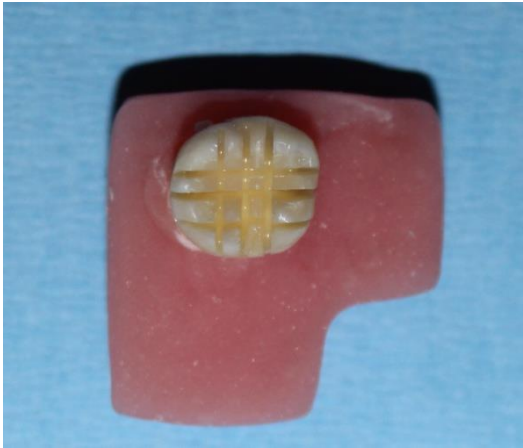
Şekil 3.16. Restorasyonların yapılışı

3.8. Mikrogerilim Bağlanma Testinde Dentin Yüzeylerinin Hazırlanması

Akrilik bloklar İsetmet cihazına (Isomet 1000, Buehler, ABD) yerleştirildi. Restorasyonları bitirilmiş ve akrilik bloklara gömülmüş dişler, kesit alma cihazına dişin uzun aksına paralel olacak şekilde yerleştirildi. 24 saat 37 °C'de distile su içerisinde bekletilen örneklerden dişin uzun aksına paralel olacak şekilde bukkal yüzden başlayarak bukkolingual yönde elmas testere (ATM, Almanya) ile yaklaşık 1 mm genişlikte seri kesitler alındı. Kesitlerin derinliği kron-kök birleşimine kadar uzatıldı. Sonra aynı örnek üzerinde bu sefer mezialden başlayarak yaklaşık 1 mm genişlikte seri kesitler alındı. Dişler servikal çizgi boyunca dişin uzun aksına dik olacak şekilde kesilerek, yaklaşık 1 x 1 mm ebatlarında çubuk şeklinde kesitler elde edildi. Her dişten en az 3 adet sağlam kesit alındı. Kesitlerin eni boyu dijital mikrometre ile ölçülerek boyutları kaydedildi. Tüm laboratuvar işlemleri arasında kesitler nemli ortamda, kapalı bir kutuda saklandı.



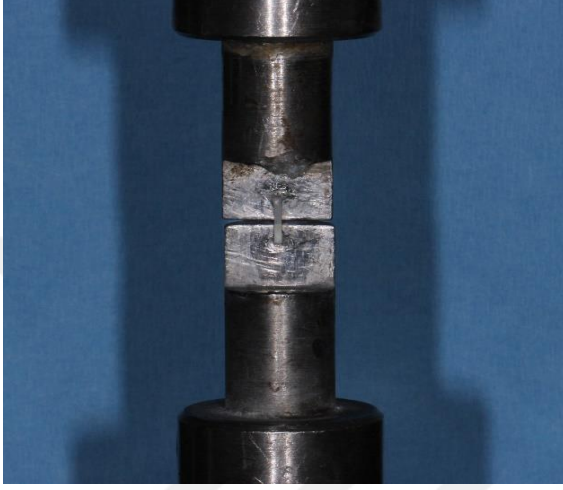
Şekil 3.17. İsetmet cihazı



Şekil 3.18. Kesit alma cihazında dişin uzun aksına paralel enine ve boyuna kesitler alınmış hali ve elde edilen test çubukları

3.9. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımlarının Araştırılması

Mikrogerilim bağlanma dayanım testi universal test cihazı LF Plus (LLOYD Instruments, Ametek Inc. İngiltere) kullanılarak geręekleřtirildi. ubuk şeklindeki kesitler universal test cihazına siyanoakrilat yapıştırıcı (404 Kimya Sanayi ve Tic. A.ř., İstanbul) ile sabitlendi. Örneklere maximum 50 newton (N) yük altında 0,5 mm/dk'lık kuvvetler ile kopma oluncaya kadar gerilim stresleri uygulandı.



şekil 3.19. Universal test cihazına monte edilmiş test ubuğu

Beş farklı kompozit grubunun mikrogerilim bağlanma dayanım değerleri ölçüldü. Kuvvet birimi ise newton olarak kalibre edildi. Daha sonra ölçülen mikrogerilim bağlanma dayanım değerlerinin birimleri “N” cinsinden megapaskala (MPa) dönüştürülerek istatistiksel değerlendirmeleri yapıldı.

3.10. Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi ve Kopma Tiplerinin Belirlenmesi

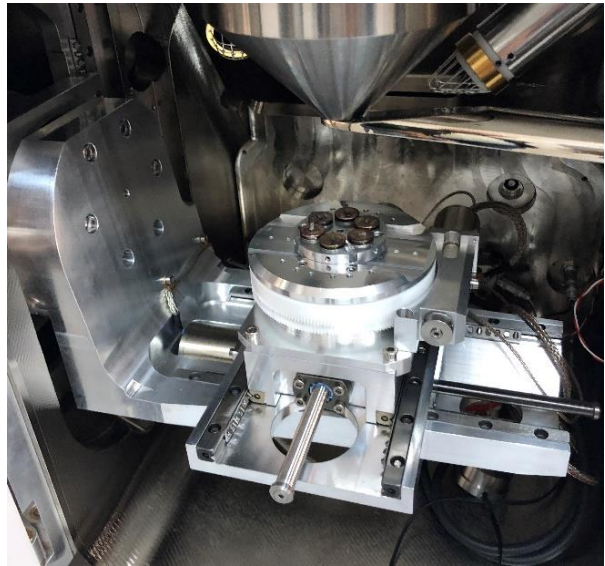
Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonrası tüm örneklerin kopma yüzeyleri stereomikroskop (Nikon SMZ800, Tokyo, Japonya) ile x25 büyütme altında incelendi. İnceleme sonrası örneklerin kopma tipleri belirlenerek kaydedildi. Kopmalar; adeziv içinde olmuşsa adeziv kopma, dentinde olmuşsa koheziv kopma ve kopmalar hem dentini hem de adezivi kapsarsa mix kopma olarak kabul edilip değerlendirildi.



Şekil 3.20. Stereomikroskop

3.11. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) incelemesi

Tüm örneklerin stereomikroskop ile incelenmesi sonrasında kopma yüzeylerini ayrıntılı olarak değerlendirmek için SEM analizleri yapıldı. Örneklerin incelenmesi Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazı (TESCAN MIRA3, Brno, Çek Cumhuriyeti) ile yapıldı.



Şekil 3.21. SEM cihazı

SEM analizi yapılmadan önce örneklerin kırık yüzeyleri havasız bir ortamda kaplama cihazı (Quorum Q150R ES, İngiltere) kullanılarak 90 A° kalınlığında altın-palladyum ile kaplandı ve çeşitli büyütmeler altında incelendi.



Şekil 3.22. Kaplama Cihazı

3.12. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 22.0 programı ile değerlendirildi. Verilerin normalliğine Kolmogorov-Smirnov testi ile bakıldı. Veriler parametrik şartları sağlıyorsa bağımsız iki grup için independent sample t test, ikiden fazla grup için F testi (ANOVA) ile analiz edildi. İki'den fazla gruplu karşılaştırmalar için ANOVA kullanırken, hangi grubun diğerlerinden farklı olduğunu belirlemek için homojenlik varsayımını sağlayanlarda Tukey, homojenlik varsayımını sağlamayanlarda Tamhane's T2 testleri kullanıldı. Varsayımlardan herhangi biri veya hepsi sağlanmıyorsa, bağımsız iki grup için Mann Whitney U, ikiden fazla bağımsız grup için Kruskal Wallis testi kullanıldı. Yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Değerleri

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi sonucunda elde ettiğimiz veriler Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Grupların mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri

| Örnek sayısı (n) | Grup 1 G-aenial posterior (MPa) | Grup 2 Estelite Bulk Fill flow (MPa) | Grup 3 GrandioSO x-tra (MPa) | Grup 4 Beautifil-Bulk Restorative (MPa) | Grup 5 Fill-Up (MPa) |
|------------------|---------------------------------|--------------------------------------|------------------------------|---|----------------------|
| 1 | 27,30 | 15,08 | 15,44 | 19,95 | 12,84 |
| 2 | 28,90 | 18,39 | 18,08 | 15,43 | 14,00 |
| 3 | 27,10 | 21,50 | 21,80 | 18,96 | 15,73 |
| 4 | 30,20 | 14,45 | 18,12 | 16,54 | 13,24 |
| 5 | 30,23 | 17,30 | 14,44 | 14,37 | 11,42 |
| 6 | 32,71 | 15,43 | 14,94 | 17,03 | 14,80 |
| 7 | 29,62 | 14,93 | 18,48 | 14,56 | 14,75 |
| 8 | 30,37 | 18,08 | 15,48 | 16,04 | 11,15 |
| 9 | 34,28 | 17,28 | 15,26 | 16,85 | 11,60 |
| 10 | 29,62 | 18,02 | 22,21 | 16,24 | 15,33 |
| 11 | 23,03 | 14,75 | 16,53 | 14,50 | 13,90 |
| 12 | 36,90 | 15,97 | 18,71 | 16,70 | 14,00 |
| 13 | 26,95 | 15,45 | 19,85 | 15,23 | 14,93 |
| 14 | 31,23 | 16,35 | 16,07 | 14,93 | 11,10 |
| 15 | 25,13 | 21,30 | 14,57 | 19,34 | 12,60 |

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda 4 farklı bulk-fill kompozit ve 1 mikrohibrit kompozitin kullanıldığı çalışmamızda gruplar arası mikrogerilim bağlanma dayanımı değerleri istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Kullandığımız kompozit rezinlerin mikrogerilim bağlanma dayanım testlerine ait maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma değerleri, gruplar arası farklılıklar Tablo 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin mikrogerilim bağlanma dayanım testlerine ait maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma değerleri

| Gruplar | n | Minimum | Maksimum | Ortalama (MPa) | Standart Sapma Değerleri |
|---|----|---------|----------|----------------|--------------------------|
| <i>Grup 1</i> ^{a,b,c,d} G-aenial posterior | 15 | 23,03 | 36,90 | 29,573 | 3,50 |
| <i>Grup 2</i> ^{a,e} Estelite Bulk Fill flow | 15 | 14,45 | 21,50 | 16,952 | 2,22 |
| <i>Grup 3</i> ^{b,f} GrandioSO x-tra | 15 | 14,44 | 22,21 | 17,332 | 2,53 |
| <i>Grup 4</i> ^{c,g} Beautiful Bulk Restorative | 15 | 14,37 | 19,95 | 16,444 | 1,77 |
| <i>Grup 5</i> ^{d,e,f,g} Fill-Up | 15 | 11,10 | 15,73 | 13,426 | 1,57 |

F=100.228, P= 0.000, p<0,05.

^{a,b,c,d,e,f,g} aynı küçük harflerle gösterilen gruplar arasında istatistiksel olarak fark vardır (p<0,05).

En yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımını kontrol grubu gösterirken, en düşük bağlanma dayanımını Fill-Up grubu göstermiştir. En yüksek bağlanma dayanımını gösteren G-aenial posterior kompoziti sırasıyla GrandioSO x-tra, Estelite Bulk Fill flow ve Beautiful-Bulk Restorative takip etmiştir. Kontrol grubu, çalışmada kullanılan dört farklı bulk-fill grubuyla karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05). Bulk-fill kompozitler arasında en yüksek bağlanma dayanımını GrandioSO x-tra gösterirken; Estelite Bulk Fill flow ve Beautiful Bulk Restorative ile aralarındaki farklar anlamlı değildir (p>0,05). Fill-Up diğer kompozitlere göre anlamlı olarak daha düşük değer göstermiştir. Bulk-fill kompozitler arasında en düşük bağlanma dayanımını gösteren Fill-Up grubu, diğer üç bulk-fill grupla karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,05).

4.2 Kopma Tipleri

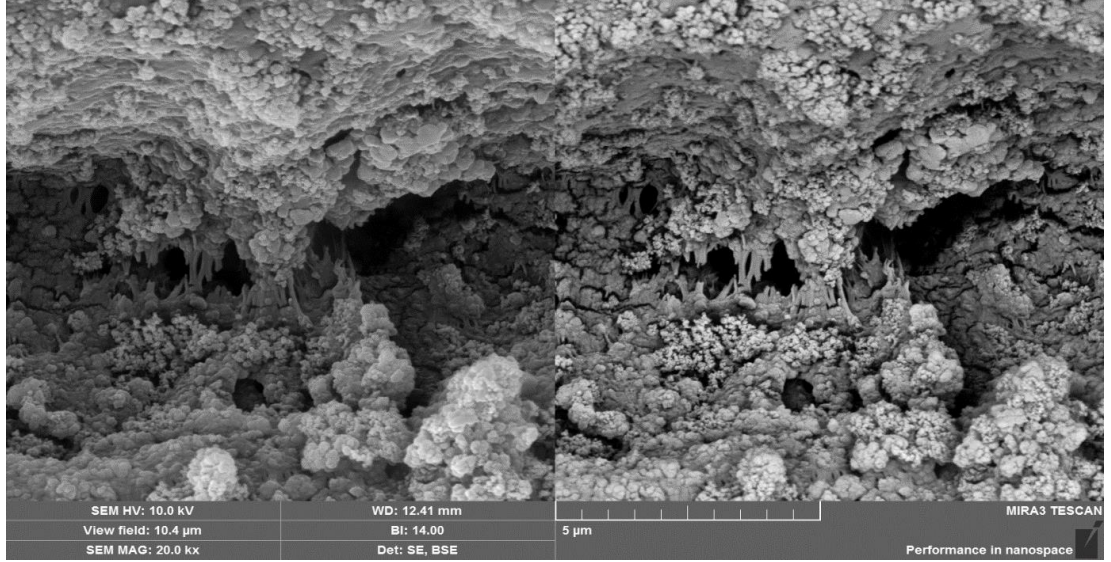
Gruplara ait kopma tipleri Tablo 4.3'de gösterilmiştir. En çok görülen kırılma tipi bütün grupların genelinde adeziv kopmadır. En az görülen kopma tipi ise koheziv kopmadır. Kırılma tiplerine ait stereomikroskop görüntüleri şekilde verilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız bulk-fill kompozitlerden en yüksek bağlanma dayanımını gösteren GrandioSO x-tra (+Futurabond U) grubunda mikrogerilim

bağlanma dayanımı testi sonucunda sadece adeziv kopma görülmüştür. Kontrol grubu olarak kullandığımız G-aenial posterior (+G-premio bond) 1 örnek hariç örneklerin tamamında adeziv kopma gözlenmiştir.

Tablo 4.3. Gruplara ait kopma tiplerinin dağılımı

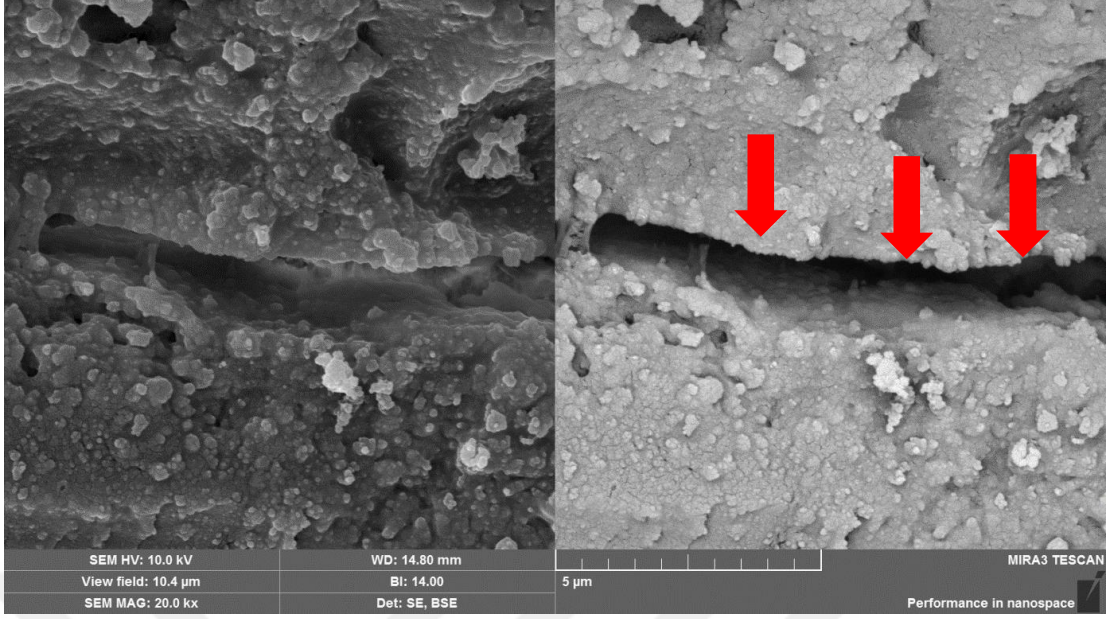
| KOMPOZİTLER | Adeziv kopma | Koheziv kopma | Mix kopma |
|----------------------------|--------------|---------------|-----------|
| G-aenial posterior | 14 | 0 | 1 |
| Estelite Bulk Fill flow | 10 | 2 | 3 |
| GrandioSO x-tra | 15 | 0 | 0 |
| Beautiful Bulk Restorative | 10 | 3 | 2 |
| Fill-Up | 10 | 1 | 4 |
| TOPLAM | 59 | 6 | 10 |

4.3 SEM Analizi Görüntüleri



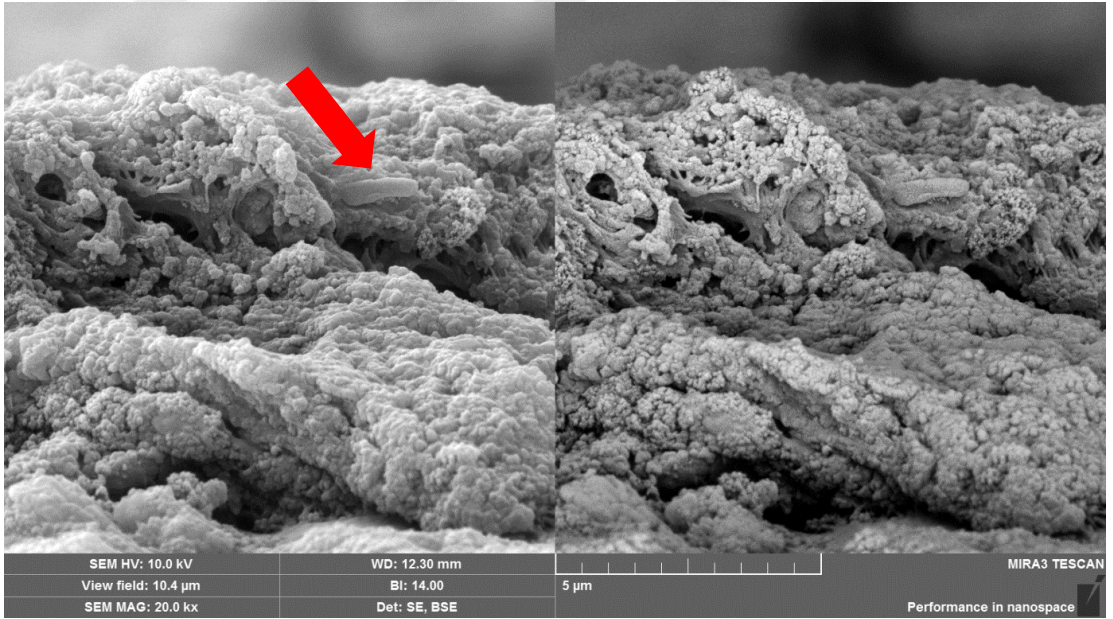
Şekil 4.1. G-aenial posterior'a ait SEM görüntüsü

Kopma yüzeyleri SEM'de incelendiğinde kanal ağzı açık dentin tübüllerine rastlanmamaktadır. Dentin tübülleri üzerinde yoğun organik matrikse bağlı inorganik yapılar gözlenmektedir.



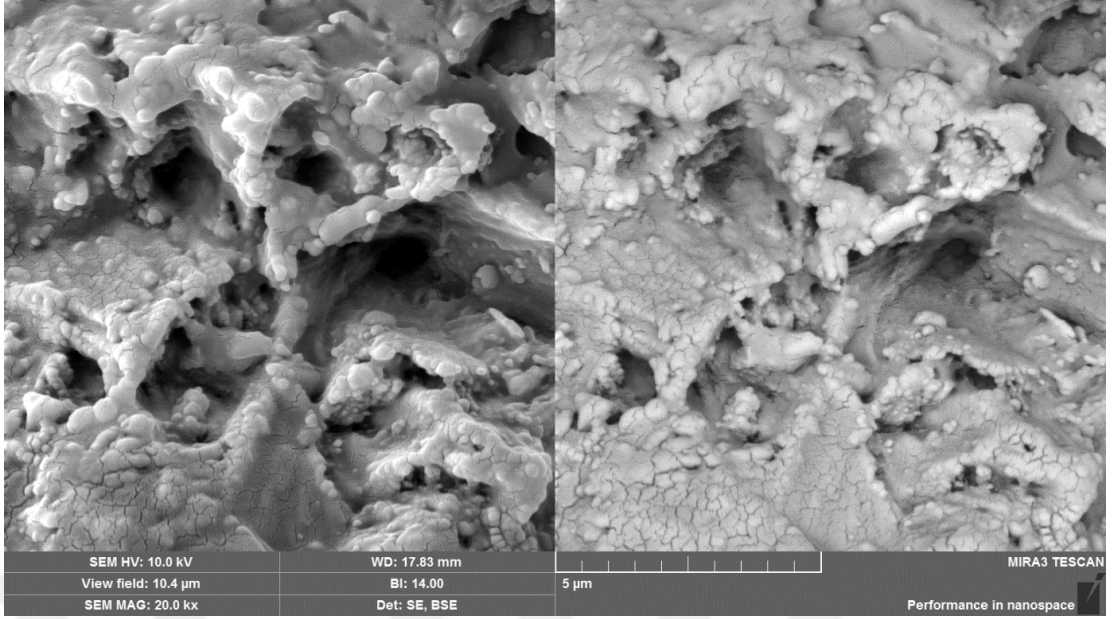
Şekil 4.2. Estelite Bulk Fill flow'a ait SEM görüntüsü

Kopma yüzeyinde nadiren dentin tübüllerine rastlandı, hibrit tabaka boyunca belirgin 0,5-1 μm boyutunda aralık gözlemlendi, yoğun miktarda serpme şeklinde partiküllere rastlandı.



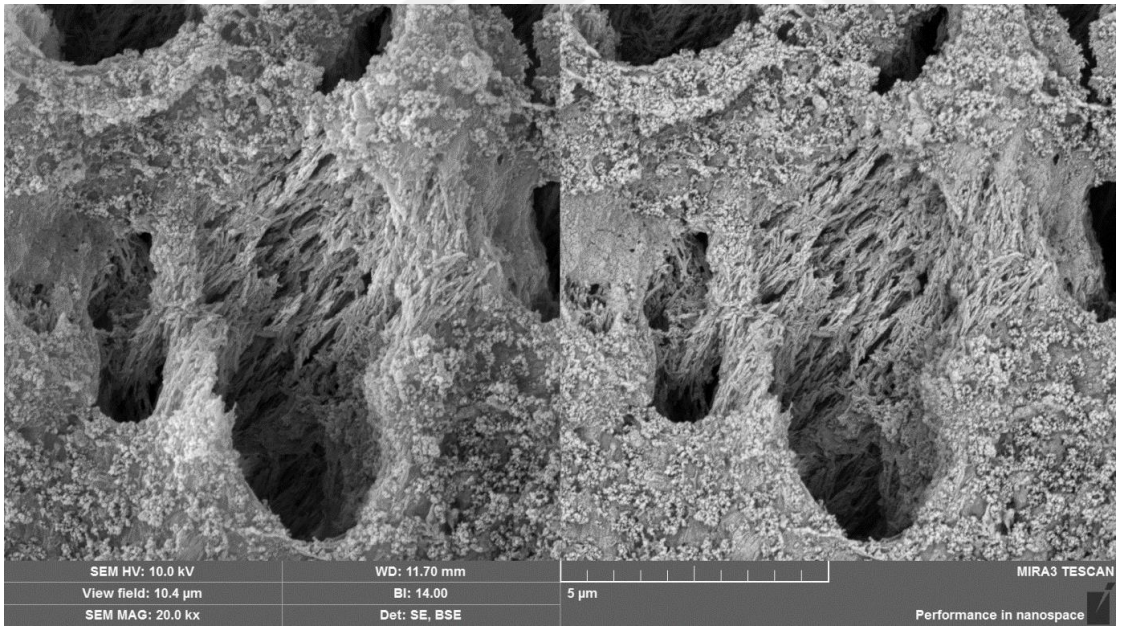
Şekil 4.3. GrandioSO x-tra'ya ait SEM görüntüsü

Kopma yüzeyinde dentin tübüllerine rastlanmadı. Krater şeklinde girintili çıkıntılı düzensiz polimer yapı gözlemlendi. Dentin tübüllerinden kopan makro rezin taglara da rastlandı.



Şekil 4.4. Beautiful Bulk Restorative'e ait SEM görüntüsü

Yer yer dentin tübülleri ve üzerinde diğer gruplardan farklı olarak ağ şeklinde karmaşık giomer matris yapısı ve buna bağlı az miktarda inorganik dolduruculara rastlanmıştır.



Şekil 4.5. Fill-Up'a ait SEM görüntüsü

Peritübüler dentin kanal ağzlarında demineralizasyona bağlı genişlemeler görülmektedir. Çok net izlenen dentin tübülleri üzerinde az miktarda inorganik yapılar gözlenmektedir. Dentin yüzeyinde makro rezin taglar mevcut değildir. Kollajen fibriller arasında yer yer boşluklar izlenmektedir.

5. TARTIŞMA

Son yıllarda restoratif materyallerdeki hızlı değişimler sonucu, minimal invaziv diş hekimliği yaklaşımı ortaya çıkmıştır. Bu yaklaşımda özellikle sağlam diş dokuları korunmakta dişlerde mümkün olduğunca az madde kaybı yaparak restorasyonların tamamlanması hedeflenmektedir. Restorasyonların klinik başarılarının yüksek olması, mikrosızıntının azaltılması ve kavite duvarlarında oluşan streslerin azaltılması için neme dirençli bir adeziv sisteme ihtiyaç vardır (196, 197). Dentin dokusuna bağlanmayı olumsuz etkileyen birçok faktör vardır. Bu faktörlerden bazıları; mine dentin sınırından pulpaya doğru dentin tübül çapları ve sayılarının artması, kalan dentin kalınlığının azalması, dentin sklerozu (198), dentin sıvısının kavitede nemlenmeye sebebiyet vermesi, smear tabakası, smear plug oluşumu, derin dentinde intertübüler dentin alanının azalması ve su içeriğinin artmasıdır (199).

Hızla gelişmekte olan adeziv diş hekimliğinde, kullanıma sunulan yeni ürünlerin klinik uygunluğunu değerlendirebilmek için yapılan in vivo testler uzun zaman gerektirirken maliyeti yüksek ve standardizasyonu zor metodlardır. Ayrıca klinik çalışmalar ağız ortamında restorasyon üzerine değişik streslerin aynı anda etki etmesi sebebiyle restorasyonların başarısızlığının esas sebebini ortaya koyamazlar. Bu nedenle araştırmacılar bağlantı direncinin belirlenmesinde etkin ve çabuk sonuç veren, parametreleri değiştirilebilir ve sonuçları kıyaslanabilir in vitro testleri daha fazla tercih etmişlerdir. Bu yüzden biz de çalışmamızda in vitro testleri tercih ettik.

İn vitro olarak dentine bağlanma dayanımını ölçmede en çok kullanılan testler makaslama ve gerilme bağlanma dayanım testleridir. Son yıllarda araştırma merkezlerinin çoğunda uygulanan mikrogerilim bağlanma dayanım testi, makro testlerin (geleneksel shear ve tensile testleri) sağlayamadığı birçok avantaja sahiptir. Bu avantajlardan bazıları; tek diştten çok sayıda örnek elde edilerek dişlerin verimli kullanılması, yüksek bağlanma dayanım değerlerinin ölçülebilmesi, bölgesel bağlanma dayanım farklılıklarının değerlendirilebilmesi, kalan dentin kalınlığının bağlanmaya etkisinin değerlendirilebilmesi, diş kaynaklı değişikliklerin incelenebilmesi, rezin esaslı kompozitin bağlanmaya etkisinin değerlendirilebilmesi, geleneksel çekme testine göre daha uniform kuvvet uygulaması, SEM ile kopma şeklinin kolayca belirlenebilmesidir (200). Sağladığı bu avantajlar sebebiyle çalışmamızda mikrogerilim bağlanma dayanım testini kullanmayı tercih ettik.

Geleneksel kompozit rezinler kaviteye 2 mm'lik kalınlığı geçmeyecek şekilde tabakalar halinde (inkremental teknik) yerleştirilmektedir. Tabaka kalınlığının 2 mm'yi geçmesi durumunda; kompozitin alt bölgesinde kalan materyalin yeterince polimerize olamayacağı, uygun sertliğe erişemeyeceği, mikrosızıntı, sekonder çürük, postoperatif hassasiyet ve pulpal irritasyonlar gibi olumsuz sonuçlara sebep olabileceği bildirilmiştir. Yapılan çalışmalar tabakalama tekniğiyle tamamlanan restorasyonların daha fazla başarılı olduğunu göstermiştir (201-203). Çalışmamızda kontrol grubu olarak kullandığımız geleneksel kompozit uygulaması, 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanmıştır. İnkremental teknikle kompozit uygulamasının bazı dezavantajları vardır. Bunlardan bazıları; tabakaların uygulanması sırasında kontaminasyon riski bulunması, tabakalar arasında boşluk kalabilmesi, neme maruz kalabilmesi ve tedavi süresinin uzamasıdır (204). Bu olumsuzlukları elimine edebilmek amacıyla üreticiler, bulk-fill kompozit rezinleri piyasaya sürmüştür (205).

Bulk-fill kompozitler; kavite duvarlarında oluşan stres ve kaspal defleksiyon oranları kontrol altına alınmış, 4-5 mm kalınlığında yerleştirilebilen kompozitlerdir. Geleneksel kompozitlere göre daha kalın tabakalar halinde uygulanabilmeleri; bu materyallerin fotobaşlatıcı dinamiklerinin geliştirilmesi ve translüsensi özelliklerinin artırılmasıyla ilişkilendirilmektedir. Translüsentiğinin artması ışık penetrasyonunu kolaylaştırır ve daha derin bir polimerizasyon sağladığı ifade edilmektedir. Bu yeni başlatıcıların kamforokinona göre ışığı daha iyi absorbe eder ve daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesi gösterdiği bildirilmektedir (206-208). Bu tür kompozitler; tedavi süresini kısaltmakta, kontaminasyon riskini azaltmakta, tabakalar arasında boşluk kalma ihtimalini düşürerek oksijen inhibisyonunu azaltmasıyla daha iyi polimerizasyon sağlanabilir. Bulk-fill kompozitler geleneksel hibrit kompozitlere ve akışkan kompozitlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği, daha düşük polimerizasyon stresi oluşturduğu bildirilmiştir (207). Bulk-fill kompozitlerin mekanik özellikleri, içerdikleri inorganik doldurucu miktarına bağlı olarak farklılık gösterir (209). Bu nedenle bu tür kompozit rezinler düşük viskoziteli (akışkan) bulk-fill kompozit rezinler ve yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler olarak ikiye ayrılırlar.

Bulk-fill kompozit rezinlerin kullanımlarının yaygınlaşabilmesi için fiziksel mekanik özelliklerinin bilinmesi diş dokusuna bağlanmalarının incelenmesi gerekmektedir. Biz de çalışmamızda piyasaya yeni sürülen 2 akışkan, 2 kondanse

edilebilir bulk-fill kompozit rezinin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımlarını geleneksel mikrohibrit bir kompozitle karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi hedefledik.

Çalışmamızda kullandığımız dört farklı bulk-fill ve bir mikrohibrit kompozit (kontrol grubu) grubu arasında en yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımını, kontrol grubu olan mikrohibrit kompozit rezin G-aenial posterior (+G-premio bond) grubu göstermiştir. Geleneksel olarak kullandığımız mikrohibrit kompozit, çalışmamızdaki tüm bulk-fill kompozitlerle karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). G-aenial posterior grubuna ait kopma yüzeyleri SEM analizinde incelendiğinde; kanal ağzı açık dentin tübüllerine rastlanmaması, dentin tübülleri üzerinde yoğun organik matrikse bağlı inorganik yapılar gözlenmesi, kompozit ile dentin arasında iyi bir bağlanma olduğu sonucunu desteklemektedir.

Fronza ve ark. (210) 1 geleneksel mikrohibrit kompozit (Herculite Classic), 2 akışkan (SureFill SDR Flow, Filtek Bulk Fill Flowable Restorative) ve 1 tepilebilir bulk-fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill) rezinin Sınıf I kavitelere (4x3x2 mm) mikrogerilim bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. En yüksek mikrogerilim bağlanma dayanımını geleneksel mikrohibrit kompozit gösterirken, bulk-fill kompozitler arasında ise en yüksek bağlanma dayanımını tepilebilir bulk-fill, en düşük bağlanma dayanımını akışkan bulk-fill kompozit Filtek Bulk Fill Flowable Restorative göstermiştir. Bu sonuçlar, çalışmamızda kullandığımız kompozitlerin tamamı farklı olmasına rağmen, bizim elde ettiğimiz sonuçlarla paralellik göstermektedir.

Çolak ve ark. (211) premolar dişlerde 2 bulk-fill (SonicFill Bulk-Fill , Tetric EvoCeram Bulk-Fill) ve 2 geleneksel nanohibrit kompozitin (Herculite XRV Ultra, Tetric EvoCeram) orta koronal dentine makaslama bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda 2 nanohibrit kompozitin bulk-fill kompozitlere göre bağlanma dayanımı açısından daha yüksek değerler sergilediğini bildirmişlerdir. Çolak ve ark. (211) yaptıkları çalışma, bizim çalışmamız ile karşılaştırıldığında, gereç yöntem bakımından farklı kompozit tipleri ve bağlanma test yöntemi kullanılmasına rağmen; bizim sonuçlarımızla benzerlik göstermektedir.

Almeida ve ark. (212) Sınıf I kavitelere (4x5x4 mm) 2 bulk-fill (Tetric Bulk Fill, SonicFill) ve 1 geleneksel nanokompozitin (Filtek Supreme XTE) mikrogerilim bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Kompozit uygulaması öncesinde tüm

kavitelere standart olarak etch and rinse adeziv sistem (Adper Single Bond 2) uygulamışlar. En yüksek bağlanma dayanım değerini SonicFill gösterirken, bunu geleneksel kompozit takip etmiş ve en düşük değeri ise; Tetric Bulk Fill göstermiştir. Almeida ve ark. (212) yaptığı çalışma, kullanılan kompozit tiplerinin farklı olması ve tek tip adeziv sisteminin kullanılması yönüyle bizim çalışmamızdan farklılık göstermesine rağmen, SonicFill hariç diğer sonuçlar bizim çalışmamızı desteklemektedir. En yüksek mikrogerilim bağlanma dayanım değerinin SonicFill’de görülmesi ise sonik aktivasyon teknolojisiyle ilişkilendirilebilir.

Atabek ve ark. (213) geleneksel mikrohibrit kompozit (G-aenial posterior) ve 3 bulk-fill kompoziti (Sonicfill, SDR, Tetric Evo Ceram) baskı dayanımları açısından karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. 3 mm çapında 4-5 mm yüksekliğinde silindirik kompozitler bloklar oluşturarak baskı dayanımlarını incelemişlerdir. Geleneksel mikrohibrit kompozit ile SonicFill’in, diğer bulk-fill kompozitlere göre daha yüksek baskı dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir.

GrandioSO x-tra piyasaya yeni sürülen bir kompozit olması nedeniyle, bu bulk-fill kompozitle ilgili herhangi bir literatüre ulaşılammıştır. Çalışmamızda kullandığımız bulk-fill kompozitler kendi aralarında karşılaştırıldığında en iyi mikrogerilim bağlanma dayanımı değeri tepilebilir olan GrandioSO x-tra kompozit (+Futurabond U) grubunda görülmüştür. GrandioSO x-tra’ nın kopma yüzeyleri SEM analizinde incelendiğinde; (Bkz. Şekil 4.3) açık dentin tübüllerine rastlanmaması, kompozit yüzeylerinde krater şeklinde girintili çıkıntılı düzensiz polimer yapı gözlemlenmesi, dentin yüzeylerinden kopan çok az sayıda makro rezin taglara rastlanması kompozit dentin arasında iyi bir bağlanma olduğu sonucunu desteklemektedir.

Salagalla ve ark. (214) bulk-fill kompozit rezinin (Filtek Bulk fill Posterior Restorative) termosiklus uygulanmış ve uygulanmamış örnekleriyle derin ve yüzeyel dentindeki mikrogerilim bağlanma dayanımlarını incelemişler. Okluzodistal kavitelere dentin yüzey şekillendirmesinde (minede 20 sn) dentine 10 sn asit uygulaması ardından universal adeziv (Single Bond) uygulaması sonrasında kompozit restorasyonları tamamlamışlar. Derin dentinde (3,5 mm derinliğinde) termal siklus uygulanmayan grupta ortalama 34,09 MPa değeri bulunurken, termal siklus uygulanmış grupta ortalama 21,83 MPa değerlerini bulmuşlardır. Bu çalışma, termosiklus

uygulamasının mikrogerilim bağlanma dayanımını düşürdüğünü göstermektedir. Bizim çalışmamıza kıyasla, adeviz uygulama öncesinde asit uygulanması ve farklı bulk-fill kompozitler kullanılmasına rağmen; termosiklus uygulanmayan gruplarda mikrogerilim bağlanma dayanım değerleri çalışmamız değerleriyle benzerlik göstermektedir.

Braga ve ark. (215) 2 farklı preparasyonun akışkan bulk-fill kompozit (Filtek Bulk Fill Flowable) ve nanodolduruculu geleneksel kompozitin (Filtek Z350XT) mikrogerilim bağlanma dayanımları ve stres dağılımlarını değerlendirmişlerdir. Düz dentin yüzeyi ve MOD tipi kavite preparasyonlarının bağlanma dayanımlarına etkileri karşılaştırıldığında; her iki restorasyonda da MOD kavite tipi preparasyonların bağlanma dayanımını düşürdüğünü bildirmişlerdir. Kompozit tipleri karşılaştırıldığında, her iki preparasyon tipinde de bulk-fill kompozitlerin daha iyi bağlanma gösterdiğini ileri sürmüşlerdir. Bulk-fill kompozit geleneksel kompozite göre daha az büzülme stresi göstermiştir. Bu çalışma bizim çalışma sonuçlarımızla örtüşmemektedir. Bu çelişkinin, farklı kavite preparasyonlarının yapılması, farklı kompozit ve adeziv sistemlerin kullanılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Taneja ve ark. (216) bulk-fill kompozit (SonicFill) ve geleneksel kompozitin (Herculite Precis) Sınıf II (4, 5, 6 mm derinliğinde) kavitelere mikrogerilim bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Geleneksel ve bulk-fill kompozitte kavite derinliği arttıkça bağlanma değerinin düştüğünü bildirmişlerdir. SonicFill kompozitin geleneksel kompozite göre 5 mm ve daha az derinliğe sahip kavitelere daha iyi bağlanma gösterdiğini ileri sürdüler. SonicFill kompozitin 5 mm'den fazla derinlikte uygulandığında kavite tabanındaki kompozitin yetersiz polimerizasyonuna sebebiyet vererek bağlanmanın düştüğünü ve bu nedenle SonicFill kompozit rezinin 5 mm'den derin kavitelere tek tabaka halinde uygulanmamasını önermektedirler.

Kumagai ve ark. (217) Sınıf II kaviteilerin mezial ve distal kısımlarında 4 ve 6 mm derinlikte 1 bulk-fill (SureFil SDR Flow) ve 1 geleneksel nanofil kompozitin (Filtek Z350 XT) bağlanma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Değerlendirmeleri yaparken 3 kriteri göz önüne almışlardır: kompozit tipi, tabakalama tekniği ve kavite derinliği. Çalışmanın sonucunda; bulk-fill kompozitin geleneksel kompozite göre daha iyi bağlanma gösterdiğini ve inkremental tekniğin ise bulk tekniğe göre daha iyi bağlanma değerleri sergilediğini belirtmişlerdir.

Juloski ve ark. (218) Sınıf II kavitelere 4 akışkan bulk-fill (SureFil SDR flow, G-aenial Flo bulk fill, G-aenial Universal Flo bulk fill, GC Kalore bulk fill) ve 1 siloran kompozitin (Filtek Silorane) mikrogerilim bağlanma dayanımlarını ve mikrosızıntılarını değerlendirmişlerdir. En yüksek bağlanma değerlerini SureFil SDR flow (63 MPa) ardından Filtek Silorane (55 MPa) gösterirken; diğer 3 akışkan bulk-fill kompozit (33, 31, 30 MPa) arasında istatistiksel olarak fark yoktur. Mikrosızıntı değerlerine baktıklarında; SureFil SDR flow kompozitin diğer materyallere göre daha fazla mikrosızıntı gösterdiğini ve mikrosızıntının mikrogerilim bağlanma dayanımı ile ilişkili olmadığını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın mikrogerilim bağlanma dayanım testi sonuçlarına baktığımızda; SureFil SDR flow hariç bizim çalışma sonuçlarımızı desteklemektedir. SureFil SDR flow' un yüksek bağlanma değeri göstermesi restorasyon öncesinde etch and rinse adeziv sistemin (%36'lık fosforik asit) uygulanmasıyla ilişkilendirilebilir.

Alshali ve ark. (219) 6 bulk-fill (SureFil SDR flow, Venus bulk fill, X-tra base, Filtek bulk fill flowable, Tetric EvoCeram bulk fill, SonicFill) ve 8 geleneksel kompozitin (Grandioso flow, Venus Diamond flow, X-flow, Filtek Supreme XTE, Grandioso, Venus Diamond, TPH3 Spectrum, Filtek Z250) mikrosertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak kullandıkları bulk-fill kompozitlerin artan tabakalama kalınlığına rağmen; alt üst yüzey mikrosertlik oranlarının geleneksel kompozitlere göre (kabul edilebilir oran 0,8) kabul edilebilir sınırlarda olduğunu bildirmişlerdir.

Tavarez ve ark. (220) tamir rezini olarak bulk-fill (Surefil SDR Flow), mikrohibrit (P60) ve nanopartiküllü (Filtek Z350) kompozit rezinlerin makaslama bağlanma dayanımına etkisini incelemiştir. 4 mm çapında 2 mm kalınlığındaki silindir şeklindeki Filtek Z350 kompozit bloklara %37'lik fosforik asit uygulamasının ardından kompozitlerle tamir yapılmış ve makaslama testi uygulanmıştır. Bunlardan mikrohibrit kompozit, bulk-fill kompozitten daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesine karşın, aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulamamışlardır. En düşük bağlanma dayanımını ise, nanopartiküllü kompozit göstermiştir. Mikrohibrit kompozitte yüksek bağlanma değerlerini elde etmesiyle çalışmamızı destekleyen bu çalışma, kavitelere ya da dış yüzeyinde değil de kompozit yüzeyine tamir yapılması ve farklı bağlanma test yönteminin kullanılması sebebiyle çalışmamızdan farklıdır.

Estelite Bulk Fill flow kompozitin diğer bulk-fill kompozitlerden ayrılan en önemli özelliği, self-cured adeziv sistemle uygulanmış olmasıdır. Akışkan yapıya sahip olan Estelite Bulk Fill flow (+Universal Bond)'un mikroyerilim bağlanma test sonuçları, çalışmamızdaki bulk-fill kompozitler arasında en iyi bağlanmayı gösteren GrandioSO x-tra'yı takip etmesine rağmen; aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$). Estelite Bulk Fill flow'un kopma yüzeyleri SEM analizinde incelendiğinde; (Bkz. Şekil 4.2) kopan örneklerde nadiren dentin tübüllerine rastlandı. 0,5-1 μm eninde hibrit tabaka boyunca düzenli kalemle çizilmiş gibi bir boşluk gözlemlenmesinin nedeninin self-cured adeziv sistemle uygulanmasıyla ilişkilendirilebilir. Bu durumun daha net açıklanabilmesi için ileri araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Yaptığımız literatür araştırmasında Estelite Bulk Fill flow kompozitin bağlanma dayanımıyla ilgili bir çalışmaya rastlayamadık. Lassila ve ark. (221) fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit (SFRC) ile 4 akışkan bulk-fill kompozitin (Estelite Bulk Fill Flow, SDR, Tetric EvoFlow Bulk Fill ve Filtek Bulk Fill Flowable) esneklik dayanımı, eğilme modülü, su absorpsiyonu, hacimsel büzülme, polimerizasyon derinliği ve konversiyon derecelerini değerlendirmişlerdir. En fazla konversiyon derecesi, en fazla su emilimi Estelite Bulk Fill Flow'da görülmüştür. En fazla esneklik dayanımı SFRC'de görülürken bunu Estelite Bulk Fill Flow takip etmiştir. Estelite Bulk Fill Flow daha yüksek inorganik doldurucu içeriğine sahip olmasına rağmen su absorpsiyonunun fazla olması; su emiliminin temel olarak hidrofiliklik ve çapraz ağ yapısından etkilenmesinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Bu bulgu, çalışmamızdaki SEM analizi ile örtüşmektedir. Çalışmamızda Estelite Bulk Fill flow'un SEM analizi incelendiğinde; (Bkz. Şekil 4.2) hibrit tabaka boyunca uzanan düzenli aralık görülmesi su absorpsiyonunun fazla olması ile ilişkilendirilebilir.

Beautiful Bulk Restorative, giomer yapıya sahip olmasıyla bulk-fill kompozitlerden ayrılmaktadır. Mikroyerilim bağlanma dayanımı test sonuçlarına göre; Beautiful Bulk Restorative (+FL-bond II), GrandioSO x-tra ve Estelite Bulk Fill Flow'dan düşük değerler göstermesine rağmen her üç bulk-fill kompozit arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p<0,05$). Beautiful Bulk Restorative'in kopma yüzeyleri SEM analizinde incelendiğinde; (Bkz. Şekil 4.4) yer yer dentin

tübülleri ve üzerinde diğer kompozitlerden farklı olarak ağ şeklinde belirgin karmaşık giomer matris yapısı ve buna bağlı inorganik dolduruculara rastlanmıştır.

Yu ve ark. (221) 2 giomer bulk-fill (Beautiful Bulk Restorative, Beautiful Bulk Flowable), 2 bulk-fill (Tetric N-Ceram Bulk-fill, Smart Dentin Replacement), ve 3 geleneksel kompozitin (Beautiful II, Beautiful Flow Plus, Tetric N-Ceram) konversiyon dereceleri ve polimerizasyon büzülmelerini araştırmışlardır. Giomer bulk-fill kompozitlerin konversiyon derecelerini geleneksel kompozitlere göre daha düşük bulmuşlardır. Polimerizasyon büzülmesi açısından değerlendirdiklerinde Beautiful Bulk Restorative diğer bulk-fill ve geleneksel kompozitlere kıyasla düşük değerler sergilemiştir. Çalışma sonucunda konversiyon dereceleri dikkate alındığında bulk-fill kompozitlerin 4 mm'den fazla kalınlıkta kullanılmamasını önermektedirler.

Singla ve ark. (222) 3 bulk fill (Beautiful Bulk Restorative, SonicFill , Filtek Bulk Fill) ve 1 geleneksel kompozitin metal silindirik bloklardaki (4 mm çapında, 4 mm derinliğinde) polimerizasyon derinliklerini ve alt-üst yüzey mikrosertliklerini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. En yüksek yüzey mikrosertliğini SonicFill göstermiştir. Polimerizasyon derinliklerine bakıldığında çalışmada kullanılan bulk-fill kompozitler arasında sadece Beautiful Bulk Restorative'in kabul edilebilir sınırın altında değerler sergilediğini bildirilmiştir. Beautiful Bulk Restorative'in düşük değerler göstermesinin, daha yumuşak PRG doldurucu içermesiyle ilişkili olduğunu ileri sürmektedirler.

Tsujimoto ve ark. (223) giomer bulk-fill (Beautiful Bulk Restorative, Beautiful Bulk Flow) ile bulk-fill kompozitlerin (SDR, Filtek Bulk Fill Flowable, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Filtek Bulk Fill Posterior Restorative) polimerizasyon derinliği ve hacimsel büzülmelerini değerlendirmişlerdir. Kullandıkları tüm materyallerde polimerizasyon süresi arttıkça (20, 30, 40 sn) polimerizasyon derinliği artmıştır. Düşük viskoziteli materyaller içerisinde en düşük polimerizasyon derinliğini Beautiful Bulk Flow gösterirken; yüksek viskoziteli materyaller arasında ise en düşük polimerizasyon derinliğini Beautiful Bulk Restorative göstermiştir. Buna bağlı olarak giomerlerin diğer bulk-fill kompozitlerden daha az polimerizasyon derinliği gösterdiğini bildirmişlerdir. Hacimsel büzülme açısından değerlendirildiğinde, hem düşük hem yüksek viskoziteli gruplarda giomerlerin diğer bulk-fill kompozitlerden daha fazla hacimsel büzülme gösterdiğini bildirmişlerdir.

Al-Ahdal ve ark. (224) 8 bulk-fill kompozitin (Beautiful Bulk Restorative, Filtek Bulk Fill, Venus Bulk Fill, Beautiful Bulk Flowable, X-tra Base, Ever Xposterior, Tetric EvoCeram Bulk Fill, SonicFill) zamanla konversiyon derecelerindeki değişimi incelemişlerdir. Beautiful Bulk Restorative'in konversiyon derecesi 30 dk sonra önemli ölçüde artış gösterirken; Beautiful Bulk Flowable'ın konversiyon derecesi 24 saat sonra artış göstermiştir. Bu nedenle, doldurucu miktarı arttıkça, konversiyon derecesinin daha kısa sürede maximum seviyeye ulaştığını ileri sürmüşlerdir.

Dionysopoulos ve ark. (225) 4 tepilebilir (Beautiful Bulk Restorative, X-trafil, EverX Posterior, Tetric EvoCeram Bulk Fill), 4 akışkan (X-trabase, Beautiful Bulk Flowable, Filtek Bulk Fill, Venus Bulkfill) bulk-fill kompozit ile 1 geleneksel nanohibrit kompozitin (Filtek Z550) mikrosertlik değerlerini incelemişlerdir. Akışkan kompozitler diğer materyallere göre daha düşük mikrosertlik değerleri gösterdiğini ve kompozit kalınlığı arttıkça mikrosertlik değerlerinin azaldığını ifade etmişlerdir. Tepilebilir bulk-fill kompozitler arasında en düşük mikrosertlik değerini Beautiful Bulk Restorative'in gösterdiğini belirtmişlerdir. Kullandıkları tüm materyallerde mikrosertlik değerlerinde ışıkla polimerize edildikten 24 saat sonra artış gözlemlediklerini bildirmişlerdir.

Fill-Up bulk-fill kompozit rezin dual-cure polimerizasyona sahip olması ve etch and rinse adeziv sistemle (+ParaBond) kullanılmış olması ile çalışmamızdaki diğer kompozitlerden ayrılmaktadır. Çalışmamızda Fill-Up bulk-fill kompozit en düşük mikrogerilim bağlanma dayanımını gösterirken, diğer tüm kompozitler ile karşılaştırıldığında aralarındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Fill-Up'a ait kopma yüzeyleri SEM analizinde incelendiğinde; (Bkz. Şekil 4.5) dentin tübüllerinin net izlenmesi etch and rinse adeziv sistemin kullanılması yani dentinde asit ile pürüzlendirmeye bağlı oluşan derin deminerilizasyonu adezivin eş zamanlı infiltre olamaması ile ilişkilendirilebilir.

Piyasaya yeni sürülen Fill-Up kompozit ile ilgili bağlanma dayanımının değerlendirildiği herhangi bir literatüre ulaşılamamıştır. Monterubbianesi ve ark. (226) 5 bulk-fill kompozitin (Fill-Up, SureFil SDR, Filtek, SonicFill, SonicFill2) konversiyon derecelerini ve mikrosertlik değerlerini incelemiştir. Yapılan analizler sonucunda Fill Up'ın alt yüzeyiyle üst yüzey konversiyon dereceleri arasında belirgin bir fark gözlenirken; diğer bulk-fill kompozitlerin alt-üst yüzey konversiyon dereceleri arasında belirgin fark görülmediğini bildirmişlerdir. Monterubbianesi ve ark. (226) belirttikleri bu farklılık, çalışmamızda Fill-Up'ın düşük mikrogerilim bağlanma dayanımı göstermesi sonucu ile uyumludur.

Gupta ve ark. (227) Sınıf I kaviterlerde 3 bulk-fill (Fill-Up, SonicFill, SureFil SDR) ve 1 geleneksel (Filtek) kompozitin mikrosızıntılarını değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda en fazla mikrosızıntıyı SonicFill gösterirken; bunu Fill-Up takip etmiştir, en düşük değeri de SureFil SDR göstermiştir. Gupta ve ark. (227) çalışmasına göre; Fill-Up'ın fazla mikrosızıntı göstermesi, çalışmamızda Fill-Up'a ait SEM görüntülerindeki derin deminerilizasyon görüntüleriyle örtüşmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

4 farklı bulk-fill kompozit ve geleneksel bir mikrohibrit kompozitin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımlarının incelendiği bu çalışmada;

1. Bulk-fill kompozitler, geleneksel kompozit kadar iyi bağlanma dayanımı gösterememiştir.
2. Bulk-fill kompozitler arasında en iyi bağlanma dayanımını GrandioSO x-tra gösterirken, en zayıf bağlanma dayanımını Fill-Up göstermiştir.
3. SEM analizlerinde sadece Estelite Bulk Fill flow'da hibrit tabaka boyunca düzenli bir boşluk görülmektedir.
4. Bulk-fill kompozitler kendi adeziv sistemleriyle kullanıldığında Fill-Up hariç diğer bulk-fill kompozitlerin bağlanma dayanımları benzer bulunmuştur.
5. Fill-Up kompozit etch and rinse adeziv sistemle kullanılmasına rağmen, en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir.
6. Bulk-fill kompozitlerin dentine bağlanma dayanımları açısından daha fazla geliştirilmelerine ve tam bir değerlendirme için mutlaka takipli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Dresch W, Volpato S, Gomes J, Ribeiro N, Reis A, Loguercio A. Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. *Operative Dentistry*, 31(4), 409-17, 2006.
2. Dayangaç GB. Kompozit Restorasyonlar. Quintessence Yayıncılık, İstanbul, 2011.
3. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials*, 24(11), 1501-05, 2008.
4. Petrovic LM, Atanackovic TM. A model for shrinkage strain in photo polymerization of dental composites. *Dental Materials*, 24(4), 556-60, 2008.
5. Petrovic LM, Drobac MR, Stojanac IL, Atanackovic TM. A method of improving marginal adaptation by elimination of singular stress point in composite restorations during resin photo-polymerization. *Dental Materials*, 26(5), 449-55, 2010.
6. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465-79, 2002.
7. Ferracane JL. Resin composite state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38, 2011.
8. Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and: a simplified placement technique. *The Journal of the American Dental Association*, 131(3), 375-83, 2000.
9. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82, 2005.
10. Prager M. Using flowable composites in direct posterior restorations. *Dentistry Today*, 16(7), 62, 64, 66, 1997.
11. Ruiz J, Mitra S. Using cavity liners with direct posterior composite restorations. *Compendium Newtown*, 27(6), 347, 2006.
12. Uzel İ, Kuru R, Eden E. Bulk fill kompozit rezinin farklı tekniklerle uygulanmasının mikrosızıntı ve mikrosertlik üzerine etkisinin değerlendirilmesi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 38(1), 48-53.
13. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(2), 129-40, 2007.
14. Moorthy A, Hogg C, Dowling A, Grufferty B, Benetti AR, Fleming G. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of Dentistry*, 40(6), 500-05, 2012.
15. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials*, 27(4), 348-55, 2011.

16. Vasquez D. A New Generation Bulk-Fill Composite For Direct Posterior Restorations. *Inside Dentistry*, 8(5), 2012.
17. Van Dijken JW, Pallesen U. A Randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dental Materials*, 30(9), e245-e51, 2014.
18. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(8), 993-1000, 2014.
19. Agarwal RS, Hiremath H, Agarwal J, Garg A. Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer bulk fill composites: An in vitro study. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 18(1), 56, 2015.
20. Al-Harbi F, Kaisarly D, Bader D, El Gezawi M. Marginal integrity of bulk versus incremental fill class II composite restorations. *Operative Dentistry*, 41(2), 146-56, 2016.
21. Craig RG PJ, Sakaguchi RL. *Craigs restorative dental materials*. Mosby- Year Book Inc, 11830 Western Industrial Drive, St. Louis, Missouri, 2006.
22. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 456-61, 2002.
23. Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. Quintessence Publishing, 1996.
24. Al-Salman TH. The effects of type of tooth and the placement site of electrode on the electrical pulp testing of the anterior teeth. *Al-Rafidain Dental Journal*, (2), 97-102, 2005.
25. Manisalı Y, Koray F. *Ağız diş embriyolojisi ve histolojisi*. İstanbul: Yenilik Basımevi, 73-98, 1982.
26. Lundeen T. Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion. *The Art and Science of Operative Dentistry*, 10-59, 1995.
27. Hargreaves KM, HE G. *Seltzer and bender's dental pulp*-Quintessence Publishing History, 11(1), 2002.
28. Trowbridge H. *Structure and functions of the dentin and pulp complex*. The Pathways of the Pulp, 2002.
29. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J ve ark. *Bonding to enamel and dentin*. 2006.
30. Pashley DH, Livingston M, Reeder O, Horner J. Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro. *Archives of Oral Biology*, 23(12), 1127-33, 1978.
31. Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5th Ed. ed, St Louis; CV Mosby, 2006.
32. Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS, dos Santos Jr J. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. Quintessence Publishing, 2006.

33. Duke E. Adhesion and its application with restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 37(3), 329-40, 1993.
34. Perdigao J, Swift E. Mine ve dentin adezyonunun temel kavramları. TM Roberson, HO Heymann and EJ Swift. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 5, 243-80, 2011.
35. Marshall S, Bayne Sc, Baier R, Tomsia AP, Marshall Gw. A review of adhesion science. *Dent Mater*, 26, 11-16, 2010.
36. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P ve ark. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry University of Washington*, 28(3), 215-35, 2003.
37. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences, 2012.
38. Bayne SC, Thompson JY, Roberson T, Heymann H, Ritter A. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. United States of America, Mosby, 203-11, 2006.
39. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), e11-e16, 2010.
40. Perdigão J. Dentin bonding variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), e24-e37, 2010.
41. Spencer P, Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O ve ark. Adhesive/dentin interface: the weak link in the composite restoration. 38(6), 1989-2003, 2010.
42. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 456-61, 2002.
43. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P ve ark. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *Journal of Dental Research*, 79(2), 709-14, 2000.
44. Roulet JF, Wilson NH, Fuzzi M. *Advances in Operative Dentistry, Volume 2: Challenges of the Future*. Quintessence Publishing (IL), 2001.
45. Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental Clinics*, 46(2), 277-301, 2002.
46. Pashley DH, Carvalho R. Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry*, 25(5), 355-72, 1997.
47. Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 567-77, 1998.
48. Lopes G, Perdigão J, Lopes FM, Vieira L, Baratieri LN, Monteiro JS. Dentin bond strengths of simplified adhesives: effect of dentin depth. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 27(6), 340-5; quiz 46, 2006.
49. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *International Dental Journal*, 43(5), 492-98, 1993.

50. Lopes GC, Cardoso PC, Vieira LCC, Baratieri LN, Rampinelli K, Costa G. Shear bond strength of acetone-based one-bottle adhesive systems. *Brazilian Dental Journal*, 17(1), 39-43, 2006.
51. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha J, Ciucchi B, Cattani M, Godin C ve ark. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *Journal of Dentistry*, 29(1), 55-61, 2001.
52. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382-93, 2014.
53. Carvalho RM, Tjäderhane L, Manso AP, Carrilho MR, Carvalho CAR. Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics*, 21(1), 62-88, 2009.
54. Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding state of the art 1999. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 20(12), 1151-8, 60-2; quiz 64, 1999.
55. Li F, Liu X-Y, Zhang L, Kang J-J, Chen J-H. Ethanol-wet bonding technique may enhance the bonding performance of contemporary etch-and-rinse dental adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 14(2), 113, 2012.
56. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M ve ark. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118-32, 2005.
57. Cardoso M, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J ve ark. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56, 31-44, 2011.
58. Tay F, Gwinnett A, Pang K, Wei S. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *Journal of Dental Research*, 75(4), 1034-44, 1996.
59. Swift JE, Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *American Journal of Dentistry*, 10(4), 184-88, 1997.
60. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner J, Matthews W, Pashley DH. Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. *Operative Dentistry*, 20(1), 18-25, 1995.
61. Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt JA. Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of Oral Science*, 56(1), 1-9, 2014.
62. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt K. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17-28, 2011.
63. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, 17(4), 296-308, 2001.
64. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H ve ark. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, 83(6), 454-58, 2004.

65. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G ve ark. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dental Materials*, 17(5), 445-55, 2001.
66. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials*, 21(9), 864-81, 2005.
67. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo EDS. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, 24(1), 90-101, 2008.
68. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*, 41(5), 404-11, 2013.
69. McLean DE, Meyers EJ, Guillory VL, Vandewalle KS. Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Operative Dentistry*, 40(4), 410-7, 2015.
70. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dentistry*, 42(7), 800-7, 2014.
71. Loguercio AD, Munoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigao J. Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *Journal of Dentistry*, 43(9), 1060-70, 2015.
72. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K ve ark. Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry*, 43(5), 525-36, 2015.
73. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M ve ark. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of Dentistry*, 42(5), 603-12, 2014.
74. Munoz MA, Luque-Martinez I, Malaquias P, Hass V, Reis A, Campanha NH ve ark. In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, 40(3), 282-92, 2015.
75. Lawson NC, Robles A, Fu CC, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. 43(10), 1229-34, 2015.
76. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A ve ark. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. 28(26), 3757-85, 2007.
77. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17-28, 2011.
78. Taschner M, Kummerling M, Lohbauer U, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R. Effect of double-layer application on dentin bond durability of one-step self-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 39(4), 416-26, 2014.

79. Reis AF, Oliveira MT, Giannini M, De Goes MF, Rueggeberg FA. The effect of organic solvents on one-bottle adhesives' bond strength to enamel and dentin. *Operative Dentistry*, 28(6), 700-6, 2003.
80. Klein-Junior CA, Zander-Grande C, Amaral R, Stanislawczuk R, Garcia EJ, Baumhardt-Neto R ve ark. Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties and resin-dentin bond strengths. *Journal of Dentistry*, 36(8), 618-25, 2008.
81. Luque-Martinez IV, Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Reis A, Loguercio AD. Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dental Materials* 30(10), 1126-35, 2014.
82. Pongprueksa P, Miletic V, De Munck J, Brooks NR, Meersman F, Nies E ve ark. Effect of evaporation on the shelf life of a universal adhesive. *Operative Dentistry*, 39(5), 500-7, 2014.
83. Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FC, Tay FR ve ark. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of Dental Research*, 82(8), 597-601, 2003.
84. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P ve ark. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. 28(3), 215-35, 2003.
85. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P ve ark. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. 24(1), 1-13, 2005.
86. Perdigao J, Munoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez IV, Staichak R, Reis A ve ark. Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Oper Dent*, 39(5), 489-99, 2014.
87. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo EDS. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, 24(1), 90-101, 2008.
88. Zheng L, Pereira P, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Operative Dentistry* 26(1), 97-104, 2001.
89. Yiu CK, Pashley EL, Hiraishi N, King NM, Goracci C, Ferrari M ve ark. Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation. *Biomaterials*, 26(34), 6863-72, 2005.
90. Loguercio AD, Loeblein F, Cherobin T, Ogliari F, Piva E, Reis A. Effect of solvent removal on adhesive properties of simplified etch-and-rinse systems and on bond strengths to dry and wet dentin. *J Adhes Dent*, 11(3), 213-9, 2009.
91. Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguercio A. Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. *Operative Dentistry, Inc*, 2008.

92. Reis A, Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, de Oliveira Bauer JR, Grande RHM ve ark. Can the durability of one-step self-etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin? *Dental Materials*, 36(5), 309-15, 2008.
93. Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Reis A, Loguercio AD, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental Materials*, 31(10), e236-e46, 2015.
94. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Advances in Dental Research*, 6(1), 44-49, 1992.
95. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6(4), 302-18, 1995.
96. Minguez N, Ellacuria J, Soler JI, Triana R, Ibaseta G. Advances in the history of composite resins. *Journal of the History of Dentistry*, 51(3), 103-05, 2003.
97. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. *Journal of Dental Biomechanics*, 2010, 2010.
98. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dental Materials*, 19(7), 584-88, 2003.
99. A. P. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116, 1997.
100. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26(25), 5095-103, 2005.
101. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11(2), E215-20, 2006.
102. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116, 1997.
103. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*, 14(1), 51-56, 1998.
104. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659-75, 2007.
105. Söderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*, 130(2), 201-09, 1999.
106. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, 24(9), 1993.
107. Craig RG, Powers J, Wataha J. Direct esthetic restorative materials. *Dental Materials Properties and Manipulation*, 57-79, 2000.

108. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. Elsevier Health Sciences, 2006.
109. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. *Dental Materials*, 19(4), 327-33, 2003.
110. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 120(11), 972-86, 2010.
111. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-60, 2010.
112. Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Guedes AP, Umeda Suzuki TY, de Lima Godas AG, Fraga Briso AL ve ark. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(3), 176-81, 2015.
113. Suzuki S, Leinfelder K, Kawai K, Tsuchitani Y. Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. *American Journal of Dentistry*, 8(4), 173-78, 1995.
114. Blackham J, Vandewalle K, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Operative Dentistry*, 34(6), 697-702, 2009.
115. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clinical Oral Investigations*, 14(4), 441-58, 2010.
116. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *The Journal of the American Dental Association*, 126(5), 663-64, 1995.
117. Li Y, Swartz M, Phillips R, Moore B, Roberts T. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *Journal of Dental Research*, 64(12), 1396-403, 1985.
118. Bayne SC, Heymann HO, Swift JE. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 125(6), 687-701, 1994.
119. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-90, 2003.
120. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental Update*, 30(1), 10-15, 2003.
121. Combe E, Burke F. Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dental Update*, 27(7), 326-36, 2000.

122. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C ve ark. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dental Materials*, 18(5), 413-21, 2002.
123. Soderholm K-J. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *Journal of Dental Research*, 63(11), 1321-26, 1984.
124. Kim K, Park J, Imai Y, Kishi T. Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *Journal of Dental Research*, 73(2), 499-504, 1994.
125. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clinical Oral Investigations*, 4(3), 140-47, 2000.
126. Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Materials*. Elsevier Health Sciences, 2006.
127. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40, 2000.
128. Curtis A, Shortall A, Marquis P, Palin W. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *Journal of Dentistry*, 36(3), 186-93, 2008.
129. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable composites: overview and technical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 11(5), 234-49, 1999.
130. Roeters J, Shortall A, Opdam N. Can a single composite resin serve all purposes? *British Dental Journal*, 199(2), 73, 2005.
131. Ersoy M, Civelek A, L'hotelier E, Say EC, Soyman M. Physical properties of different composites. *Dental Materials Journal*, 23(3), 278-83, 2004.
132. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15(2), 128-37, 1999.
133. Cadenaro M, Marchesi G, Antonioli F, Davidson C, Dorigo EDS, Breschi L. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dental Materials*, 25(5), 649-54, 2009.
134. Lee IB, Min SH, Kim SY, Ferracane J. Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dental Materials*, 26(5), 443-48, 2010.
135. Ikeda I, Otsuki M, Sadr A, Nomura T, Kishikawa R, Tagami J. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dental Materials Journal*, 28(6), 679-85, 2009.
136. Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin C, Meyer J. Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. *Dental Materials*, 1(1), 25-26, 2001.

137. Gökçe K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005(3), 2005.
138. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*, 20(9), 789-95, 2004.
139. Dhull K, Nandlal BJJJoISoP, Dentistry P. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: an in vitro study. 29(1), 39, 2011.
140. Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, Fuchigami K, Kitamura T. Fluoride ion sustained release preformed glass ionomer filler and dental compositions containing the same. Google Patents, 1999.
141. Manuja N, Pandit I, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R, Dentistry P. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(1), 7, 2011.
142. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DHJDMj. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental Materials Journal*, 27(3), 315-39, 2008.
143. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of a new fluoride-releasing one-step adhesive. *Dental Materials Journal*, 25(3), 509-15, 2006.
144. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. 138(5), 621-27, 2007.
145. Kareem SA, Jehad RH. An evaluation of water absorption of Giomer in comparison to other resin-based restorative materials. *Journal of Baghdad College of dentistry*, 24(3), 25-28, 2012.
146. Zafar MS. Effects of surface pre-reacted glass particles on fluoride release of dental restorative materials. *World Appl Sci J* 28(4), 457-62, 2013.
147. Saku S, Kotake H, Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Hotta M, Horiuchi S ve ark. Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particles. 29(2), 193-98, 2010.
148. Murayama R, Furuichi T, Yokokawa M, Takahashi F, Kawamoto R, Takamizawa T ve ark. Ultrasonic investigation of the effect of S-PRG filler-containing coating material on bovine tooth demineralization. 31(6), 954-59, 2012.
149. Filtek L. Technical Product Profile. USA: 3M ESPE Dental Products, 2007.
150. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials*, 21(1), 68-74, 2005.
151. Sakaguchi R, Douglas W, Peters M. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*, 20(3), 183-88, 1992.

152. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative Dentistry*, 40(2), 190-200, 2015.
153. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-35, 2013.
154. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U ve ark. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials*, 31(3), 293-301, 2015.
155. Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4 mm depth. *Dental Materials*, 24(4), 522-29, 2008.
156. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental Materials*, 28(5), 521-28, 2012.
157. Vivadent I. TetricEvoCeram® Bulk Fill: The bulk composite without compromises. Scientific Documentation Schaan, Liechtenstein, 2013.
158. Walter R. Bulk-Fill Flowable Composite Resins. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(1), 72-76, 2013.
159. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental Materials*, 29(3), 269-77, 2013.
160. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(4), 439-49, 2014.
161. Abed Y, Sabry H, Alrobeigy N. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*, 12(2), 71-80, 2015.
162. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigations*, 19(4), 831-40, 2015.
163. El-Safty S, Silikas N, Watts D. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-35, 2012.
164. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-35, 2013.
165. Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ. The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dental Materials*, 29(8), 906-12, 2013.
166. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. 41(8), 695-702, 2013.

167. Petrovic LM, Zorica DM, Stojanac IL, Krstonosic VS, Hadnadjev MS, Atanackovic TM. A model of the viscoelastic behavior of flowable resin composites prior to setting. *29(9)*, 929-34, 2013.
168. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *29(3)*, 269-77, 2013.
169. Cara R, Fleming G, Palin W, Walmsley A, Burke FJT. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *35(6)*, 482-89, 2007.
170. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, *38(6)*, 618-25, 2013.
171. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S. Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chinese Journal of Dental Research*, *15(1)*, 31, 2012.
172. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, *39(4)*, 441-48, 2014.
173. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A ve ark. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, *26(2)*, e100-e21, 2010.
174. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials*, *11(2)*, 126-31, 1995.
175. McCabe J. Properties used to characterize materials. *Applied Dental Materials*, 4-28, 1998.
176. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Operative Dentistry*, *28(1)*, 20-27, 2003.
177. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dental Clinics of North America*, *45(1)*, 1-6, 2001.
178. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research*, *76(6)*, 1298-307, 1997.
179. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International-English Edition*, *26*, 95-95, 1995.
180. Watts D, Silikas N. In situ photo-polymerisation and polymerisation-shrinkage phenomena. *Dental hard tissues and bonding*, Springer, 123-54, 2005.
181. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*, *17(2)*, 61-7, 1989.
182. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent*, *22(2)*, 73-81, 1994.

183. Mason PN, Ferrari M, Cagidiaco MC, Davidson CL. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of Dentistry*, 24(3), 217-22, 1996.
184. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R ve ark. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236-40, 1994.
185. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50-e62, 2010.
186. Sadek FT, Monticelli F, Muench A, Ferrari M, Cardoso PEC. A novel method to obtain microtensile specimens minimizing cut flaws. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 78B(1), 7-14, 2006.
187. Heintze SD, Thunpithayakul C, Armstrong SR, Rousson V. Correlation between microtensile bond strength data and clinical outcome of Class V restorations. *Dental Materials*, 27(2), 114-25, 2011.
188. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), e78-e93, 2010.
189. Price RB, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. 30(2), 122-34, 1999.
190. Ateyah N, Akpata E. Factors affecting shear bond strength of composite resin to fluorosed human enamel. *Operative Dentistry*, 25(3), 216-22, 2000.
191. Triolo PT, Swift EJ. Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dental Materials*, 8(6), 370-74, 1992.
192. Al-salehi SK, Burke FJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. 28(11), 717-23, 1997.
193. Yanez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy Research and Technique*, 61(5), 463-68, 2003.
194. Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dental Materials*, 14(1), 44-50, 1998.
195. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Endo K, Oguchi H. The Extent to which Resin can Infiltrate Dentin by Acetone-based Adhesives. *Journal of Dental Research*, 81(1), 74-78, 2002.
196. De Munck J, Shirai K, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt K, Lambrechts P ve ark. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. *Operative Dentistry*, 31(4), 456-65, 2006.
197. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P ve ark. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21(11), 999-1007, 2005.

198. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR ve ark. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dental Materials*, 18(5), 359-69, 2002.
199. Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT, Pashley DH. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 3(4), 315-24, 2001.
200. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50-62, 2010.
201. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigation*, 17(1), 227-35, 2013.
202. Fagundes TC, Barata TJ, Bresciani E, Cefaly DF, Jorge MF, Navarro MF. Clinical evaluation of two packable posterior composites: 2-year follow-up. *Clinical Oral Investigation*, 10(3), 197-203, 2006.
203. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clinical Oral Investigation*, 10(2), 119-25, 2006.
204. El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-35, 2012.
205. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental Materials*, 30(2), 149-54, 2014.
206. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of a self-adhesive and four novel flowable composites. *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(3), 229-36, 2013.
207. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dental Materials*, 27(4), 348-55, 2011.
208. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374-82, 2014.
209. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618-25, 2013.
210. Fronza BM, Makishi P, Sadr A, Shimada Y, Sumi Y, Tagami J ve ark. Evaluation of bulk-fill systems: microtensile bond strength and non-destructive imaging of marginal adaptation. *Brazilian Oral Research*, 32, e80, 2018.
211. Colak H, Ercan E, Hamidi MM. Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. *European Journal of Dentistry*, 10(1), 40-5, 2016.
212. Almeida Junior L, Lula ECO, Penha KJS, Correia VS, Magalhaes FAC, Lima DM ve ark. Polymerization shrinkage of bulk fill composites and its correlation with bond strength. *Brazilian Dental Journal*, 29(3), 261-67, 2018.

213. Atabek Didem YG, Öztaş Nurhan. Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. *Open Journal of Composite Materials*, 4(2), 2014.
214. Salagalla UR, Mandava J, Ravi RC, Nunna V. Effect of intratooth location and thermomechanical cycling on microtensile bond strength of bulk-fill composite resin. *Journal of Conservative Dentistry*, 21(6), 657-61, 2018.
215. Braga S, Oliveira L, Rodrigues RB, Bicalho AA, Novais VR, Armstrong S ve ark. The effects of cavity preparation and composite resin on bond strength and stress distribution using the microtensile bond test. *Operative Dentistry*, 43(1), 81-89, 2018.
216. Taneja S, Kumar P, Kumar A. Comparative evaluation of the microtensile bond strength of bulk fill and low shrinkage composite for different depths of Class II cavities with the cervical margin in cementum: an in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 19(6), 532-35, 2016.
217. Kumagai RY, Zeidan LC, Rodrigues JA, Reis AF, Roulet JF. Bond Strength of a flowable bulk-fill resin composite in class II MOD cavities. *Journal of Adhesive Dentistry*, 17(5), 427-32, 2015.
218. Juloski J, Carrabba M, Aragonese JM, Forner L, Vichi A, Ferrari M. Microleakage of Class II restorations and microtensile bond strength to dentin of low-shrinkage composites. *Am J Dent*, 26(5), 271-7, 2013.
219. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. *Journal of Dentistry*, 43(2), 209-18, 2015.
220. De Jesus Tavares RR, Almeida Junior L, Guara TCG, Ribeiro IS, Maia Filho EM, Firoozmand LM. Shear bond strength of different surface treatments in bulk fill, microhybrid, and nanoparticle repair resins. *Clinical Cosmetic Investigational Dentistry*, 9, 61-66, 2017.
221. Lassila L, Sailyoja E, Prinssi R, Vallittu P, Garoushi S. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. *Odontology*, 2019.
222. Meenu G Singla NR, Ishpreet Virdi. Comparative evaluation of depth of cure of three high viscosity bulk fill composites versus conventional composite: an in vitro study. *Int J Clin Prev Dent*, 14(2), 145-51, 2018.
223. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Depth of cure, flexural properties and volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk-fill giomers and resin composites. *Dental Materials*, 36(2), 205-13, 2017.
224. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the degree of conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dental Materials*, 31(10), 1207-13, 2015.
225. Dionysopoulos D, Tolidis K, Gerasimou P. The effect of composition, temperature and post-irradiation curing of bulk fill resin composites on polymerization efficiency. *Materials Research*, 19(2), 466-473, 2016.
226. Monterubbianesi R, Orsini G, Tosi G, Conti C, Librando V, Procaccini M, Putignano A. Spectroscopic and mechanical properties of a new generation of bulk fill composites. *Frontiers in Physiology*, 7, 2016.

227. Gupta SK, Mann NS, Kaur SP, Singh J P. Bulk fill vs conventional composites: a microleakage study. *Periodontal Medicine Clinical Practise*, 3(3), 122-27, 2016.



8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

| | |
|-----------------------|---|
| Adı Soyadı: | Serra KUTLU |
| Doğum Yeri ve Tarihi: | Zonguldak-1992 |
| Medeni Hali: | Bekar |
| Yabancı Dil: | İngilizce, Almanca |
| İletişim Adresi: | Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140, Merkez/SİVAS |
| E-posta Adresi: | kutluserra@gmail.com |

Eğitim ve Akademik Durumu

| | |
|-----------------------|--|
| Lise: | TED Zonguldak Koleji Vakfı Özel Lisesi, 2009 |
| Lisans-Yüksek Lisans: | Hacettepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, 2009-2014 |
| Ünvan: | Araştırma Görevlisi, 2016-2019 |

Bilimsel Etkinlikler

Katıldığı Bilimsel Sempozyum ve Kongreler

- International Congress on Advances in Bioscience and Biotechnology 25-29 Ekim 2017, Saraybosna, Bosna Hersek
21. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Uluslararası Bilimsel Kongresi 1-3 Aralık 2017, Eskişehir, Türkiye
- TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 27-30 Eylül 2018, Ankara, Türkiye
25. Uluslararası İZDO Bilimsel Kongre ve Sergisi 9-11 Kasım 2018, İzmir, Türkiye
22. Restoratif Diş Hekimliği Derneği Uluslararası Bilimsel Kongresi 30 Kasım-1 Aralık 2018, Antalya, Türkiye










9. EKLER

| | |
|---|--|
|  | CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU |
|---|--|

| | |
|-----------------------|--|
| ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI | Sınıf I kavitelere dört farklı bulk-fill rezin kompozitin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımlarının incelenmesi |
|-----------------------|--|

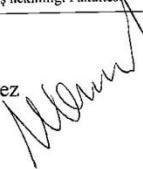
| DEĞERLENDİRİLEN BELGELER | Belge Adı | Tarihi | Versiyon Numarası | Dili |
|-----------------------------------|---|--------------------------|----------------------|--|
| | ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ | | | Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/> |
| | BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU | | | Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/> |
| | OLGU RAPOR FORMU | | | Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/> |
| DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER | Belge Adı | Açıklama | | |
| | SİGORTA | <input type="checkbox"/> | | |
| | ARAŞTIRMA BÜTÇESİ | <input type="checkbox"/> | | |
| | BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU | <input type="checkbox"/> | | |
| | İLAN | <input type="checkbox"/> | | |
| | YILLIK BİLDİRİM | <input type="checkbox"/> | | |
| | SONUÇ RAPORU | <input type="checkbox"/> | | |
| DİĞER: | <input type="checkbox"/> | | | |
| KARAR BİLGİLERİ | Karar No: 2018-01/11 | Tarih: 26.02.2018 | | |
| | Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerden gerekli izin alınarak gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplanmaya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. | | | |

| KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU | |
|---------------------------------|---|
| ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI | Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Helsinki Bildirgesi, Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi |
| BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI: | Prof. Dr. Muhittin Sönmez |

| Unvanı/Adı/Soyadı | Uzmanlık Alanı | Kurumu | Cinsiyet | | Araştırma ile ilişki | | Katılım * | | İmza |
|-------------------------------|--------------------------|---|---------------------------------------|---------------------------------------|----------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|----------------------------|---|
| | | | E <input checked="" type="checkbox"/> | K <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> | |
| Prof. Dr. Muhittin Sönmez | Anatomi | Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi | E <input checked="" type="checkbox"/> | K <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |
| Prof. Dr. Yalçın Karagöz | Biyoistatistik | Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi | E <input checked="" type="checkbox"/> | K <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |
| Doç. Dr. Hatice Özer | Patoloji | Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi | E <input type="checkbox"/> | K <input checked="" type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |
| Doç. Dr. Ercan Özdemir | Fizyoloji | Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi | E <input checked="" type="checkbox"/> | K <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |
| Doç. Dr. Gülay Yıldırım | Tıp Tarihi ve Etik | Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi | E <input type="checkbox"/> | K <input checked="" type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |
| Yrd. Doç. Dr. Mehmet Ataş | Farmasötik Mikrobiyoloji | Cumhuriyet Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi | E <input checked="" type="checkbox"/> | K <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |
| Yrd. Doç. Dr. Binnur Bağcı | Beslenme ve Diyetetik | Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimler Fakültesi | E <input type="checkbox"/> | K <input checked="" type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |
| Yrd. Doç. Dr. Engin Altinkaya | İç Hastalıkları | Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi | E <input checked="" type="checkbox"/> | K <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |
| Yrd. Doç. Dr. Melih Ülgey | Protetik Diş Tedavisi | Cumhuriyet Üniversitesi, Diş hekimliği Fakültesi | E <input checked="" type="checkbox"/> | K <input type="checkbox"/> | E <input type="checkbox"/> | H <input checked="" type="checkbox"/> | E <input checked="" type="checkbox"/> | H <input type="checkbox"/> |  |

* : Toplantıda bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Muhittin Sönmez
İmza:





**CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK
ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU**

| | |
|-----------------------|--|
| ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI | Sınıf I kaviteelerde dört farklı bulk-fill rezin kompozitin dentine mikrogerilim bağlanma dayanımlarının incelenmesi |
|-----------------------|--|

| | | |
|-----------------------------|------------------|---|
| ETİK KURUL BİLGİLERİ | ETİK KURULUN ADI | Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu |
| | AÇIK ADRESİ: | Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı, Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı TR-58140 Merkez/Sivas |
| | TELEFON | 0 346 219 10 10 / Dahili: 2092 |
| | FAKS | - |
| | E-POSTA | gokaek2014@gmail.com |

| | | | | | |
|--------------------------|---|---|---------------------------------------|---------------------------------|---------------------------------------|
| BASVURU BİLGİLERİ | KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI | Prof. Dr. İhsan Hubbezoğlu | | | |
| | KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI | Restoratif Diş Tedavisi | | | |
| | KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ | Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı | | | |
| | DESTEKLEYİCİ | - | | | |
| | DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ | - | | | |
| | ARAŞTIRMANIN TÜRÜ | Uzmanlık tezi | | | |
| | ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER | TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/> | ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/> | ULUSAL <input type="checkbox"/> | ULUSLARARASI <input type="checkbox"/> |

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Muhittin Sönmez
İmza: