



**FARKLI BİTİRME VE PARLATMA İŞLEMLERİNİN KOMPOZİT REZİN
ÖRNEKLERİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARI
ÜZERİNE ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Sümeyye ÇOBAN

**UZMANLIK TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

NİSAN 2022

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Sümeyye ÇOBAN

01/04/2022

FARKLI BİTİRME VE PARLATMA İŞLEMLERİNİN KOMPOZİT REZİN
ÖRNEKLERİN DENTİNE MAKASLAMA BAĞLANMA DAYANIMLARI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Sümeyye ÇOBAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Nisan 2022

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, farklı bitirme ve parlatma prosedürlerinin kompozit rezinlerin dentine makaslama bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirmektir. Çalışmada; 135 adet, çekilmiş insan üst santral dişi kullanıldı. Dişlerin kök kısımları mine sement sınırı rehber alınarak su soğutması altında standart bir frez kullanılarak aeratör yardımıyla uzaklaştırıldı. 1200 gridlik zımpara kağıtları kullanılarak standart bir dentin yüzeyi elde edildi. Örnekler rastgele 9 gruba ayrıldı ve dentin yüzeyine iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem ve kompozit rezin 4 mm derinliğinde ve 4 mm çapında şeffaf plastik tüp kullanılarak tabakalama tekniği ile uygulandı. Kompozit rezin, LED ışık cihazı ile polimerize edildi. Kompozit rezinlerin oklüzal 1 mm tabakası işaretlendi ve farklı bitirme ve parlatma işlemleri kullanılarak uzaklaştırıldı. Grup 1’de herhangi bir bitirme işlemi uygulanmadı. Örneklerin yüzey parlatma işlemleri kompozit cila-bitim lastikleri kullanılarak gerçekleştirildi. Grup 2, Grup 3, Grup 4 ve Grup 5’te yüzeydeki 1 mm kompozit tabakası sırası ile siyah, yeşil, kırmızı ve sarı renkli frez kullanılarak uzaklaştırıldı. Grup 6, Grup 7, Grup 8, Grup 9 da sırası ile kalın, orta, ince ve çokince grenli diskler kullanılarak 1 mm kompozit tabakası yüzeyden uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1 deki parlatma işlemleri uygulandı. Örnekler 36,5°C’de etüvde 24 saat distile su içerisinde bekletildi. 24 saatin sonunda örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi universal test cihazı (Schimadzu IG-IS) kullanılarak 1 mm/dk hızda gerçekleştirildi. Elde edilen veriler kaydedildi. İstatistiksel analiz SPSS 26.0 programı ile gerçekleştirildi. Tukey test sonuçlarına göre; kontrol grubu ile siyah bantlı frez(G2) grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenirken ($p<0,05$), diğer gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmedi($p>0,05$).

Bilim Kodu : 10101.08
Anahtar Kelimeler : Bağlanma dayanımı, Kompozit, Bitirme-parlatma
Sayfa Adedi : 82
Danışman : Doç. Dr. Suat ÖZCAN

EFFECT OF DIFFERENT FINISHING POLISHING PROCEDURES ON SHEAR
BOND STRENGTH OF COMPOSITE RESINS

(Thesis Residency)

Sümeyye ÇOBAN

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

April 2022

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effects of different finishing and polishing procedures on composite resins bond strength to dentin. 135 freshly extracted human upper incisor teeth were used. The roots were removed with standard diamond bur under water coolant from cemento enamel junction. Uniform dentin surface was obtained with 1200 grits silicon carbide abrasives. The samples were randomly distributed to 9 groups. A two step self-etch adhesive resin was applied to dentin surface and composite resin was placed with a plastic mold (4 mm diameter, 4 mm depth) incrementally and polymerized with LED light curing unit. The upper 1 mm of resin composite was signed and removed by different finishing and polishing procedures. No finishing procedures were applied in Group 1 and rubber polishing instruments were used for polishing. In group 2,3,4, and 5; upper 1 mm thickness of resin composite removed by using black, green, red and yellow diamond burs respectively. In group 6, 7, 8 and 9: coarse, medium, fine and extra-fine aluminium oxide discs were used to remove upper 1 mm thickness of resin composite respectively. After that, polishing procedures in Group 1 were applied to the surface of all groups. All samples were stored in distilled water at 36,5 °C for 24 hours. Shear bond strength test was obtained with an universal testing machine (Schimadzu IG-IS) at 1mm/min crosshead speed. The data was recorded. Statistical analyze was performed with SPSS 26.0 programme. According to Tukey test results; statistically difference was observed between control group and black bur used group(G2) ($p<0,05$). There was no statistically significant difference between all other groups ($p>0,05$).

Science Code : 10101.08
Key Words : Bond strength, Composite, Finishing-polishing
Page Number : 82
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Suat ÖZCAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca beni hep destekleyen, büyük bir özveri ile öğrenme sürecime katkıda bulunan, sadece klinik ve akademik anlamda değil insani değerler adına da kendisinden çok şey öğrendiğim değerli tez danışmanım Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Doç. Dr. Suat ÖZCAN'a,

Eğitim sürecimde üzerimde ilgi ve desteklerini hissettiğim Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri; Prof. Dr. Oya BALA, Prof. Dr. Mine Betül Üçtaşlı, Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU, Dr. Öğretim Üyesi Cemile KEDİCİ ALP, Arş. Gör. Dr. Sinem AKGÜL ve Arş. Gör. Dr. Hanife ALTINIŞIK'a,

Kendisini tanıdığım günden beri ilgisini hep üzerimde hissettiğim, bilgi ve deneyimi ile bana yol gösteren, sevgili hocam Prof. Dr. Özgür İlke ULUSOY'a,

Dost bildiğim, yakın hissettiğim, tez çalışmam boyunca beni destekleyen, yardımını esirgemeyen, Öğr. Gör. Melike AYDOS EKİZ, Dt. Esin ÇÖLTEKİN OLGUN, ve Dt. Aslı ŞAKAR'a, klinik bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Dt. İlke ÇOKKEÇECİ'ye, Dt. Ayşenur ALTUĞ YILDIRIM, Dt. Merve NEZİR'e, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm meslektaş ve personelimize,

Büyük bir fedakarlıkla beni yetiştiren, aldığım kararlarda arkamda durup beni hep destekleyen, en zor anlarımda yanımda olan ve bugünlere gelmemde asıl role sahip çok sevgili ailem; babam Nurullah ÇOBAN'a, annem Ayşe ÇOBAN'a, ablam Kübra ÇOBAN AKAY'a, abim Murat AKAY'a ve kardeşim R. Zeynep ÇOBAN'a

Sonsuz teşekkürlerimle...

Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından 10.09.2021 tarih ve TDH-2021-7180 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozit Rezinler	3
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	3
2.1.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	5
2.2. Adezyon	10
2.2.1. Adeziv sistemin tarihi ve gelişimi.....	12
2.2.2. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması	14
2.3. Kompozit Restorasyonlarda Bitirme ve Parlatma İşlemleri.....	20
2.3.1. Kompozit rezinlerin bitirme ve parlatma işlemlerinde kullanılan aşındırıcı tipleri ve bileşimleri	21
2.3.2. Diş hekimliğinde kullanılan bitirme ve parlatma materyalleri	23
2.4. Bağlanma Dayanım Testleri.....	26
2.4.1. Makro test yöntemleri	26
2.4.2. Mikro test yöntemleri.....	28
2.5. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi.....	29
2.5.1. Bağlanma dayanımını etkileyen faktörler	29

	Sayfa
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Araştırmada Kullanılacak Materyaller ve Cihazlar.....	33
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması	33
3.3. Deney Grupları.....	37
3.3.1. Gruplara uygulanan bitirme işlemleri	38
3.4. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi	42
3.5. İstatistik Yöntemi	43
3.5.1. Kullanılan istatistiksel araçlar	43
4. BULGULAR	45
5. TARTIŞMA	49
6. SONUÇ	65
KAYNAKLAR	67
ÖZGEÇMİŞ	81

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Araştırmada kullanılması planlanan materyaller ve cihazlar	33
Çizelge 3.2. Normallik varsayımının sınanması	43
Çizelge 4.1. Bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin gruplara göre betimleyici istatistikleri, karşılaştırılması	45
Çizelge 4.2. Bağlanma dayanımı ölçümünün kontrol grubu ile diğer gruplar arasında karşılaştırılması	46
Çizelge 4.3. Bağlanma dayanımı ölçümünün bant rengi grupları arasında karşılaştırılması	47
Çizelge 4.4. Bağlanma dayanımı ölçümünün gren kalınlık grupları arasında karşılaştırılması	47
Çizelge 4.5. Bağlanma dayanımı ölçümünün gren kalınlık grupları ile bant renk grupları arasında karşılaştırılması	48

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan dentin bağlayıcı ajan ve içeriği.....	36
Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan kompozit rezin restoratif materyalin içeriği	37
Şekil 4.1. Bağlanma dayanımlarının gruplara göre istatistikleri	46



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Dış yüzeyindeki eklentilerin su ve pomza ile uzaklaştırılması	34
Resim 3.2. Dış kökünün mine sement sınırından uzaklaştırılması	34
Resim 3.3. Koronal diş dokusunun silindir kalıp içerisine yerleştirilmesi.....	35
Resim 3.4. Smear tabakası oluşturmak için yüzeyin su zımparası ile aşındırılması	35
Resim 3.5. Yüzeye dentin bağlayıcı ajan uygulanması.....	36
Resim 3.6. Dentin bağlayıcı ajanın LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi.....	36
Resim 3.7. Dentin yüzeyine kompozit rezin uygulanması ve polimerize edilmesi	37
Resim 3.8. Yüzeye parlatma işlemi uygulanması	38
Resim 3.9. Siyah bantlı frez ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması	38
Resim 3.10. Yeşil bantlı frez ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması	39
Resim 3.11. Kırmızı bantlı frez ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması	39
Resim 3.12. Sarı bantlı frez ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması	40
Resim 3.13. Kalın grenli disk ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması	40
Resim 3.14. Orta grenli disk ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması	41
Resim 3.15. İnce grenli disk ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması	41
Resim 3.16. En ince grenli disk ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması	42
Resim 3.17. Makaslama bağlanma dayanım testinin gerçekleştirilmesi	42

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

%	Yüzde
°C	Santigrat Derece
Ca	Kalsiyum
dk	Dakika
M	Medyan
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
nm	Nanometre
sn	Saniye
ss	Standart Sapma
µm	Mikrometre

Kısaltmalar

Açıklamalar

10-MDP	10-Metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
ANOVA	Analysis of Variance
Bis-DMA	Bisfenol A Dimetakrilat
Bis-EMA	Bisfenol A Etoksiglikol Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A- Glisidil Metakrilat
BPDM	Bifenil Dimetakrilat
D3MA	Dekandiol Dimetakrilat
DMAPE	4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol
EGDMA	Etilen Glikol Dimetakrilat
HEMA	Hidroksietil Metakrilat
LED	Işık Yayan Diyot
MMA	Metil Metakrilat

Kısaltmalar**Açıklamalar****MPa**

Mega Pascal

MPTS

3-Metakriloksi propil trimetoksi silan

NPG-GMA

Gliserofosforik Asit Dimetakrilat

pH

Power of Hydrogen (Hidrojen Gücü)

PVC

Polivinil Klorür

TEGDMA

Trietilen Glikol Dimetakrilat

UDMA

Üretan Dimetakrilat

UV

Ultraviyole

1. GİRİŞ

Diş çürüğü prevalansında dünya çapında bir azalma olmasına rağmen tedavi edilmeyen çürüklerin, dünya nüfusunun yaklaşık % 35'ini etkilemeye devam etmekte olduğu gözlenmektedir (1). Diş hekimleri etkilenmiş dişi tedavi etmek için çürüğün uzaklaştırılıp yerine uygun bir materyal ile doldurulmasını tavsiye etmektedirler. Dental amalgamların civa içeriği ile ilgili endişeler bu restoratif materyallerin klinik kullanımının da azalmasına neden olmaktadır. Günümüzde kompozit rezinler başarılı estetik ve gelişmiş fiziksel özellikleri ile restoratif diş hekimliği pratiğinde sıklıkla tercih edilen bir materyal haline gelmiştir (2).

Direkt kompozit rezin restorasyonlar diğer materyallere kıyasla dişte daha az preparasyon gerektirir ve diş dokusunun daha fazla korunmasını sağlar (3). İndirekt restorasyonlar, laboratuvar işlemlerinden dolayı iki ya da daha fazla seans gerektirebilirken; direkt restorasyonlar, materyal kavite içerisine doğrudan yerleştirildiğinden tek seansta tamamlanabilmektedir (4).

Yapılan bazı klinik çalışmalarda, anterior ve posterior kompozit rezinlerin uzun dönem başarıları değerlendirilmiştir. Sistemik incelemeler kompozit rezinlerin % 1-4 arasında değişen oranlarda başarısızlık oranları ile birlikte iyi klinik performans gösterdiklerini belirtmişlerdir (1, 5-9). Bununla birlikte restorasyonların başarısızlık sonucu yenilenmesi, halen çok sık karşılaşılan; azımsanamayacak miktarda zaman kaybı ve sağlık sistemleri için ek maliyet yaratan bir durumdur (1).

Kompozit rezin restorasyonlarda görülen başarısızlık nedenleri olarak; polimerizasyon büzülmesi, marjinal sızıntı, aşınma, post operatif hassasiyet ve renklenme sayılabilir (10). Restorasyon yüzeyinde meydana gelen aşınma ve renklenmenin azaltılması için önerilen önemli bir aşama da parlatma işlemidir (11).

Bir restorasyonun estetik başarısı optik özellikleri ile doğrudan ilişkilidir. Kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığı restorasyonun görünümünü etkileyen en önemli faktörlerdendir (11). Yüzey pürüzlülüğü restorasyon yüzeyinde biriken plak miktarı üzerinde önemli bir rol oynar. Yüzeydeki pürüzlülük 0,5 mikrometreden daha fazla olduğunda bu durum hastalar tarafından algılanır. Gingival inflamasyona neden olan

biyofilm tutunmasını önlemek için yüzey pürüzlülüğünün 0.2 mikrometrenin altında olması gerekmektedir. Ayrıca pürüzsüz yüzeyler, klinik açıdan yüksek dayanıklılık, ideal estetik görünüm ve daha yüksek parlaklığa sahiptir. Doğal diş minesi ile kompozit rezin arasında optimum uyumu sağlar (12).

Kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında meydana gelen serbest radikallerin havadaki oksijen ile etkileşimi sonucu restorasyon yüzeyinde polimerize olmamış, mekanik kuvvetlere karşı dirençsiz, toksik, yapışkan ve düzensiz bir tabaka oluşmaktadır. Bu tabakaya ‘oksijen inhibisyon tabakası’ denir. Polimerizasyonu tamamlanmış kompozit rezin restorasyonların yüzeyleri ne kadar düzgün olursa olsun yüzeyde oluşan oksijen inhibisyon tabakası, kompozit rezin restorasyonların yüzey özelliklerini bozduğu için mutlaka uzaklaştırılmalı ve bu amaçla da bitirme ve parlatma işlemleri uygulanmalıdır (13).

Yukarıda belirtilen bilgiler ışığında bu çalışmanın amacı diş hekimliği klinik pratiğinde sıklıkla kullanılan kompozit rezinlerin bitirme ve parlatma prosedürleri içinde var olan farklı derecelerde aşındırma etkinliğine sahip materyallerin restorasyonun dentine makaslama bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirmek ve kompozit rezin restorasyonlarda ideal bitirme ve parlatma sisteminin açıklanarak restorasyonun klinik başarısının artırılmasını, restorasyon ömrünün uzatılmasını sağlayarak tekrarlayan restorasyonlardan kaynaklanan maliyetin önüne geçmeye çalışmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler 1940'lı yıllarda akrilik rezinlerin silikat simanların yerini almaya başlamasıyla restoratif diş hekimliği alanında tanıtılmaya başlanmıştır. 1955'te Buonocore akrilik rezinlerin mineye adezyonunu güçlendirmek için ortofosforik asit kullanmıştır. 1962'de Bowen tarafından Bisfenol A- Glisidil Metakrilat (Bis-GMA), monomerinin geliştirilmesiyle akrilik rezinlerin fiziksel özellikleri güçlendirilmiştir (14).

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinlerin fiziksel, estetik ve klinik özellikleri yapılarına bağlıdır. Kompozit rezinler temel olarak 3 fazdan oluşmaktadır. Bunlar organik matriks veya organik faz, inorganik faz ve bu iki komponenti birleştiren bağlayıcı veya ara fazdır (15).

Organik rezin matriks

Rezin matriks; Bis-GMA, Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA) gibi monomer grupları fotopolimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcılar, rezinin ışık, ısı veya daha farklı şekillerde polimerizasyonunu önlemek amacıyla inhibitörlerden oluşturmaktadır (10, 16).

Kompozit rezinlerde monomer sistem ana yapıyı oluşturmaktadır. Günümüzde Bis-GMA tek başına veya Üretan Dimetakrilat (UDMA) ile birlikte kompozit rezinlerde en çok kullanılan monomer olmaya devam etmektedir. Genel bir kural olarak düşük molekül ağırlığına sahip monomer ve monomer kombinasyonları daha büyük polimerizasyon büzülmesine sebep olur. Rezin monomer sistemine viskozitelerinin düşürülmesi ve klinikte daha rahat çalışılabilmesi için üretici firmalar tarafından Bisfenol A Dimetakrilat (Bis-DMA), Etilen Glikol Dimetakrilat (EGDMA), Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA), Metil Metakrilat (MMA) veya UDMA ilave edilmiştir (15). Bis-GMA'nın diğer monomerlere göre avantajı daha az polimerizasyon büzülmesi, daha az toksisite ve diş sert dokularına daha çok difüze olabilmesidir (17). Ayrıca Bis-GMA'nın viskozitesinin yüksek olması düşük monomer dönüşüm derecesinden sorumludur (18). TEGDMA'da tıpkı Bis-GMA gibi fonksiyonel iki metakrilat gruba sahiptir. Bununla birlikte bu iki grubun birbirine düz bir zincir ile bağlı olması Bis-GMA'ya kıyasla daha az visküz olmasına sebep

olur (19). TEGDMA'nın dezavantajları arasında yüksek su absorpsiyonu, düşük renk stabilitesi ve düşük mekanik özellikler yer alır (20). UDMA içeren rezinler Bis-GMA içerenlere kıyasla daha yüksek polimerizasyon oranına sahiptir (21). Ayrıca UDMA, Bis-GMA'ya kıyasla daha düşük viskoziteye sahip olmasına rağmen Bisfenol A Etoksiglikol Dimetakrilat (Bis-EMA) ile birlikte kullanıldığında daha düşük reaktivite ve monomer dönüşüm derecesi gösterir (22).

Kompozit rezinlerde ideal bir çalışma süresi oluşturmak, ürünün raf ömrünü uzatmak, kimyasal olarak stabil kalmasını sağlamak amacıyla hidrokinon mono metil eter gibi inhibitör bileşikler yapıya ilave edilmiştir. Polimerizasyon başlatıcı sistemde serbest radikal olarak ışık ile polimerize olan kompozit rezinlerde alfa diketon, tersiyer alifatik amin (4-n, n-dimetilamino-fenil-etanol, DMAPE) ile kombine olarak; kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerde ise benzol peroksit, aromatik tersiyer amin (n,n-dihidroksietil-p-toluidin) ile birlikte kullanılmaktadır (15).

Kompozit rezinlerde, 350 nm dalga boyu altındaki ultraviyole (UV) ışığının absorbe edilmesi bu sayede orta ve uzun dönemde kompozit rezinin renk stabilitesinin korunması için yapıya 2-hidroksi 4-metoksi hidrofenon gibi UV stabilizatörleri ilave edilebilmektedir (15).

İnorganik doldurucular

Doldurucu partiküller kompozit rezinlerin ağız ortamında çözünürlüğünü azaltmak ve manipülasyonlarını kolaylaştırmak inorganik faz olarak yapıya ilave edilmiştir (23). Kompozit rezinlere ilave edilen inorganik doldurucular materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin belirlenmesini sağlar (15). İnorganik partikülün büyüklüğü ile kompozit rezinin mekanik özellikleri arasında olumlu bir korelasyon vardır (23).

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte doldurucu partikül boyutları önemli ölçüde küçülmüş bu durum ise rezinin aşınmasını ve polimer matriks yapısındaki bozunmanın azalmasını sağlamıştır. Ayrıca rezinlerin klinik kullanımını kolaylaştırmıştır (24). Doldurucu partiküller, termal genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesini azaltırken; materyalin radyoopasitesinin ve estetik özelliklerinin gelişmesini sağlar (15).

Kullanılan doldurucu partiküller kimyasal yapı, morfoloji ve boyutsal açıdan farklılığa sahiptir. Asıl doldurucu molekül olarak silikon dioksit kullanılsa da boron silikat ve lityum alüminyum silikat da yaygın olarak kullanılmaktadır. Birçok kompozitte quartz yerine baryum, çinko, stronsiyum, alüminyum, zirkonyum gibi radyoopak ağır metaller ilave edilmiştir. Halen kalsiyum metafosfat gibi cam partiküllere kıyasla daha az sert olan ve buna bağlı olarak karşıt dişte daha az aşınma oluşturan materyaller hakkında araştırmalar devam etmektedir (15).

Kompozit rezinlerde partikül boyutunun küçülmesi, restorasyona daha iyi bir bitirme işlemi uygulanarak restorasyonun yüzey dokusunun yansıtılabilmesine olanak sağlar. Materyalin zamanla biyolojik olarak bozunma olasılığı azalır. Bu teknoloji sayesinde üretilen kompozitler mekanik özellikleri itibari ile hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilir. Ayrıca polimerizasyon büzülmesi ve ona bağlı gelişen; kaspal defleksiyon, kenar sızıntısı, kenar renklenmesi, bakteri penetrasyonu ve post operatif hassasiyetten sorumlu olabilen mikro çatlak oluşma riski azalır (15).

Ara bağlayıcılar

Kompozit rezinlerde organik faz ile inorganik faz arasında güçlü bir kovalent bağ oluşturabilmek ayrıca rezinin mekanik özelliklerini iyileştirmek için bağlayıcı faz gereklidir. Bağlayıcı faz fonksiyonel grup içeren silanlardan oluşmaktadır. 3-metakriloksi propil trimetoksi silan (MPTS) en bilinen tipik bağlayıcıdır (25). Silan bağlama ajanları suyun geçişini rezin-partikül ara yüzü boyunca engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Rezinin su emilimini ve çözünürlüğünü azaltır. Silan bağlama ajanları inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar vermiştir. Bu sebeple kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır (10).

2.1.2. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması:

Lutz ve Philips'in (26) yaptığı sınıflandırmaya göre;

- Megafil Kompozitler (50-100 μm)
- Makrofil Kompozitler (10-100 μm)

- Midifil Kompozitler (1-10 μm)
- Minifil Kompozitler (0,1-1 μm)
- Mikrofil Kompozitler (0,01-0,1 μm)
- Hibrit Kompozitler (0,04-1 μm)
- Nanofil Kompozitler (0,005-0,01 μm)

Kompozit rezinlerin polimerizasyon tipine göre sınıflandırılması

- Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler
- Işık ile polimerize olan kompozitler
- Hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozitler (10)

Kompozit rezinlerin viskozitelerine göre sınıflandırılması

- Kondanse edilebilen kompozitler
- Akışkan kompozitler (10)

Megafil kompozitler

Megafil kompozit rezinlerin inorganik partikül büyüklüğü genellikle 50-100 μm arasındadır. Oklüzal bölgeye veya fazla yük alan yüzeylere yerleştirilmesi tavsiye edilen ve insert olarak isimlendirilen cam partiküller de mega dolduruculu partiküllere dahil edilir (10).

Makrofil ve midifil kompozitler

Midifil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğü genel olarak 1-10 μm arasındadır. İçerisinde 10-100 μm büyüklüğünde partiküllere de rastlanmaktadır. Yüzde olarak makropartiküller daha az olmasına rağmen makrofil ve midifil kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinler olarak da isimlendirilirler (10).

Makrofil kompozit rezinler, doldurucu içermeyen akrilik rezinlere kıyasla daha fazla gerilme ve sıkışma dayanımı gösterirler. Makrofil kompozit rezinlerde kuartz veya ağır metal cam inorganik doldurucuları oluşturmaktadır. Partiküller sert ve büyük olduğu için,

organik matriks inorganik partiküllere göre daha fazla aşınmaktadır. Bu durum yüzeyin pürüzlü olmasına ve rezinde renk değişikliğine neden olmaktadır (10).

Minifil kompozitler

Minifil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0.1-1 μm arasındadır ve makrofil kompozitlere kıyasla daha fazla doldurucu partikül içermektedir. Doldurucu partiküllerin küçük ve sayıca fazla olması makrodolduruculu kompozitlere kıyasla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlamaktadır (10).

Bu kompozitlerde inorganik doldurucular, baryum stronsiyum gibi ağır metaller içeren, kuartzla kıyasla daha kırılğan, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Kullanılan doldurucu partiküller rezinin aşınma direncini artırmış ve daha düzgün bir yüzey elde edilebilmesini sağlamıştır (10).

Mikrofil kompozit rezinler

Mikrofil kompozit rezinler 1970'li yılların sonları 1980'li yılların başlarında tanıtılmıştır. Diş hekimlerine daha estetik ve üstün parlatılabilir bir materyal olarak sunulmuştur. Ortalama partikül boyutu 0.04-0.4 μm arasında değişmektedir. Mikrofil kompozitler düşük elastik modülü gösterir ayrıca yüksek doldurucu içeriğine sahip rezinlere kıyasla düşük kırılma dayanımına sahiptir. Bu nedenle sınıf V, stres almayan sınıf III ve küçük sınıf I restorasyonların uygulanmasında endikedirler. Eğer hastalarda bruksizm gibi bir parafonksiyonel alışkanlık yoksa direkt kompozit veneer uygulamasında da endikedirler. Posterior da fazla kuvvete maruz kalan sınıf II ve geniş sınıf I restorasyonlarda, mikrodolduruculu kompozit rezinlerin kırılma direnci düşüktür. Bu yüzden marjinalde kırık oluşma ihtimali olduğundan kullanımı kontrendikedir (27).

Hibrit kompozitler

Günümüzde klinik olarak kullanılan rezin kompozitlerin çoğu genel bir terim olan "hibrit kompozitler" olarak kategorize edilmiştir. Bu geniş kategori geleneksel hibrit, nanohibrit ve mikrohibrit rezinleri içermektedir. "Hibrit" terimi küçük partiküller (1-4 μm) ile submikron boyuttaki (0.04 μm) inorganik doldurucu partiküllerin karışımını ifade etmektedir. Farklı boyutlarda doldurucu partiküllerin birlikte kullanılması rezinin fiziksel

özelliklerinin iyileşmesini ayrıca parlatılabilirliğinin kabul edilebilir seviyelere taşınmasını sağlar (28).

Geniş renk seçeneğine ve düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olmaları, mükemmel estetik ve yüzey özellikleri sergilemeleri, diş dokularını taklit edebilmeleri, düşük su emilimi göstermeleri ve aşınma dirençlerinin doğal dişe benzer olması karakteristik özelliklerindendir. Farklı derecelerde opak ve translüsent karışımları sayesinde anterior ve posterior dişlerde rahatlıkla kullanılabilmektedir (15).

Ayrıca materyalin iyi parlatılabilir, aşınmaya karşı dirençli ve kırılma dayanımının yüksek olması sınıf III ve sınıf IV kavitelerin yanı sıra sınıf I ve sınıf II gibi daha fazla yüke maruz kalan alanlarda da tercih edilmesini sağlamıştır. Son olarak doldurucu teknolojisindeki gelişmeler sayesinde daha küçük partiküller ile (0.1- 1 μm) submikron boyuttaki (0.04 μm) partiküllerin karışımı ile farklı bir kompozit bileşimi sunulmuştur. Bu materyaller “mikro-hibrit” rezinler olarak isimlendirilmiştir (27).

Nanofil kompozitler

Nanoteknoloji çeşitli fiziksel ve kimyasal yöntemlerle 0.1-100 nanometre aralığındaki materyallerin üretimi olarak tanımlanır (29). Nanokompozitler ise; hibrit kompozitlerin mükemmel mekanik özellikleri ve mikrofil kompozitlerin iyi parlatılabilme özelliklerini bir araya getirerek ağızdaki bütün bölgelerde kullanılabilen bir materyal elde etmek için geliştirilmiştir. Nano partiküllerin üretim aşaması geleneksel partiküllere göre farklılık göstermektedir. Kompozit rezinlerin mekanik temelini oluşturan doldurucu partiküller, geleneksel rezinlerde büyük partiküllerin küçültülmesi ile elde edilirken; nanofil kompozitlerde nano boyutlu partiküllerin birleştirilmesi ile elde edilir. Bununla birlikte geleneksel kompozit rezinlerde hiçbir zaman 100 nm’den daha küçük doldurucu partikül elde edilememiştir (30).

Akışkan kompozitler

Akışkan kompozit rezinler geleneksel olanlara kıyasla daha düşük viskoziteye sahiptir. İnorganik doldurucu oranları düşüktür. Bu kompozitlerin diş yüzeyindeki düzensizliklere nüfuz edebilme, minimum kalınlıkta tabaka oluşturabilme, boşluk kalma ihtimalini en aza indirme gibi çeşitli avantajları vardır (31). Özellikle servikal bölge, dentin yüzeyi gibi

stres konsantrasyonun daha az olduğu alanlarda farklı renk seçenekleri ile rahatlıkla kullanılabilir. Doldurucu içeriği düşük olduğundan yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermektedir ayrıca mekanik açıdan zayıftır. Servikal lezyonların onarımında, çok küçük oklüzal restorasyonlarda, sınıf I ve sınıf II restorasyonlarda kaide materyali olarak kullanılabilir (32).

Akışkan kompozitlerin en büyük avantajı, Sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarının bir nedeni olan mikrosızıntının engellenmesinde kondanse olabilen kompozitlerin altında kullanılmalarıdır. Restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikro çatlakların kapatılmasında da etkilidirler. Şırınga sistemleri sayesinde uygulanması kolaydır. Materyalin akışkan yapısından dolayı kavite preparasyonunun tabanı ve duvarlarındaki mikro boşlukların onarılmasını sağlar. Kompozitlerin bağlanma değerlerinde artış sağlar. Diastemaların kapatılmasında yüksek viskoziteli materyaller tercih edilmelidir. Sınıf V restorasyonlarda kullanılan akışkan kompozit rezinlerin dentin hassasiyetinin azaltılmasında etkili olduğu gözlenmiştir (33).

Akıcı kompozitlerin dezavantajları ise daha fazla strese maruz kalan Sınıf IV restorasyonlar için önerilmezler. Akıcılıkları uygulama esnasında kontrol edilmelerini zorlaştırır, ayrıca bu materyallerin yapışkanlıkları nedeniyle manipülasyonları zordur ve kullanılan aletlerin yüzeyine yapışırlar (34).

Kondanse edilebilen kompozitler

Kondanse edilebilir kompozitler yüksek doldurucu içeriğine sahiptir. Amalgam gibi kondanse edilebildiği için kontak noktasının ve oklüzal anatomisinin daha kolay oluşturulması gibi avantajlara sahiptir. Fiziksel ve mekanik özellikleri amalgama benzer, hibrit kompozitlere göre daha iyidir (35). Bununla birlikte takip çalışmalarına göre klinik davranışları hibrit kompozitlere benzer (36). Anterior bölgede estetiği sağlayamaması, tabakalar arası rezinin adaptasyon gücü dezavantajları arasında yer alır. Asıl olarak sınıf II restorasyonlarda kontak noktasını oluşturma kolaylığı nedeniyle rahatlıkla kullanılmaktadır (15).

2.2. Adezyon

Birbirinden farklı moleküllerin çekim kuvveti adezyon, aynı moleküllerin kendi içindeki çekim kuvveti ise kohezyon olarak isimlendirilir. Adeziv adezyonu oluşturan madde olarak tanımlanırken, adezivin uygulandığı maddeye aderent ismi verilir (10).

Adezyon materyallerin moleküller arası etkileşimini içerir. Temel olarak aderent, adeziv ve ara yüzden oluşmaktadır. Adeziv bağlantı iki veya daha fazla yüzeyi içine alan karmaşık bir yapıya sahip olabilir, çünkü diş hekimliğinde; mine, dentin, kompozit, amalgam, seramik veya cam iyonomer gibi birbirinden çok farklı aderentler vardır (37). Adezyon fiziksel, kimyasal veya mekanik bağlanma yöntemlerine göre kategorize edilebilir. Fiziksel bağlantı genellikle çok zayıftır. Kimyasal bağlantı güçlüdür ancak ara yüzeyde oluşturmak oldukça güçtür. Mekanik bağlantı ise güçlü bir adeziv bağlantı için en etkin araçtır (38).

Fiziksel bağlanma Van der Waals kuvvetleriyle meydana gelirken, kalıcı dipoller ise bu bağlantıya katkıda bulunur (38). Kimyasal bağlanma iyonik, kovalent, metalik ve bazı durumlarda şelasyon bağlarını içerir. Silan kullanımı gibi çok farklı yöntemlerle kimyasal bağlanma oluşturulmaya çalışılmaktadır. Gerçekleşen kimyasal reaksiyonlara rağmen çoğunlukla kimyasal bağlanma oluşmaz, gerçekleşen reaksiyonlar genellikle ara yüzeyde ıslanabilirliğin artmasını bu sayede moleküllerin adaptasyonunu artırmaktadır. Kimyasal bağlanma dental materyallerde yıllardır aranmaktadır ancak sonuçlar hayal kırıklığına uğratmaktadır. Kontaminasyonu tamamen ortadan kaldırmak mümkün olmadığı için iyi bir adaptasyon da mümkün değildir ve çoğunlukla mekanik bağlanmanın gölgesinde kalır (37).

Mekanik bağlantı, diş hekimliği için de geçerli olan yaygın bir adezyon tipidir. Bu bağlantı adezivin aderent içerisine penetrasyonunu ve mekanik kilitlenmenin başlamasını içerir. Bu bağlantı tipine, amalgam restorasyonun retantif bir kaviteye yerleştirilmesi veya asitle pürüzlendirilmiş mineye penetre olan monomerlerin polimerizasyonu sonucu mikroskobik seviyede tagların oluşması, monomerlerin asit ile pürüzlendirilmiş dentin yüzeyindeki kollojen fibrillere penetre olarak hibrit tabakayı oluşturması örnek verilebilir (37).

İyi bir adezyon elde etmek için bazı koşullar göz önüne alınmalıdır:

Yüzeyin temiz olması

Yüzeyin temiz olması, yüzey enerjisinin yükselmesini bu durum ise adeziv bağlantının güçlenmesini sağlar. Yüzeyde bulunan organik atık ve biyofilm tabakası ıslanabilirliği etkiler. Diş fırçalamak restoratif hazırlık için tek başına yeterli değildir. Asit uygulaması yüzeyi temizlerken aynı zamanda mineral kristalleri üzerinde mikro mekanik bağlantı için yüzeyi pürüzlendirir (38). Pürüzlendirilmiş mine monomerin penetrasyonuna izin verir ve mikro mekanik bağlantı kolaylıkla oluşturulabilir. Hidrofilik monomerler mine kristallerinde bulunan pöröziteye nüfuz ederek polimerizasyon sonrası oluşabilecek çatlak yayılımının önlenmesini sağlar (37).

Yüzey pürüzlülüğü

Dental rastorasyonlarda, yüzey pürüzlülüğü ıslanabilirliğin artmasına olanak sağlar ve Wenzel denklemi ile hesaplanır. Bu denkleme göre 90° 'den daha düşük bir temas açısı ıslanabilirliğin yüksek, 90° 'den büyük temas açısı ise, ıslanabilirliğin düşük olduğunu gösterir. Wenzel etkisi polimer, siman ve kompozit materyaller için onaylanmıştır (37).

Doğru temas açısı ve ıslanabilirlik

Adezyonun gerçekleşebilmesi için adezivin substrat yüzeyini etkili bir biçimde ıslatması gereklidir. Islanabilirliği gözlemede en sık kullanılan yöntem temas açısının ölçülmesidir. Temas açısı bir sıvının katı bir yüzey ile gösterdiği iç açıdır. Düşük temas açısı yüzey enerjisi yüksek temiz yüzeylerde sıvı veya monomerler tarafından oluşturulmaktadır. Yüzey enerjisi yüksek materyaller; güçlü, sert, kristalimsi yapıda, yüksek erime sıcaklığına sahiptir. Asit ile pürüzlendirilmiş mine yüksek yüzey enerjisine sahiptir. Dentin kollajeni, ağız sıvıları ise daha düşük erime sıcaklığına sahip düşük enerjili yüzeylerdir. Mine ve dentin yüzeyinin asitlenmesi ıslanabilirliği bu ise mekanik kilitlenmeyi artırır. Adeziv içerisinde var olan su, aseton, alkol gibi solventlerin su ile yer değiştirmesi ve genişleyen kollajen ağ adezyonu artırır (37).

Düşük viskoziteli adezivler

Adezivlerin aderent yüzey üzerindeki detaylara adapte olabilmesi ve çalışma süresi içinde rahat bir biçimde uygulanabilmesi için yeterince düşük viskoziteye sahip olması gerekmektedir (37).

Faz ayrılmasına karşı direnç

Dental adezivler temel olarak uçucu bileşiklerden oluşur ve bu solventlerin zamanla kaybolmasıyla adezivde faz ayrılması meydana gelmektedir. Faz ayrılmasına bağlı birçok problem tanımlanmış olsa da, asıl ara yüz fazlarının ne olabileceği çok açık değildir ve halen araştırma gerektirmektedir (37).

2.2.1. Adeziv sistemin tarihi ve gelişimi

Dental adezivlerin tarihçesi DeTrey/Amalgamated Dental Company’de çalışan İsviçreli kimyager Dr. Hagger’ın 1949 yılında dental adeziv için ilk patent başvurusu yapmasına dayanmaktadır. Başlangıçta substrat olarak mine değil sadece dentin kullanılmıştır. 1951 yılında Hagger kimyasal olarak sertleşen ‘Sevriton’ adlı rezin ile birlikte kullanılan ‘Cavity Seal’ isimli patentini almıştır. Bu ürün gliserolfosforik asit dimetakrilat ve sülfirik asit içermektedir. Sonrasında ‘Sevriton Cavity Seal’ olarak isimlendirilmiştir. Bu adeziv diş yüzeyi ile restorasyon arasında moleküler seviyede fiziksel ve kimyasal bağlantı sağlayacak asidik monomerlere sahiptir. Hagger’ın çalışması kısa bir süre içerisinde diğer araştırmacılar tarafından kabul edilmiştir ve farklı nesil adeziv sistemler geliştirilmiştir. Bununla birlikte ilk kez diş yüzeyine bağlanma, günümüzde hibrit tabaka olarak bilinen tabakaya çok benzer bir ara yüzün oluşturulması ile ticari olarak elde edilebilir hale gelmiştir (39).

1952 yılında “Sevriton Cavity Seal” isimli materyalin, dişin yapısına kimyasal bir şekilde bağlandığı Mclean ve Kramer tarafından kabul edilmiştir. Bu gelişme, asidik monomerler tarafından dentinde oluşan değişikliklerin ilk raporu olmuştur ve hibrit tabaka kavramının öncüsü olarak kabul edilmiştir. 1954 yılında Buonocore, mineyi asitleyerek dolgu materyalinin mine yüzeyine adezyonu ile ilgili ilk deneylerini yapmış ve başarılı sonuçlar elde etmiştir. 1955 yılında %85’lik fosforik asitin mine yüzeyine uygulanması ile akrilik

rezinin pit ve fissürlere bağlantısının güçlendiğini göstermiş ve asıl çığır açan araştırmasını ortaya koymuştur (40).

Buonocore, Matsui ve Gwinnett mine yüzeyine penetre olan prizma benzeri rezin tagların oluşumunda fosforik asitin etkisini tartışmışlardır. Asit uygulanmayan yüzeyde rezin tag oluşumu görülmemiştir. Mine yüzeyine fosforik asit uygulanmasının adezyonu artırdığı literatürde kabul edilmektedir ancak bu durum uzun zaman almıştır. Bu araştırma minimal invaziv diş hekimliğine öncü olmuştur (41).

Mine yüzeyine fosforik asit uygulanması ile mikro mekanik bağlantıya izin veren aynı zamanda rezin penetrasyonunu sağlayan mikro gözenekler oluşmaktadır (42). 1958 yılında dentine aynı uygulamalar yapılmış olmasına rağmen hidrofobik rezinlerden dolayı olumsuz sonuçlanmıştır. Ayrıca, akrilik içerikli dolgu materyallerinin yüksek derecede polimerizasyon büzülmesi göstermesi, Buonocore'un çalışmalarının restoratif diş hekimliği üzerindeki etkisini azaltmıştır. Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ile adeziv diş hekimliğine giriş için uygun şartlar sağlanmıştır. 1960'lı yılların ortalarında yeni adeziv teknolojiye göre pit ve fissür örtücüler ve kompozit rezin materyaller piyasaya sürülmüş, klinik olarak kullanılmıştır. Buonocore, mineye adezyonda asit uygulamasının önemini vurgulamış; mine yüzeyin asitlemesi ile oluşan pörözitelere rezin infiltrasyonu ile taglar oluştuğunu bildirmiştir. 1960'ın sonlarında ise dentine adezyonun mümkün olabileceğini ileri sürmüştür. Sonrasında mine ve dentin ara yüzeyinde daha yüksek bağlanma değerlerine sahip adezivler geliştirilmiştir (42).

1970'lerde ilk kez Eick taramalı elektron mikroskopunu kullanarak dentine adezyonu engelleyen smear tabakasından bahsetmiştir ve tüm pürüzlendirmeli sistem de kullanılmaya başlanmıştır. 1980'lerde, tüm pürüzlendirmeli adeziv sistem geniş çevrelerce kabul edilmiştir. 1982 yılında Nakabayashi, hibrit tabaka oluşumunu gösteren ilk kişi olmuştur. Ayrıca asit uygulanmış dentin yüzeyine rezinin difüze olabileceğini göstermiştir. Aynı zamanda hibrit tabakanın bağlanmada en önemli yapı olduğu kabul edilmiştir. 1990'lı yıllarda, üç aşamalı tüm pürüzlendirmeli sistemin devreye girmesi, adeziv diş hekimliğinde bir devrimi temsil etmiştir. Dentine asit uygulanıp uygulanan asit su ile uzaklaştırıldıktan sonra hidrofilik primer hibridizasyonu tamamlamak için hidrofobik rezin uygulanmadan önce kullanılır. Bununla birlikte 1990'lı yılların sonlarında iki aşamalı tüm pürüzlendirmeli

adeziv sistem ve iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem piyasaya sürülmüştür (40, 43, 44).

Bağlayıcı ajanlar çok adımlı sistemler ile ortaya çıkmasına rağmen, son araştırma ve gelişmeler teknik hassasiyeti ve manipülasyon süresini azaltmak için uygulama aşamalarının basitleştirilmesine yönelmişlerdir (40).

2.2.2. Adeziv sistemlerin sınıflandırılması

Adeziv sistemler, kullanılan ajanların karmaşık yapıya sahip olması, çok farklı sınıflamaların olması, adezivlerin endüstriyel olarak ne zaman ve hangi sıra ile geliştirildiğini ifade edebilmek için jenerasyonlara ayrılmıştır. Adeziv diş hekimliği 1955 yılında Buonocore'un asit ile pürüzlendirmeyi tanıtmaları ile başlamıştır. Gelişen teknoloji ile birlikte adeziv sistemler tüm pürüzlendirmeli sistemlerden kendinden pürüzlendirmeli sistemlere doğru dönüşüm yaşamıştır. Piyasaya sürülen her yeni nesilde, şişe sayısı ve uygulama adımları azaltılmaya çalışılmış aynı zamanda daha iyi bir bağlanma için kimyasal yapıda değişiklikler yapılmıştır (40).

Birinci nesil adeziv sistemler

Birinci nesil bağlama sistemleri 1956 yılında Buonocore tarafından tanıtılmıştır. Gliserofosforik Asit Dimetakrilat (NPG-GMA) içeren rezin kullanımı ile asitle pürüzlendirilmiş dentine bağlanacağını göstermiştir (45). Bununla birlikte, bu sistem çok zayıf bir klinik performans sergilemiş, 1-3 MPa aralığında düşük bağlanma dayanıklılığı değerleri göstermiştir (40, 46).

İkinci nesil adeziv sistemler

1970'li yılların sonlarına doğru, ikinci nesil dentin bağlanma ajanları piyasaya sürülmüştür. Birinci nesilde kullanılan bağlama ajanları geliştirmeye çalışılmıştır. İkinci nesil adezivlere, mineralize diş dokusu içindeki kalsiyum ile güçlü bir bağlantı kurmak için Bis-GMA rezine polimerize edilebilir fosfat grupları ilave edilmiştir (40, 46). Bağlanma mekanizması, kalsiyum ve klorofosfat grupları arasında iyonik bağ oluşumunu içermektedir. Bu iyonik bağ su veya tükürük gibi sıvılarda ve dentin tübüllerinde bulunan

su içinde bozunarak bağlantının zayıflamasına; devamında ise mikro sızıntıya neden olmaktadır (46).

Smear tabakası, döner aletlerle diş preparasyonunun bir sonucu olarak hazırlanan dentin yüzeyinde kalan inorganik bir tabakadır. İkinci nesil adezivlerde smear tabakası kaldırılmadığı için bağlanma dayanımı zayıf ve yetersizdir. Bağlanma dayanıklılığı 4-6 MPa arasındadır. Smear tabakası ile yetersiz bağlantı kurduğu için bu sistem artık kullanılmamaktadır (40).

Üçüncü nesil adeziv sistemler

1980'li yıllarda üçüncü nesil adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Üçüncü nesil adeziv sistemlerde dentin yüzeyi asitlenerek smear tabakasının bir kısmının kaldırılması veya modifiye edilmesi amaçlanmıştır (46). Bu sistem asitleme yıkama işlemi sonrası açılan dentin tübüllerine primer uygulamasına izin vermiştir. Bu sistem daha iyi bir bağlantı sağlarken, dentinin asitlenip asitlenmemesi konusunda fikir birliğine varılamamıştır. Primeri takiben mine ve dentine doldurucusuz rezin uygulanmıştır. Tao ve arkadaşlarına göre bu sistemde doldurucu içermeyen rezin smear tabakasına yeterli derecede penetre olamamakta ve iyi bir bağlantı kurulamamaktadır (40), (47).

Dördüncü nesil adeziv sistemler

1990'lı yıllarda dördüncü nesil adeziv sistem piyasaya sürülmüştür. Bu sistem smear tabakasının tamamen kaldırılmasında başarıya ulaşmıştır (46). Dentine bağlanmada altın standart olduğu düşünülmektedir. Bu jenerasyonda asit primer ve adeziv ayrı ayrı paketlenmekte ve sırayla uygulanmaktadır (46, 48). Tüm pürüzlendirme tekniği uygulanan bu jenerasyonda kollajen ağın çökmesini önlemek amacıyla nemli bağlanma (wet bonding) konsepti uygulanmalıdır. Hidrofilik primer solüsyonu açığa çıkmış kollojen ağına infiltre olarak hibrit tabaka oluşturur (46, 49). Hibrit tabaka, mine ve dentin üzerine infiltre olmuş rezin tarafından oluşturulan yüzey tabakasıdır (44).

Bu sistemde bağlanma dayanımı 20 MPa civarındadır ve önceki sistemlere kıyasla marjinal sızıntıyı önemli ölçüde azaltmıştır. Bu sistemde mine ve dentin birlikte asitlendiği için teknik olarak hassasiyet gerektirir. Teknik olarak doğru uygulandığında uzun dönem başarılı klinik sonuçlar elde edilmiştir. Bununla birlikte işlem sırasında fazla zaman alması,

çok fazla uygulama adımı olması gibi nedenlerle kafa karıştırıcı olabilmektedir. Bu durum uygulanması daha kolay sistemlerin talep edilmesine yol açmıştır (40, 50).

Beşinci nesil adeziv sistemler

1990 ve devam eden on yıllık süreçte, dördüncü nesil adeziv sistemlerde uygulama sırasında geçen süre ve klinik adımlar azaltılarak basitleştirilmeye çalışılmıştır. Bunun üzerine beşinci nesil adeziv sistemler geliştirilmiştir. Bunlar “tek adımlı” veya “tek şişe” sistem olarak ifade edilmektedir. Demineralize dentinde kollajen ağın çökmesini önlemek, post operatif duyarlılığı tamamen ortadan kaldırılamıyorsa bile en aza indirebilmek için iyileştirilmiş bir materyal gerekmektedir (40). Bu nedenle %35-37 ortofosforik asit ile pürüzlendirme sonrası, mine ve dentine aynı anda uygulanarak kullanılan, primer ve adezivi tek bir solüsyon halinde birleştiren “tek şişe sistemi” geliştirilmiştir. Bu tek şişe tüm pürüzlendirmeli adeziv tipi, dentinde ve marjinal minede yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir (49).

Dördüncü nesil adezivlerde hidrofilik primer hidrofobik rezin ile örtülmüştür ancak tek şişe adeziv sistem hidrofilik olma eğilimindedir bu nedenle beşinci nesil adeziv sistem hidrolitik bozunmaya dördüncü nesil adeziv sisteme kıyasla daha duyarlı olabilmektedir (40).

Yapılan bazı çalışmaların sonuçlarına göre beşinci nesil adeziv sistemler yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterir. Buna ek olarak bu sistemde rezin-dentin bağlantısı hidrolitik bozunma eğilimindedir. Dentine bağlanma dayanım değerleri 3- 25 MPa arasındadır (40).

Altıncı nesil adeziv sistemler

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte 2000’li yılların başlarında asit ile pürüzlendirme basamağının elimine edildiği, asidik monomerin primer içerisine dahil edildiği altıncı nesil adeziv sistem piyasaya sürülmüştür. Bu sistemde asidik primerin yüzeye uygulanıp devamında adezivin uygulanabildiği gibi asidik primer ve adeziv karıştırılıp tek bir basamakta diş uygulanabilmektedir. Hidrofilik ve hidrofobik rezin bileşenlerinin karıştırılıp birlikte uygulandığı sistem daha çok tavsiye edilmektedir (51).

Bu sistemin tüm pürüzlendirmeli sistemlere göre en büyük avantajı bağlanmanın dentin hidrasyonundan daha az etkilenmesidir (49). Yapılan ilk değerlendirmelere göre dentine yeterli bağlanma değerleri elde edilse de mineye bağlanmada istenilen değerler elde edilememiştir. Bu durum altıncı nesil adeziv sistemlerin asidik yapısının muhafaza edilememesinden ve bu yüzden sürekli yenilenmesi gerektiğinden ayrıca mineyi pürüzlendirmek için yeterli pH'ya sahip olamamasından kaynaklanmaktadır. Bu problemi çözmek için uygulama öncesi minenin seçici olarak pürüzlendirilmesi önerilmektedir. Ancak bu tekniği kullananlar fosforik asiti sadece mineye uygulamalıdır. Uygulamaya dentinin de dahil edilmesi durumunda dentinde derin demineralize alanlar oluşabilmekte bu durum ise sonradan uygulanacak primerin penetrasyonunu etkilemektedir. Yapılan araştırmalara göre altıncı nesil adeziv sistemlerin dentine bağlanma değerleri ilk 24 saate 41 MPa olarak ölçülmüştür ancak mineye bağlantıları dördüncü ve beşinci nesil adeziv sistemlere kıyasla % 25 daha zayıftır (40, 49).

Yedinci nesil adeziv sistemler

Yedinci nesil adeziv sistemler 1999 yılının sonlarında piyasaya sürülmüştür. ‘Yedinci nesil ’veya ‘tek şişe kendinden pürüzlendirmeli sistem ’adeziv sistemler içinde en son yapılan sadeleştirmeyi temsil etmektedir. Bu sistemde adezyon için gereken bütün bileşenler tek bir şişeye yerleştirilmiştir (49, 52). Bu durum bağlanma protokolünü büyük ölçüde basitleştirirken, uygun bağlanma dayanım değerleri elde edilmesini kolaylaştırmaktadır. Diğer karmaşık adeziv sistemlerde hekim veya dental asistan tarafından yapılan hataları bu sistem ortadan kaldırmaktadır (49).

Bununla birlikte, tüm solüsyonların tek bir şişede olması, solüsyonların yapılarının nasıl korunacağı sorununu gündeme getirmektedir (49). Asidik özellikteki bu sistemler yapılarında önemli miktarda su içerdiklerinden hidrolitik ve kimyasal parçalanma eğilimindedirler (52, 53). Ayrıca kaviteye uygulanıp polimerize edildikten sonra iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemlere göre daha hidrofiliktirler. Bu durumda rezin daha fazla su absorbe edebileceğinden infiltrasyon derinliği sınırlanır (54). Bu sistem başlangıç ve uzun dönem bağlanma dayanımı değerleri en düşük sistemdir. Klinik ve bilimsel veriler, hidrofilik olduklarını ve daha hızlı bozunduklarını kanıtlamıştır (40).

Sekizinci nesil adeziv sistemler

2010 yılında Voco Amerika nano doldurucular içeren Voco Futurabond DC'yi sekizinci nesil adeziv sistem olarak tanıtmıştır (55). Sekizinci nesil adeziv sistemlerde, rezin monomerlerin penetrasyonunu ve hibrit tabakanın kalınlığını artırmak, kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemlerin mekanik özelliklerini geliştirmek için ortalama 12 nm boyutunda nano doldurucular ilave edilmiştir (56, 57). Nano doldurucu içeren bu adeziv sistem, stres absorbe eder ve daha uzun raf ömrüne sahiptir. Ayrıca mine ve dentine daha iyi bağlanma dayanımı değerleri gösterir. Bu yeni kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemler, pürüzlendirilen mine yüzeyi tükürük veya nem ile kontamine olduğu zaman, kullanılmalarını sağlayan asidik ve hidrofilik monomerlere sahiptir (40).

Üretici firmalar nano partiküllerin de boyutsal değişiklikleri azaltan çapraz bağlar olarak etki etme eğiliminde olduklarını iddia etmiştir (56, 57). Nano doldurucuların tipi, adezivin viskozitesini ve rezin monomerin kollajen ağ içerisine penetrasyon yeteneğini etkilemektedir. Nano doldurucuların 15-20 nm'den büyük olması veya adezivin ağırlık olarak % 1'den fazla doldurucu içermesi adezivin viskozitesini artırmakta ve doldurucunun nemli yüzey üzerinde birikmesine neden olmaktadır. Bu durum bağlanma dayanım değerlerinin azalması ve çatlak oluşumu ile sonuçlanabilmektedir (57).

Universal adeziv sistemler

Adeziv diş hekimliğinde en son yenilik 2011 yılında klinik uygulamalarda kullanılan universal adezivlerin tanıtılmasıdır. Universal adezivler birden fazla konseptte kullanılabildikleri için 'multi mod' adezivler olarak bilinirler. Uygulayıcılar bu sistemi dentinde kendinden pürüzlendirmeli olarak kullanırken minede seçici pürüzlendirme yaparak tüm pürüzlendirmeli adeziv olarak kullanabilirler (58, 59). Dentinde kendinden pürüzlendirmeli veya tüm pürüzlendirmeli sistemlerin her ikisinde de yeterli bağlanma dayanım değerleri elde edilirken; mine de fosforik asit kullanımı ile birlikte tüm pürüzlendirmeli yaklaşım tercih edilir olmaya devam etmektedir (60, 61).

Tüm pürüzlendirmeli sistemlerde asit uygulama yıkama ve kurutma safhalarında oluşabilecek hekime bağlı hatalar kendinden pürüzlendirmeli sistemlerde azalmıştır (62). Bununla birlikte kendinden pürüzlendirmeli sistemlerinde bazı dezavantajları

bulunmaktadır. Kendinden pürüzlendirmeli sistemler mine yüzeyini yeterli derecede pürüzlendirememekte bu durum ise servikal lezyonların marjinalinde renk değişikliklerine neden olmaktadır. Kendinden pürüzlendirmeli sistemlerde adeziv tabakada su emilimin artması ve buna bağlı oluşan bozunmanın asidik içeriğe bağlı olduğu düşünülmektedir (63). Bu nedenle üç aşamalı tüm pürüzlendirmeli sisteme kıyasla basitleştirilmiş tek aşamalı adeziv sistemlerin uzun dönem bağlanma dayanımı düşüktür (40).

Kendinden pürüzlendirmeli sistemlerde görülen bu sorunu çözebilmek için universal adeziv sistemlerde adeziv uygulanmadan önce tüm pürüzlendirme veya seçici pürüzlendirme prosedürü uygulanarak minenin asitlenmesi ile *in vivo* (64-66) ve *in vitro* (67) çalışmaların sonuçlarına göre başarılı bağlanma dayanımı değerleri elde edilebileceği söylenebilir (40).

Adeziv sistemler arasındaki benzerliklere rağmen universal adeziv sistemler yapılarına kimyasal ve mikro mekanik bağlanmayı sağlayan monomerlerin ilave edilmesi ile kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemlerden farklıdırlar (58, 59). Yapılarında bulunan karboksilat ve fosfat monomeri hidroksiapatit içerisinde bulunan kalsiyum ile iyonik bağlanır ve bu durum bağlanmayı etkilemektedir (40, 68). 10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) molekülü de yeni nesil adeziv sistemlerde bulunan fonksiyonel bir monomerdir. 10-MDP, universal adezivlerin farklı aşındırma teknikleri ile kullanılmasını sağlayan monomerlerden biridir. Reaksiyon sırasında oluşan kararlı MDP-kalsiyum tuzları diş yüzeyinde güçlü bir adezyon sağlar. Ayrıca içeriğindeki Bifenil Dimetakrilat (BPDMA) ve polialkenoik asit kopolimerleri dişe adezyonu güçlendirebilmektedir (40).

Universal adezivlerin yapısına eklenen Hidroksietil Metakrilat (HEMA) , Dekandiol Dimetakrilat (D3MA) ve Bis-GMA gibi moleküller hidrofilik diş yüzeyi ile hidrofobik resin restoratif materyal arasında köprü oluşturmaktadır. Bazı universal adezivlerin yapısına silan katılması cam seramiklerin simantasyonunda silan uygulama aşamasını ortadan kaldırmaktadır. Bu sistemler, klinik adımları kolaylaştırır da *in vitro* olarak düşük bağlanma değerleri, *in vivo* olarak düşük restorasyon ömrü ile karşı karşıya kalınmaktadır (69, 70).

Birçok çözücüyü içerisinde barındıran, uygulama adımları basitleştirilmiş bu adeziv sistemde var olan çözücülerin zamanla buharlaşması polimerizasyon ve adezyonun zayıflamasına yol açmaktadır (71). Buna ek olarak üretici firmalar universal adezivlerin ışıkla polimerize olan, dual polimerize olan ya da kendi kendine polimerize olan rezin simanlar ile birlikte metal, zirkonyum, porselen ve kompozit restorasyonların simantasyonunda da kullanılabileceğini söylemişlerdir. Bazı üreticiler ise porselen ve zirkonyumun simantasyonunda optimum bağlanma dayanımı elde etmek için ayrı bir primer kullanılması gerektiğini savunmuşlardır (40).

2.3. Kompozit Restorasyonlarda Bitirme ve Parlatma İşlemleri

Restorasyon terimi, zarar görmüş diş yapısının ve fonksiyonunun restoratif bir materyal ile yerine konulması anlamına gelmektedir. Restore edilecek dişin iyi bir forma kavuşabilmesi ve restoratif materyalin yerleştirilebilmesi bir hazırlık aşaması gerektirmektedir (72). Kompozit rezinler, estetik renk seçenekleri, diş dokularına bağlanabilir ve ulaşılabilir olmaları, diş yapısının korunmasına katkıda bulunmaları nedeniyle ideal bir restoratif materyal haline gelmişlerdir (73).

Restorasyonun yüzey karakteristiği yumuşak ve sert doku birleşim hattında doku cevabının belirlenmesinde etkilidir. Düzensiz yüzeyler plak ve taş oluşumuna, sekonder çürüklere ve karşıt dişte aşınmaya yol açtığı için klinik olarak yüzeylerin düzgün olması gereklidir (74). Kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğü uygun bir bitirme ve parlatma işlemi uygulanarak azaltılabilir (75).

Bitirme, restorasyonun anatomik konturlarının oluşturulması, restorasyon ara yüzeyindeki fazlalıkların, düzensizliklerin giderilip şekil verilmesi işlemi iken; parlatma, bitirme işlemi sırasında restorasyon yüzeyinde meydana gelen küçük çiziklerin, yüzey pürüzlülüğünün azaltılması, düzgün, ışığı yansıtan ve mine benzeri parlak bir yüzey elde edilmesi işlemidir (74).

Bitirme ve parlatma işleminin etkinliği; kullanılan aşındırıcı türüne, aşındırıcının uygulanma süresine, işlem sırasında uygulanan basınca, aşındırıcı materyalin yüzey geometrisine bağlıdır (76). Bitirme ve parlatma işlemleri sırasında karbit ve elmas frezler,

polisaj lastikleri, ara yüz zımparaları, alüminyum oksit ile kaplanmış diskler ve parlatma patları gibi birçok materyal kullanılmaktadır (75).

Bitirme ve parlatma işlemlerinin yapılması için klinik ve bilimsel nedenler şunlardır:

1. Anatomik konturların oluşturulabilmesi için fazlalıkları kaldırmak, restorasyon kenarlarını düzeltmek ve parlatmak
2. Pürüzlü yüzeylerin olası kırılma riskini azaltmak
3. Yüzey kusurlarını azaltmak, dolayısıyla yüzey alanını küçültmek ve sonuçta yüzeyde bozulma ve korozyon riskini azaltmak
4. Plak tutulumunu azaltmak için pürüzsüz bir yüzey elde etmek
5. Çiğneme fonksiyonunu kolaylaştırmak
6. Düzgün bir yüzey elde ederek ağız hijyen prosedürlerini normal diş fırçalama ve diş ipi kullanımı ile sağlamak, tüm yüzeylere, kenar bölgelere ve interproksimal alanlara erişimi kolaylaştırmak
7. Karşıt ve komşu dişlerde daha az aşınma için pürüzsüz kontak alanları oluşturmak
8. Hasta için daha estetik ve ışığı yansıtan restorasyonlar elde etmektir (77).

2.3.1. Kompozit rezinlerin bitirme ve parlatma işlemlerinde kullanılan aşındırıcı tipleri ve bileşimleri

Alüminyum oksit

Alüminyum oksit, sert bir yapıya sahip olması sayesinde aşındırıcı olarak veya kesici aletlerin yapısında kullanılabilmektedir. Alüminyum oksit partiküllerinin kağıt veya polimer disklerle, bantlara yapıştırılması ayrıca lastik uçlara emdirilmesi ile bitirme ve parlatma işlemlerinde kullanılan malzemeler üretilmektedir. Alüminyum oksit, seramik ve kompozit rezin polisajı için yeterli sertliğe sahiptir. Parlatma patı içerisine orta grenli alüminyum oksit ilavesi kompozit ve akrilik içeren birçok restorasyonda düzgün yüzeyler elde edilmesini sağlar (77).

Elmas partikülleri

Karbondan oluşan elmas bilinen en sert maddedir. Sert olmasından dolayı iyi derecede aşındırıcı etkinliğine sahiptir ve kendisi aşınmaya karşı dirençlidir bu yüzden keskinliğini

uzun süre korur. Çeşitli boyutlarda ve dayanıklılıkta elmas tozu veya partikülleri sert bir matrikse kaplanabilirler. Ayrıca lastiklerin ve parlatma patlarının içerisine de ince elmas partikülleri katılabilmektedir (77).

Karbit bileşikleri

Karbit bileşik formundaki aşındırıcılar silikon karbit, bor karbit ve tungsten karbitten oluşurlar. Aşındırma ve kesme işlevi gören çok yivli bitirme frezleri genellikle tungsten karbitten üretilmektedir. Silikon ve bor partikülleri ise disk ve lastiklere ilave edilerek düşük hızda döner aletlerle bitirme işlemi sırasında kullanılırlar. Silikon karbit özellikle mikrofil kompozit rezinlerde etkilidir (77).

Silikon dioksit

Silikon dioksit esas olarak lastik ya da elastomerik materyallere ilave edilerek bitirme ve polisaj işlemleri sırasında kullanılmaktadır. Bu aşındırıcılara, Astropol (Ivoclar North America, Amherst, New York) bitirme ve parlatma sistemlerindeki başlangıç bitirme ve orta grenli parlatma malzemeleri örnek verilebilir (77).

Zirkonyum oksit

Silikon dioksit benzer şekilde, bitirme ve parlatma işlemleri sırasında lastik veya elastik dental aşındırıcılarda kullanılmaktadır. Zirkonyum oksit içerikli polisaj malzemelerine bir örnek olarak Silikone Points C Type (Shofu Dental, Kyoto, Japan) verilebilir. Watanabe ve arkadaşları bu materyalin 25 µm zirkonyum oksit partikülü içerdiğini rapor etmişlerdir (77, 78).

Zirkonyum silikat

Zirkonyum silikat genellikle disklerde, parlatma patlarında, bantlarda restorasyonu parlatmak için kullanılan doğal bir mineraldir (77).

2.3.2. Diş hekimliğinde kullanılan bitirme ve parlatma materyalleri

Günümüzde klinisyenler tarafından bitirme ve parlatma işlemleri sırasında kullanılabilecek birçok materyal bulunmaktadır. Elmas ve karbit frezler, aşındırıcı ile kaplanmış disk ve bantlar, polisaj patları, lastikler bunlara örnek olarak verilebilir (77).

Elmas bitirme frezleri

Elmas bitirme frezleri 1942 yılında Amerika’da tanıtılmıştır. Kompozit ve porselen gibi restoratif materyallerin yüzeyini uyumlamak, şekillendirmek ve pürüzsüz bir yüzey oluşumunu sağlamak için kullanılmaktadırlar. Elmas bitirme frezleri, çok bıçaklı karbit frezlere kıyasla kesme hareketinden farklı olarak aşındırma hareketi yaparlar. 7-50 µm arasında değişen grenlerde ve şekillerde üretilmişlerdir. Elmas frezler ısı oluşmasını önlemek için su spreyi ile kullanılmalıdır. Elmas bitirme frezlerinin materyal uzaklaştırma etkinliğinin oldukça yüksek olduğu ancak geride daha fazla bitirme ve parlatma işlemi yapılmasını gerektiren pürüzlü bir yüzey bıraktıkları bildirilmiştir. Sonuç olarak diğer bitirme ve parlatma materyalleri (çok bıçaklı karbit bitirme frezleri, aşındırıcı diskler, aşındırıcı cila lastikleri, zayıf aşındırıcı cila patları vb) elmas bitirme frezlerini takiben kullanılmalıdır (77, 79).

Karbit bitirme frezleri

Restorasyona şekil verme ve bitirme işlemleri için değişik formlarda karbit frezler bulunmaktadır. En sık kullanılanların yiv sayısı 8-40 arasında değişmektedir. Düz veya kıvrımlı formda olabilmektedir. Restoratif işlemler sırasında yüzeyi şekillendirmek, düzgün yüzeyler elde etmek için en sık 12, 20, 40 bıçaklı olanlar tercih edilir. Karbit bitirme frezleri, elmas frezlere veya aşındırıcı ile kaplanmış disk ve bantlara kıyasla aşındırıcı özellikleri daha az olduğundan gingival bölgede yumuşak dokuya daha az zarar verir (77).

Taşlar

Dental taşlar, koheziv bir kütle oluşturabilmek için aşındırıcı partiküllerin birlikte sinterize edilmesiyle veya organik bir rezine bağlanmasıyla meydana gelirler. Taşın rengi aşındırıcı partiküle göre değişkenlik gösterir. Silikon karbit içeren taş yeşil renk iken, alüminyum

oksit içeren taş beyaz renktedir. Taşlar restorasyona şekil verme ve bitirme işlemi sırasında kullanılırlar. Elmas frezlere kıyasla daha düşük aşındırma ve kesme etkinliği gösterirler. Kullanılan aşındırıcının boyutuna bağlı olarak, aşındırıcı taşlar kaba, orta ve ince olarak farklı derecelerde aşındırma sağlamaktadırlar (77).

Aşındırıcı kaplanmış bitirme-parlatma disk ve bantları

Aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar, ince polimer veya plastik yapı üzerine aşındırıcı partiküllerin bağlanması ile oluşturulmaktadır. Bitirme ve parlatma diskleri restorasyonun kaba bitirmesinde, şeklinin belirlenmesinde ve yüzey parlatma işlemi sırasında kullanılmaktadır. Diskler, ince bir yüzey tabakası halinde aşındırıcı kaplı olduklarından klinik kullanım süreleri kısıtlıdır ve genellikle tek kullanımlıktır. Çoğunlukla alüminyum oksit ile kaplanmışlardır. Diskler gren büyüklüğüne göre sırasıyla kullanılırlar, en kalın grenle başlanırken en ince gren ile bitirilir. Aşındırıcı kaplanmış diskler ve bantlar özellikle düz ve konveks yüzeylerde kullanışlıdır. Anterior dişlerde insizal bölge veya embraşürlerin şekillendirilmesinde kullanılırken, posterior dişlerde interproksimal bölgenin şekillendirilmesinde kullanılır. Bitirme ve parlatma diskleri; posterior dişlerde oklüzal yüzeyde, anterior dişlerde ise lingual yüzeyde sınırlı kullanım alanına sahiptir (77). Aşındırıcı kaplanmış bitirme disklerinin partikül büyüklükleri kaba grenlilerde 55-100 µm iken ultra veya süperince grenlilerde 7-8 µm olarak bildirilmiştir (80).

FlexiDisc (Cosmedent), Moore-Flex Polishing System ve Moore-Silicon Carbide Discs (E.C. Moore), OptiDisc (Kerr Corporation), Sof-Lex system (3M ESPE), Super-Snap (Shofu) aşındırıcı ile kaplanmış disk ve bantlara örnek olarak verilebilir (77).

Lastikler

Parlatma lastikleri ince veya çok ince grenli abraziv partiküllerin yumuşak elastik bir matriks üzerine dağılmasıyla elde edilmişlerdir. Anterior dişlerin lingual, posterior dişlerin oklüzal yüzeyleri gibi aşındırıcı disklerin erişim sağlayamadığı bölgelerde farklı şekillerde lastikler kullanılabilmektedir. Genellikle çeşitli diş formlarında kullanabilmesi için değişik derecelerde aşındırma etkinliğine sahip aynı zamanda farklı şekillerde setler halinde satılırlar. Lastiklerin elastomerik matriks yapısı doğal veya sentetik lastik, silikon veya diğer sentetik elastik polimerlerden oluşabilmektedir. Paslanmaz çelikten ve dayanıklı

plastikten yapılan bu lastikler genellikle düşük turlu cihazlarla kullanılmaktadırlar. Bunlardan bazıları sterilizasyondan sonra yeniden kullanılabilir şekilde üretilmiştir. Parlatma lastiklerinde aşındırıcı olarak genellikle silikon karbit, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksit kullanılmaktadır. Elmas partikül içeren parlatma lastikleri kullanımı sırasında sürtünmeden dolayı diğer aşındırıcılara göre daha fazla ısı açığa çıkmaktadır. Bu yüzden, dişe aynı zamanda restorasyona zarar verebilecek sıcaklık artışını önlemek için elmas içerikli parlatma lastiği kullanılırken fazla basınç uygulamamak önemlidir (77).

Şeffaf bantlar

Literatüre göre kompozit rezin restorasyonlarda en pürüzsüz yüzeyler herhangi bir bitirme ve parlatma işlemi yapılmadan şeffaf bant kullanılarak elde edilmektedir (81). Ne yazık ki tedavi sonrası dişe doğru anatomik form verilmesi ve fazla olan materyalin kaldırılması gerektiğinden tek başına şeffaf bant kullanımı yeterli değildir (82). Ayrıca bu restorasyonların yüzeyi rezinden zengindir ve bu yüzey bitirme ve parlatma işlemleri uygulanarak kaldırılmalıdır. Bu sayede daha sert, aşınmaya karşı dirençli ve dolayısıyla estetik olarak daha kararlı bir yüzey elde edilir (83).

Parlatma patları

Son zamanlarda bitirme ve parlatma işlemleri sırasında parlatma patları kullanılmaktadır. Diş hekimliği uygulamaları sırasında kullanılan bu patlar çoğunlukla alüminyum oksit ve elmas partikülleri içermektedir. Alüminyum oksit ve elmas parlatma patları genellikle gliserin bazlıdır. Alüminyum oksit patlarının ortalama partikül boyutu 1µm'den daha az iken, elmas partiküllerin boyutları daha büyüktür (1-10 µm). Parlatma patları kuru olarak kullanıldıklarında daha agresif bir aşındırma yaparken; su ile kullanıldığında yüzeyde nanometre düzeyinde daha ince bir aşındırma gerçekleştirir. Bu durum gözle görülür derecede bir yüzey parlaklığı sağlar. Yapılan araştırmalar alüminyum oksit kaplı disk kullanımı sonrası alüminyum oksit içerikli parlatma patı kullanımının faydalı olduğunu bildirmişlerdir (77).

Rezin matriks frezler

Polimer veya kompozit rezin matriks yapısında, adeziv restoratif materyalleri seçici olarak kaldırmak için tasarlanmış, düşük aşındırıcılığa sahip frezlerdir. Bu yeni tanıtılan frezler mine ve porselene zarar vermeden yalnızca kompoziti kaldırır. Diğer kullanım alanları arasında ortodontik tedavi sonrası diş yüzeyindeki adezivin kaldırılması, periodontal kök planlamaları ve sınırlı erişimin olduğu bölgelerde lekelerin kaldırılması sayılabilir (77).

2.4. Bağlanma Dayanım Testleri

Diş hekimliğinde adeziv sistem teknolojisi özellikle son yıllarda hızla ilerleme kaydetmiştir. Üretici firmalar; adeziv yapısında iyileştirme, kullanım kolaylığı, adezivin diş dokusuna bağlanma dayanımında artış gibi iddialarla yeni adeziv sistemleri tanıtmaya devam etmektedir. Farklı adeziv sistemlerin diş dokusuna bağlanma etkinliğini değerlendirmek ve bu iddiaları kanıtlamak için bağlanma dayanım testleri uygulanmaktadır. Adeziv sistemlerde bağlanma dayanım testi, restorasyon ömrünün güvenilir bir belirleyicisi olarak kabul edilmektedir (84).

Bağlanma dayanımı laboratuvar yöntemleriyle ölçülebildiği gibi klinik performansın değerlendirilmesiyle de ölçülebilir. Laboratuvarda gerçekleştirilen *in vitro* bağlanma dayanım test yöntemleri, statik ve dinamik testler olmak üzere ikiye ayrılır. Statik testlerde, örnek sabit tutulurken yük uygulanırken; dinamik testlerde örnek dinamik durumdadır. Statik testler, bağlanma alanının büyüklüğüne göre; makro ve mikro olmak üzere ikiye ayrılır. Makro bağlanma dayanıklılık testleri, bağlanma alanı 3 mm²'den büyük olduğu durumlarda uygulanırken; mikro bağlanma dayanıklılık testleri bağlanma alanının yaklaşık 1 mm² veya daha küçük olduğu durumlarda uygulanır (85).

2.4.1. Makro test yöntemleri

Makro makaslama bağlanma dayanım testi

Makro makaslama bağlanma dayanım testi, adezivlerin farklı formülasyonlarının bağlanma etkinliğini değerlendirmek için en sık kullanılan testtir (86). Bu test yöntemi 1965 yılında ilk olarak Bowen tarafından tanımlanmıştır. Makro makaslama bağlanma dayanım testi, makaslama yöntemiyle kuvvet uygulanan bir materyalin başarısız olmadan önce

dayanabileceği maksimum stres olarak tanımlanır. Makaslama bağlanma dayanım testinde, iki materyal bir adezivle bağlanır ve kırılma meydana gelene kadar kuvvet uygulanır. Makro makaslama bağlanma dayanım testi, bağlanma uygulamasından sonra başka bir işleme gerek duyulmadığından, çok kolay ve hızlı bir yöntemdir. Araştırma enstitüleri ve şirketler tarafından yüksek popülarite kazanmıştır. Bununla birlikte, bu test yöntemi ile, sıklıkla karşılaşılan koheziv başarısızlıklar gerçekleştirilen ölçümlerin geçerliliğini ve güvenilirliğini olumsuz etkilemektedir (87, 88).

Makro gerilim bağlanma dayanım testi

Makro gerilim bağlanma dayanım testinin yaygın kullanımı oldukça azdır. Simanların, metal alaşımları ve seramikler gibi başka sert materyallere bağlanma dayanımını ölçmede kullanılır (89, 90). Stres dağılımı, makro gerilim bağlanma dayanım testlerinde makaslama bağlanma dayanım testlerine göre daha standart kabul edildiğinden; bu yöntem, bağlanmada kırılmayı başlatan stres seviyesinin daha doğru tahmin edilmesini sağlar (91). Bir makro gerilim bağlanma dayanım testinde, test örneklerinin her iki tarafına da kuvvet uygulanır. Örneklerin bağlanma ara yüzünün kuvvet eksenine dik olarak hizalanması gerilim testlerinde oldukça önemlidir, aksi bir durumda bükülme stresleri gelişecektir. Bu yüzden test numunesi, mekanik test makinelerine aktif veya pasif tutma yaklaşımı ile bağlanmalıdır (88).

Push-out testi

Adeziv dentin bağlantısının yorulma direncini test etmek için kullanılan bir yaklaşımdır. Bu yöntem kök kanallarına, kanal dolgu patlarının adezyonunun ayrıca postun tutuculuğunun değerlendirilmesinde oldukça elverişlidir (92). Push-out testi; dentin ile siman ara yüzeyinde aynı zamanda post ile siman ara yüzeyinde oluşan stresi değerlendirir (93). Adezivlerin dentine bağlanma dayanımını ölçmek için push out testi kullanıldığında 1-2 mm kalınlığındaki dentin kesitleri silindirik bir boşluk oluşturmak için delinmiştir. Boşluğun iç yüzeyine adeziv uygulanır ve ardından kompozit ile doldurulur. Daha sonra, kompozit silindir dentin içinden daha küçük çaplı taraftan itilir. Bağlanma dayanımı, ekstrüzyon kuvvetinin konik silindirin yanal alanına bölünmesiyle hesaplanır. Bu test kompozite ekstrüzyon kuvvet uygulama aşaması içerdiğinden, farklı adezivlerin bağlanma dayanımlarının etkilerinin değerlendirilmesinde geleneksel bağlanma dayanım testlerine

kıyasla daha doğru bilgi elde edilmesini sağlar. Ancak push-out testi örnek hazırlamada zahmetli adımlar ve zaman alıcı metodolojisinden dolayı hiçbir zaman evrensel bir bağlanma dayanım testi olarak kabul edilememiştir (88, 94).

2.4.2. Mikro test yöntemleri

Mikro makaslama bağlanma dayanım testi

Mikro makaslama bağlanma dayanım testi 2002 yılında tanıtılmıştır ve küçük diş alanlarının test edilmesini sağlar. Test, farklı yüzeylerin derinlemesine bir profilini ve aynı diştten çok sayıda örneğin hazırlanmasını sağlar. Bununla birlikte, kesitleme veya trimleme prosedürleri gerçekleşmeden numunenin içinde erken dönemde mikro çatlaklar olabilir. Mikro makaslama bağlanma dayanım testleri; mikro gerilim bağlanma dayanım testleri gibi zorlu test koşullarına dayanamayan cam iyonomerlerin veya mine dokusu gibi kırılgan aderentlerin test edilmesinde kullanılabilmektedir (88) .

Mikro gerilim bağlanma dayanım testi

Mikro gerilim bağlanma dayanım testi ilk olarak, Sano ve ark. tarafından 1994 yılında, gerçekleştirilmiştir. Bu test yönteminin, adeziv uygulama aşamasından sonra daha fazla işlem gerektirmesi, testin teknik hassasiyet gerektirmesine, zorlaşmasına ve daha küçük hazırlanan test örneklerinin dehidrasyonuna neden olabilmektedir (88, 95). Ayrıca, yöntemin dezavantajlarına ek olarak; 5 MPa'dan daha düşük bağlanma dayanıklılığını ölçmede zorluk, uygun şekilde örneklerin üretilmesinin zor olması ve örneklerin kolay zarar görmesi sayılabilir. Bununla birlikte ara yüzeyde stres dağılımının daha iyi olması, bölgesel farklılıkların kontrol edilmesi, dişlerin ekonomik kullanımı bu yöntemin avantajları arasındadır (88).

‘Trimlenmiş’ veya ‘trimlenmemiş’ mikro örnek şekilleri, mikro gerilim bağlanma dayanım testi için örnek hazırlama işlemlerinde kullanılmaktadır. Kırılgan mine örneklerinde; daha az zarar gördüğü, daha kolay ve daha doğru bir şekilde hazırlanabildiği için genelde çubuk şeklindeki trimlenmemiş örnekler tercih edilir. Trimlenmiş mikro örneklerde ara yüzeyin kum saati gibi şekillenmiş olması ara yüzeyde daha iyi stres konsantrasyonuna izin verir (96, 97). Ancak trimleme dikkatli bir şekilde yapılmazsa, mekanik stres ve yıpranma meydana gelir. Bu durum ise diş yapısında ve adeziv ara yüzeyinde erken dönemde

başarısızlıklara neden olabilir. Mikro gerili bağlanma dayanım test sonuçlarını etkileyebilecek; örnek-jig bağlantısı, örnek yükleme hızı ve örnek hizalaması gibi başka faktörler de bulunmaktadır. Bu nedenle, test kurulumu sırasında tüm bu parametreler standardize edilmelidir. Bu test yönteminde sıkça görülen bir diğer sorun, test öncesi görülebilen başarısızlıktır. Bu test öncesi başarısızlıklarından yüksek mikro gerilim bağlanma dayanım değeri gösteren adezivler genellikle etkilenmezler. Bu tür başarısızlıkların oluşmasını önlemek için, mikro örnekler atravmatik şekilde hazırlanmalı ve kesme işlemi sırasında plakalar arasındaki boşluğu doldurmak için aljinat, alçı ve mum kullanımı gibi özel önlemler alınmalıdır (88).

2.5. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesi

Oral kavitede klinik olarak bağlanma dayanımının değerlendirilmesi çok önemli iken, zaman içerisinde bağlanmanın bozulmasına neden olan spesifik faktörleri açıklamak için *in vitro* testlere ihtiyaç vardır. *In vivo* ve *in vitro* koşullar arasındaki farkları en aza indirmek için örneklerle yaşlandırma yapılmalıdır. Dünya çapında farklı araştırmacıların spesifik bir adeziv için yaptığı çalışmalarda birbirinden çok farklı bağlanma dayanım değerleri elde edilmektedir. Bu nedenle laboratuvarında yapılan deneyler sonucu elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin adezivlerin klinik değerlendirilmesinde etkin olmadığı iddia edilmektedir. Bu verilerin tutarsızlığı ise standart bir bağlanma dayanım test protokolünün olmamasından kaynaklanmaktadır (88).

2.5.1. Bağlanma dayanımını etkileyen faktörler

Yüzeyle ilgili faktörler

- Yüzeyin durumu
- Yüzeyin kaynağı ve türü
- Mine prizmaları ve dentin tübüllerinin yönü
- Dentin derinliği
- Depolama ortamı ve süresi
- Pulpal basınç (88)

Örnekle ilgili faktörler

- Örneğin şekli
- Örneğin boyutu
- Operatörün becerisi
- Termal siklus ve mekanik yükleme
- Kompozit rezinin elastisite modülü (88)

Test mekaniğiyle ilgili faktörler

- Cihazın ayarları
- Yükleme cihazının konfigürasyonu
- Kafa hızı (88)

Yüzeyin kaynağı ve türü

Birçok araştırmacı laboratuvar çalışmalarında çekilmiş insan dişlerini toplamak zor olduğu için sığır dişi kullanmayı tercih etmektedir (98, 99). Bununla birlikte sığır dişi insan dişine kıyasla koronal dentinde daha geniş dentin tübüllerine sahiptir. Ancak yüzeyel dentinde çalışıldığında insan dentinindeki benzer bir bağlanma görülmektedir. Sığır dişlerinde kök dentini belirgin şekilde farklı sonuçlar vermektedir. Bu nedenle geçerli ve güvenilir sonuçlar elde etmek için insan dişi kullanımı tercih edilmektedir (88).

Bağlanma dayanımı incelenen çalışmalarda birçok farklı diş kullanılmıştır. Bir çalışmada üst çene ve alt çene dişleri arasında bağlanma dayanıklılık değerlerinin önemli ölçüde farklılık gösterdiği rapor edilmiştir (100).

Yüzeyin durumu

Bağlanma dayanım testi için sıklıkla insan üçüncü büyükazı dişi kullanılmakta ve bu dişler çoğu zaman ağızda sürmüş diğer dişlerden daha iyi sonuçlar vermektedir. Bununla birlikte sklerotik dentin içeren aşınmış yüzeyler, çürüklü, restorasyon içeren dişler de dentine bağlanma testlerinde kullanılmaktadır. Sklerotik dentinde tübüller mineral kristalleri ile

tıkandığından genellikle asit ile daha az pürüzlendirilebilir. Bu nedenle sürmemiş üçüncü büyükazı dişlere kıyasla daha düşük bağlanma dayanım değerleri gösterir (88).

Dentin derinliği

Pashley ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada; yüzeyel, orta ve derin dentin yüzeylerine dört farklı dentin bağlayıcı ajan uygulamış bağlanma dayanım değerlerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak en yüksek bağlanma dayanım değerini yüzeyel dentinde ve en düşük bağlanma dayanım değerini derin dentinde elde etmişlerdir (101). Bu durum kullanılan adezivlerin kimyasal yapısındaki farklılık ve dentinin farklı bölgelerinin nem düzeyi ve geçirgenliğinin aynı olmaması ile açıklanabilmektedir. Ayrıca bağlanma dayanımı testinin dentinin derinliğine olan duyarlılığını en aza indirmek için hidrofilik adeziv sistemlerin kullanılması gerektiği rapor edilmiştir (88).

Mine prizmaları ve dentin tübüllerinin yönü

Mine yapısal olarak optik özellikleri yüzey boyunca farklılık gösteren, prizmatik bir görünüme sahip olduğu için bağlanmanın gerçekleştiği yüzey yapısı, birçok adeziv sistemin bağlanmasını etkilemektedir (88). İkedo ve ark. yaptıkları bir çalışmada mine yüzeyinde elde edilen prizma eksenine dik kesilen örneklerin, prizma eksenine paralel kesilen örneklerle göre daha düşük bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir (88, 102).

Çağdaş diş hekimliğinde, dentin tübüllerinin yönünün bağlanma dayanımını etkileyen önemli faktörlerden biri olduğu rapor edilmiştir (88). Çehrel ve Akça yaptıkları bir çalışmada en yüksek mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerinin dentin tübüllerine paralel bağlanmış örneklerde elde edildiğini ve bunu oblik ve dik bağlanmış örneklerin takip ettiğini bildirmişlerdir (103). Bununla birlikte yapılan başka bir çalışma bağlanma dayanımının dentin tübüllerinin yönünden etkilenmediğini göstermiştir (104).

Pulpal basınç

Pulpal basınç, in vivo koşulları simüle etmek için bazı bağlanma dayanım testlerinde kullanılmaktadır. Çok sayıda çalışma pulpal basıncın mikro gerilim bağlanma dayanım test sonuçlarını azaltıcı yönde etkilediğini bildirmiştir(105, 106).

Depolama ortamı ve süresi

Distile su, yapay tükürük ve sodyum hipoklorit gibi birçok solüsyon yaşlandırma işleminde kullanılmaktadır (88). Yapılan bir çalışmada altı ay suda bekletme ile yapılan yaşlandırma işleminin mikro gerilim bağlanma dayanım test sonuçlarında herhangi bir değişikliğe neden olmadığı bildirilmiştir (107). Lee ve ark. yaptıkları bir çalışmada sodyum hipoklorit ile yapılan yaşlandırma işleminin distile su, kloramin-T, gluteraldehit ve formalin kullanılanlara göre önemli ölçüde daha düşük bağlanma dayanım değerleri elde edildiği sonucuna varmışlardır (108).

Diş çekimi sonrası saklama süresinin bağlanma dayanımına etkisi tartışmalı bir konudur. Yapılan bazı çalışmalar örneklerin saklama süresinin rezinin dentine olan bağlanma dayanım değerleri üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir (109). Bununla birlikte yapılan başka bir çalışmada dişlerin formalin ve timol solüsyonlarında altı ay saklanması bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir (110).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro tez çalışmasında farklı bitirme ve parlatma sistemleri uygulanmış nanohibrit kompozit rezin örneklerin dentine bağlanma dayanımları makaslama bağlanma dayanımı testi ile değerlendirildi. Araştırma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Bilimsel Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Çalışma, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından 10.09.2021 tarih ve TDH-2021-7180 numaralı proje ile desteklenmiştir. Çalışmada insan dişi kullanabilmek için Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 16.07.2020 tarih ve E.16737 evrak sayılı etik kurul onayı alınmıştır.

3.1. Araştırmada Kullanılacak Materyaller ve Cihazlar

Araştırmada kullanılması planlanan materyaller ve cihazlar Çizelge 3.1. 'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Araştırmada kullanılması planlanan materyaller ve cihazlar

Materyaller ve Cihazlar	Üretici Firmaları
Kompozit Resin Restoratif Materyal	Majesty Esthetic , Kuraray Co. Ltd. Japonya
Resin Bağlayıcı Ajan	SE Bond, Kuraray Co. Ltd. Japonya
Alüminyum Oksit Kaplı Bitirme Diskleri	Sof-Lex,3M Espe, St. Paul MN,ABD
Elmas Bitirme Frezleri	G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya
Üniversal Test Cihazı	Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya
LED Işık Cihazı	D-Light Pro, GC, Tokyo, Japonya
Parlatma Lastiği	OneGloss, Shofu, Kyoto, Japonya

3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması

Çürük, çatlak, restorasyon veya defekt bulunmayan çekilmiş 135 adet insan üst santral dişi kullanıldı. Dişler üzerindeki eklentiler el aleti ile uzaklaştırıldıktan sonra düşük turla çalışan mikromotora uygulanan fırça ve pomza-su karışımı ile temizlendi (Resim 3.1). Örnekler deney aşamasına kadar distile su içerisinde bekletildi.



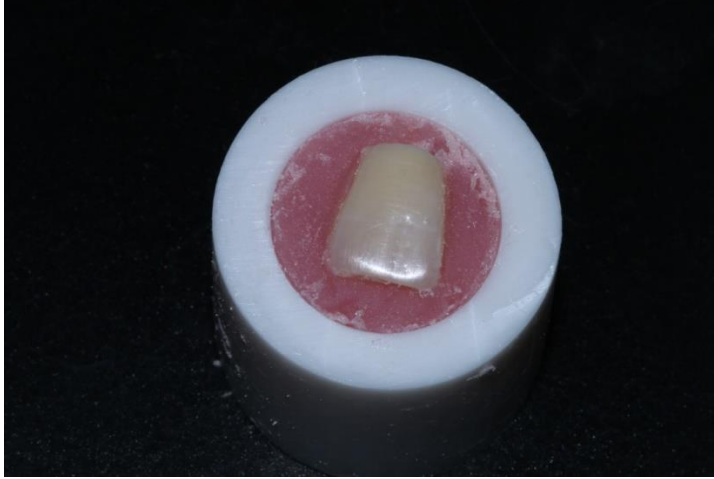
Resim 3.1. Diş yüzeyindeki eklentilerin su ve pomza ile uzaklaştırılması

Dişlerin kök kısımları mine sement sınırı rehber alınarak su soğutması altında standart bir frez kullanılarak aeratör yardımıyla uzaklaştırıldı (Resim 3.2).



Resim 3.2. Diş kökünün mine sement sınırından uzaklaştırılması

Dişlerin koronal kısımları bir polivinil klorür (PVC) silindir ile çevrili pembe soğuk akril içerisine yerleştirildi (Resim 3.3).



Resim 3.3. Koronal diş dokusunun silindir kalıp içerisine yerleştirilmesi

Standart bir smear tabakası oluşturabilmek için mine yüzeyi 1200 grid'lik zımpara kağıtları kullanılarak dentin yüzeyi açığa çıkana kadar su soğutması altında 150 devir/dk hızda zımparalama ve parlatma cihazı (Mecapol P230 Presi, Fransa) yardımı ile aşındırıldı (Resim 3.4).

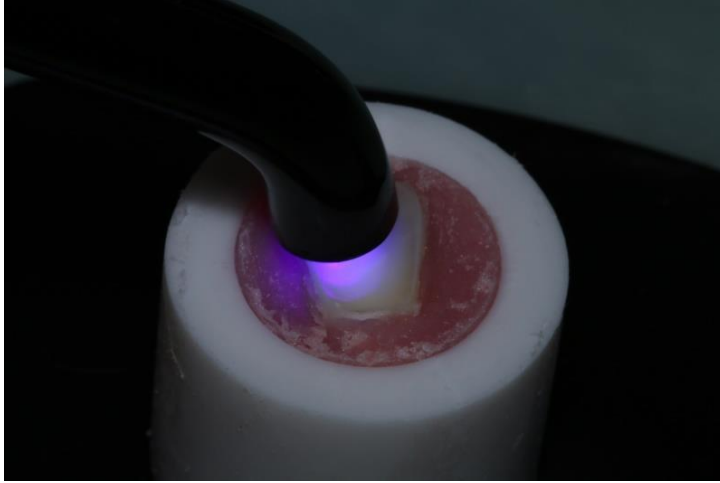


Resim 3.4. Smear tabakası oluşturmak için yüzeyin su zımparası ile aşındırılması

Açığa çıkan dentin yüzeyine kendinden asitli adeziv sistem (SE Bond, Kuraray Dental, Tokyo, Japonya) üretici firma talimatlarına göre uygulandı ve LED ışık cihazı (D-Light Pro, GC, Tokyo, Japonya) ile 10 sn sürede polimerize edildi (Resim 3.5, 3.6).



Resim 3.5. Yüzeye dentin bağlayıcı ajan uygulanması



Resim 3.6. Dentin bağlayıcı ajanın LED ışık cihazı ile polimerize edilmesi

Clearfil SE Bond 	Primer: 10-Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA), hidrofilik alifatik dimetakrilat, dl-kamforokinon, N,N-dietanol-p-tolidin, su Bonding: 10- Metakriloiloksidodesil dihidrojen fosfat (MDP), Bis-GMA, HEMA, hidrofobik alifatik dimetakrilat, kamforokinon, N,N-dietanol p-tolidin, kolloidal silika.
---	--

Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan dentin bağlayıcı ajan ve içeriği

Hazırlanan dentin yüzeyine rezin kompozit (Majesty Esthetic, Kuraray Co. Ltd. Japonya) 4 mm derinliğinde 4 mm çapında şeffaf plastik tüp kullanılarak inkremental teknikle 2 mm

lik tabakalar halinde uygulandı. Her tabaka sabit bir mesafeden 20 saniye boyunca LED ışık cihazı (D-Light Pro, GC, Tokyo, Japonya) kullanılarak polimerize edildi (Resim 3.7).



Resim 3.7. Dentin yüzeyine kompozit rezin uygulanması ve polimerize edilmesi

Clearfil Majesty Esthetic 	Monomer içeriği: Hidrofobik aromatik dimetakrilat, Bis-GMA, kamforokinon Doldurucu içeriği: Sılanlanmış baryum cam, önceden polimerize edilmiş organik doldurucu
---	---

Şekil 3.2. Çalışmamızda kullanılan kompozit rezin restoratif materyalin içeriği

Üst yüzeyde kalan 1 mm derinliğinde kompozit tabakası bir kumpas yardımı ile ölçülerek işaretlendi.

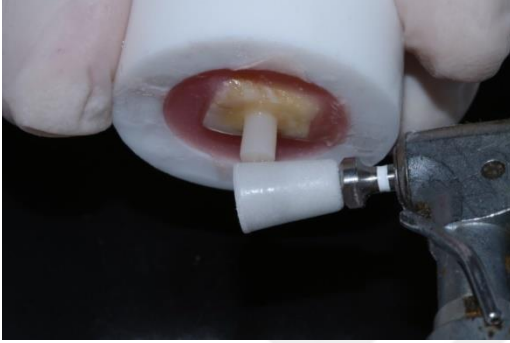
3.3. Deney Grupları

Çalışmamız 9 deney grubundan oluşmaktadır. Çalışmamızda 135 adet çekilmiş insan üst santral dişi kullanılmıştır. Her deney grubunda 15 örnek bulunmaktadır, örnekler gruplara rastgele dağıtılmıştır.

3.3.1. Gruplara uygulanan bitirme işlemleri

1. Grup (Kontrol)

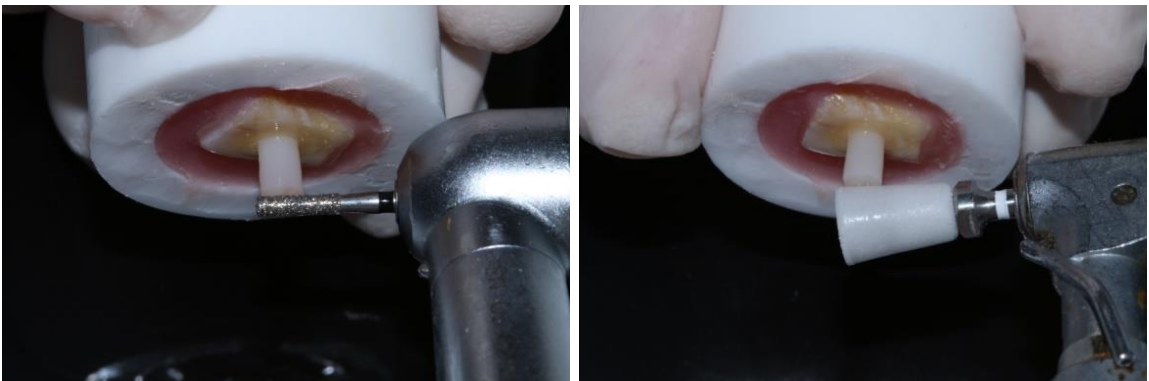
Herhangi bir bitirme işlemi uygulanmadı. Örneklerin yüzey parlatma işlemleri mikromotor yardımı ile kompozit cila-bitim lastikleri (OneGloss, Shofu, Kyoto, Japonya) kullanılarak 20 sn sürede gerçekleştirildi (Resim 3.8).



Resim 3.8. Yüzeye parlatma işlemi uygulanması

2. Grup

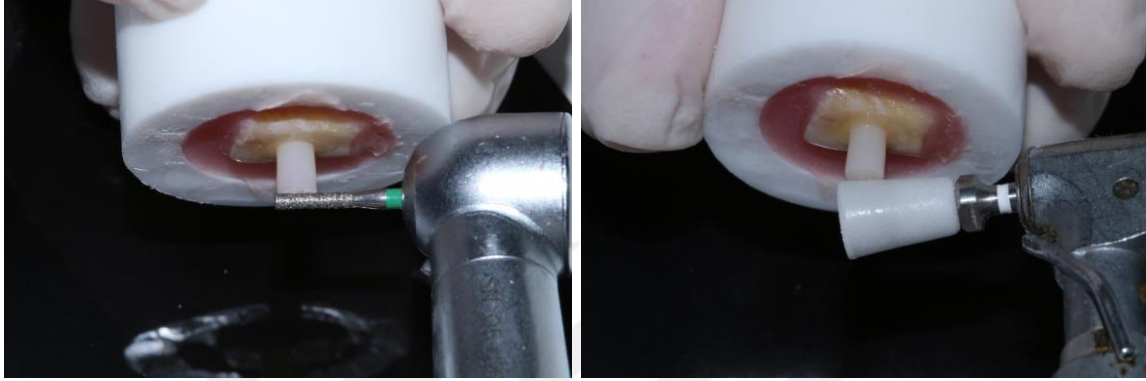
Siyah bantlı elmas frezler (G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) kullanılarak aerotör yardımıyla su soğutması altında 1 mm kalınlığında kompozit tabakası uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1'deki parlatma işlemleri uygulandı (Resim 3.9).



Resim 3.9. Siyah bantlı frez ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması

3. Grup

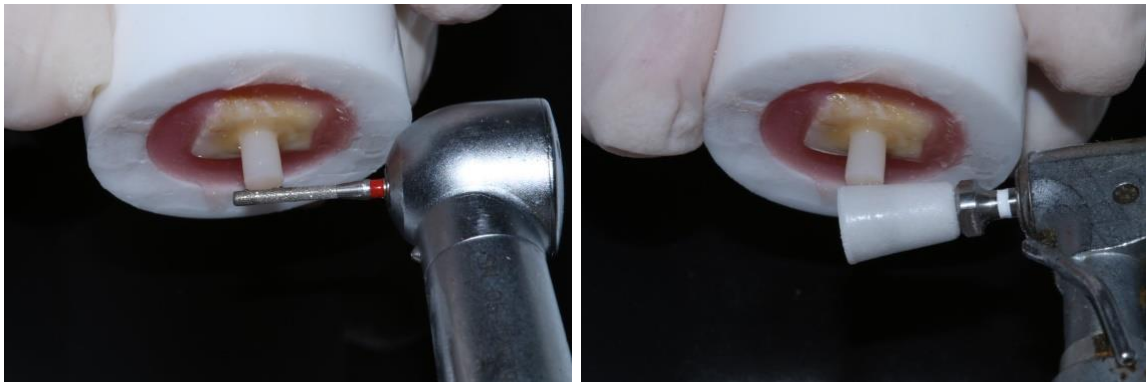
Yeşil bantlı elmas frezler (G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) kullanılarak aerotör yardımıyla su soğutması altında 1 mm kalınlığında kompozit tabakası uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1'deki parlatma işlemleri uygulandı (Resim 3.10).



Resim 3.10. Yeşil bantlı frez ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması

4. Grup

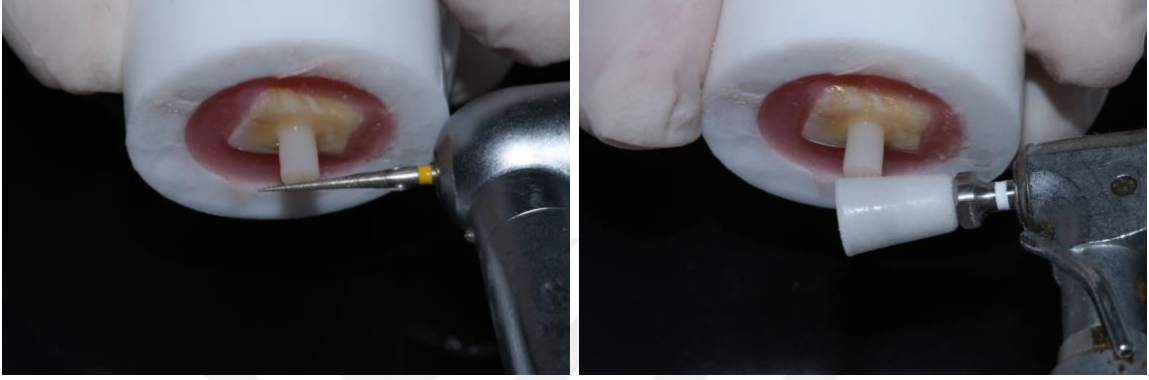
Kırmızı bantlı elmas frezler (G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) kullanılarak aerotör yardımıyla su soğutması altında 1 mm kalınlığında kompozit tabakası uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1'deki parlatma işlemleri uygulandı (Resim 3.11).



Resim 3.11. Kırmızı bantlı frez ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması

5. Grup

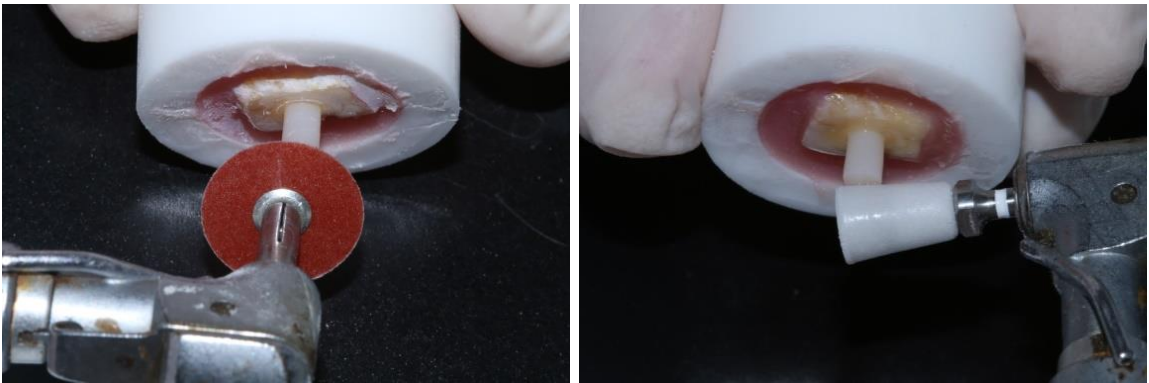
Sarı bantlı elmas frezler (G&Z Instrumente GmbH, Lustenau, Avusturya) kullanılarak aerotör yardımıyla su soğutması altında 1 mm kalınlığında kompozit tabakası uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1'deki parlatma işlemleri uygulandı (Resim 3.12).



Resim 3.12. Sarı bantlı frez ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması

6. Grup

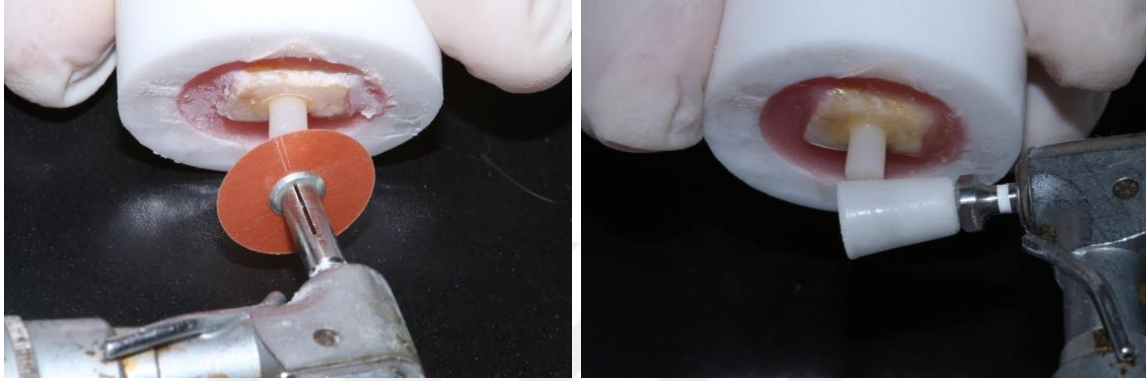
Kalın grenli Alüminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex ,3M Espe, St. Paul MN, ABD) mikromotor yardımıyla kullanılarak 1 mm kalınlığında kompozit yüzeyden uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1'deki parlatma işlemleri uygulandı (Resim 3.13).



Resim 3.13. Kalın grenli disk ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması

7. Grup

Orta grenli Alüminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex ,3M Espe, St. Paul MN, ABD) mikromotor yardımıyla kullanılarak 1 mm kalınlığında kompozit yüzeyden uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1'deki parlatma işlemleri uygulandı (Resim 3.14).



Resim 3.14. Orta grenli disk ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması

8. Grup

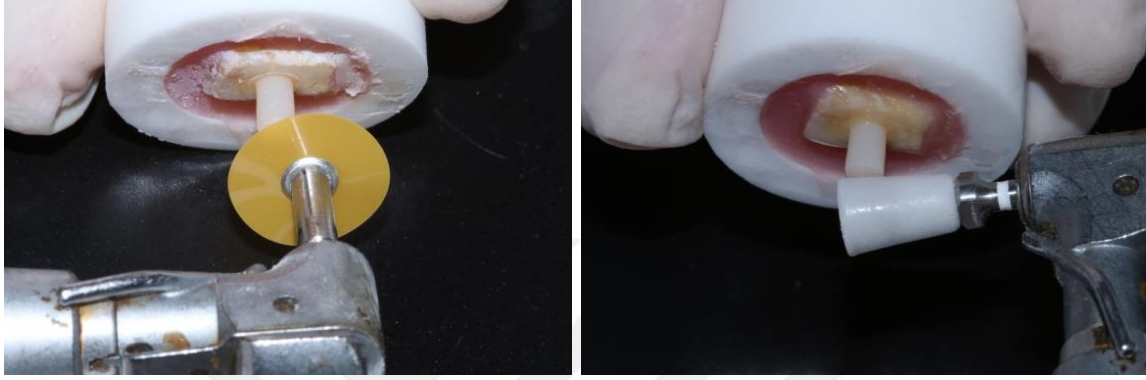
İnce grenli Alüminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex ,3M Espe, St. Paul MN, ABD) mikromotor yardımıyla kullanılarak 1 mm kalınlığında kompozit yüzeyden uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1'deki parlatma işlemleri uygulandı (3.15).



Resim 3.15. İnce grenli disk ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması

9. Grup

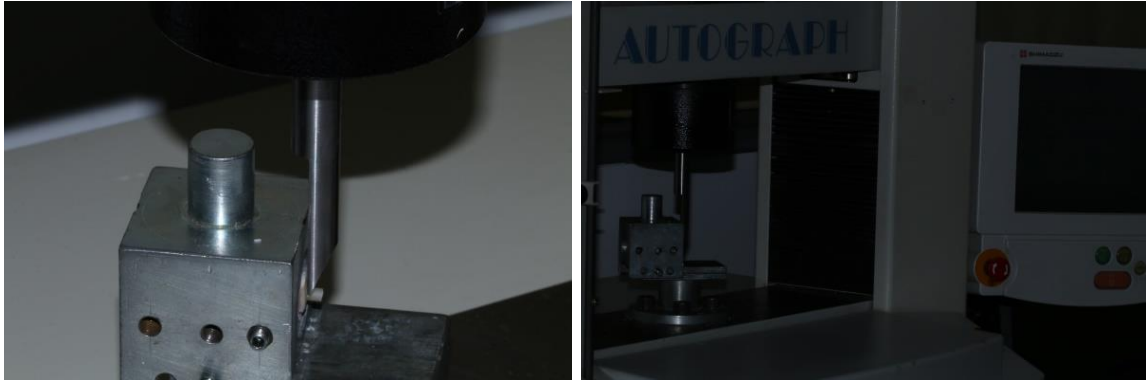
En ince grenli Alüminyum oksit kaplı diskler (Sof-Lex ,3M Espe, St. Paul MN, ABD) mikromotor yardımıyla kullanılarak 1 mm kalınlığında kompozit yüzeyden uzaklaştırıldı. Takiben yüzeye Grup 1'deki parlatma işlemleri uygulandı (Resim 3.16).



Resim 3.16. En ince grenli disk ile bitirme işlemi ardından parlatma işlemi uygulanması

3.4. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi

Örnekler 36,5°C'de etüvde 24 saat distile su içerisinde bekletildi. 24 saatin sonunda örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi universal test cihazı (Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya) kullanılarak 1 mm/dk hızda gerçekleştirildi. Elde edilen Newton değerleri örneklerin yüzey alanı hesaplanarak MPa değerlerine dönüştürülecek ve elde edilen veriler istatistiksel analiz için kaydedildi (Resim 3.17).



Resim 3.17. Makaslama bağlanma dayanım testinin gerçekleştirilmesi

3.5. İstatistik Yöntemi

Çizelge 3.2. Normallik varsayımının sınanması

	Çarpıklık	Basıklık
Kontrol(G1)	-0,114	-0,076
Siyah Bantlı(G2)	0,429	0,232
Yeşil Bantlı(G3)	-0,629	-0,978
Kırmızı bantlı(G4)	-1,163	2,601
Sarı bantlı(G5)	-0,025	-1,546
Kalın grenli(G6)	-0,365	-0,728
Orta grenli(G7)	0,656	0,601
İnce grenli(G8)	-0,183	-1,370
Enİnce grenli(G9)	-0,452	-0,037

Normal dağılıma uygunluğunun incelenmesi için toplam örnek sayısının 135 olması nedeniyle uygun görülmüştür. Normal dağılımın sınanması için yapılan bir işlem çarpıklık ve basıklık değerlerinin hesaplanmasıdır. Ölçümlerin basıklık ve çarpıklık değerlerinin +3 ile -3 arasında olması normal dağılım için yeterli görülmektedir (Groeneveld ve Meeden, 1984; Moors, 1986; Hopkins ve Weeks, 1990; De Carlo, 1997). Tüm gruplarda normal dağılım bulunması çalışmada parametrik yöntemlerin kullanılabilmesine imkan sağlamaktadır. Sonuçlara göre Bağlanma Dayanımı ölçümleri tüm gruplarda normal dağılım göstermektedir. Buna göre parametrik yöntemler kullanılmıştır.

3.5.1. Kullanılan istatistiksel araçlar

Verilerin analizi SPSS 26.0 programı ile yapılmış ve %95 güven düzeyi ile çalışılmıştır. Kategorik (nitel) değişkenler için frekans ve yüzde (n (%)), sayısal (nicel) değişken için ortalama (X), standart sapma (ss), minimum, maksimum, medyan (M) istatistikleri verilmiştir.

Çalışmada test tekniklerinden Tek yönlü ANOVA testi, Tukey testi kullanılmıştır. Tek yönlü ANOVA; k ($k > 3$) grubun sayısal değişken bakımından karşılaştırılmasında kullanılan test tekniğidir. Tukey; gruplarda eşit sayıda örnek bulunduğunda grup için karşılaştırmalarda kullanılan test tekniğidir (Leneve varyans homojenliği test sonuçlarına

göre varyans homojenlikleri sağlanmıştır; $p>0,05$). Çalışmada Bağlanma Dayanımı lmnn gruplara göre karşılaştırılmasında Tek yönlü ANOVA testi, grup için karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır.



4. BULGULAR

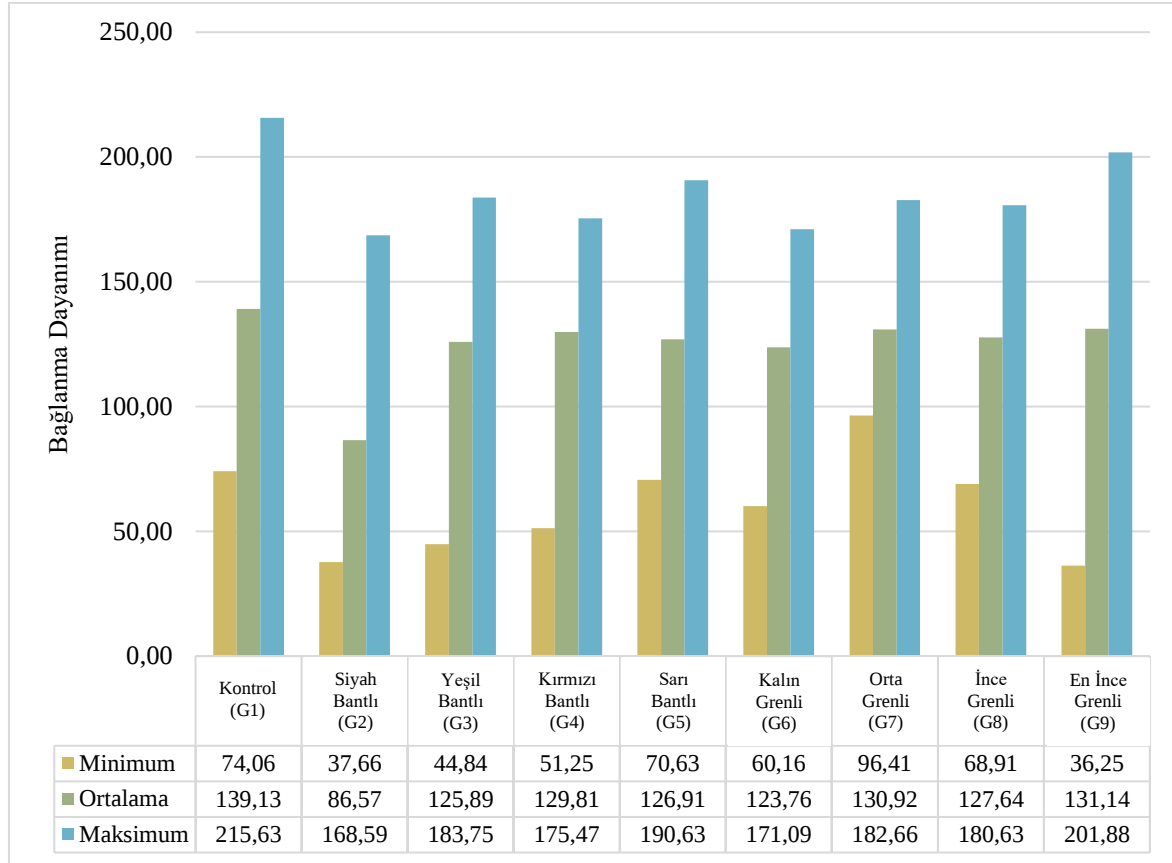
Çizelge 4.1. Bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin gruplara göre betimleyici istatistikleri, karşılaştırılması

	Minimum	Maksimum	Medyan	Ortalama	Std.sapma
Kontrol(G1)	74,06	215,63	143,28	139,13	38,97
Siyah Bantlı(G2)	37,66	168,59	90,94	86,57	36,76
Yeşil Bantlı(G3)	44,84	183,75	130,94	125,89	46,48
Kırmızı bantlı(G4)	51,25	175,47	136,41	129,81	29,57
Sarı bantlı(G5)	70,63	190,63	118,75	126,91	40,25
Kalın grenli(G6)	60,16	171,09	129,22	123,76	34,18
Orta grenli(G7)	96,41	182,66	123,28	130,92	22,47
İnce grenli(G8)	68,91	180,63	131,72	127,64	36,78
Enİnce grenli(G9)	36,25	201,88	132,50	131,14	45,08

Test sonuçlarına göre bağlanma dayanımı ölçüm değerlerinin gruplara göre betimleyici istatistikleri verilmiştir.

Gruplar arası fark değerlendirildiğinde Tek yönlü ANOVA sonucuna göre; Gruplar arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($F_{8;134}=2,392;p=0,020<0,05$). Siyah bantlı frez (86,57) grubu ile kalın grenli disk (123,76) grubunun bağlanma dayanımı en düşük iken kontrol grubu (139,13), en ince grenli disk (131,14) ve orta grenli disk (130,92) grubunun bağlanma dayanımı en yüksektir.

Gruplar kendi içinde ayrı olarak değerlendirildiğinde Tek yönlü ANOVA sonucuna göre; disk grupları arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($F_{3;59}=0,142;p=0,934>0,05$). Frez grupları arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($F_{3;59}=4,218;p=0,009<0,05$). Tukey testi sonuçlarına göre; Siyah bantlı frez(G2) grubu ile Kırmızı bantlı frez(G4) grubu arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Diğer gruplar ile fark anlamlı değildir ($p>0,05$).



Şekil 4.1. Bağlanma dayanımlarının gruplara göre istatistikleri

Çizelge 4.2. Bağlanma dayanımı ölçümünün kontrol grubu ile diğer gruplar arasında karşılaştırılması

Grup (Kontrol)	Ortalama Fark	p
Siyah Bantlı(G2)	52,55	0,006
Yeşil Bantlı(G3)	13,24	0,988
Kırmızı bantlı(G4)	9,31	0,999
Sarı bantlı(G5)	12,22	0,993
Kalın grenli(G6)	15,36	0,969
Orta grenli(G7)	8,21	0,999
İnce grenli(G8)	11,49	0,995
Enİnce grenli(G9)	7,99	0,999

Tukey testi sonuçlarına göre; kontrol grubu ile siyah bantlı frez(G2) grubu arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p < 0,05$). Diğer gruplar ile fark anlamlı değildir ($p > 0,05$).

Çizelge 4.3. Bağlanma dayanımı ölçümünün bant rengi grupları arasında karşılaştırılması

Grup(i)	Grup(j)	Ortalama Fark	p
Siyah Bantlı(G2)	Yeşil Bantlı(G3)	-39,31	0,104
	Kırmızı bantlı(G4)	-43,24	0,049*
	Sarı bantlı(G5)	-40,33	0,086
Yeşil Bantlı(G3)	Kırmızı bantlı(G4)	-3,93	0,999
	Sarı bantlı(G5)	-1,02	0,999
Kırmızı bantlı(G4)	Sarı bantlı(G5)	2,91	0,999

Tukey testi sonuçlarına göre; siyah bantlı frez(G2) grubu ile kırmızı bantlı frez(G4) grubu arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Diğer gruplar ile fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

Çizelge 4.4. Bağlanma dayanımı ölçümünün gren kalınlık grupları arasında karşılaştırılması

Grup(i)	Grup(j)	Ortalama Fark	p
Kalın grenli(G6)	Orta grenli(G7)	-7,16	0,999
	İnce grenli(G8)	-3,87	0,999
	Enİnce grenli(G9)	-7,37	0,999
Orta grenli(G7)	İnce grenli(G8)	3,28	0,999
	Enİnce grenli(G9)	-0,22	0,999
İnce grenli(G8)	Enİnce grenli(G9)	-3,50	0,999

Tukey testi sonuçlarına göre; disk grupları (grup içi) arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Çizelge 4.5. Bağlanma dayanımı ölçümünün gren kalınlık grupları ile bant renk grupları arasında karşılaştırılması

Grup(i)	Grup(j)	Ortalama Fark	p
Siyah Bantlı(G2)	Kalın grenli(G6)	-37,19	0,150
	Orta grenli(G7)	-44,34	0,039*
	İnce grenli(G8)	-41,06	0,075
	Enİnce grenli(G9)	-44,56	0,037*
Yeşil Bantlı(G3)	Kalın grenli(G6)	2,13	0,999
	Orta grenli(G7)	-5,03	0,999
	İnce grenli(G8)	-1,75	0,999
	Enİnce grenli(G9)	-5,25	0,999
Kırmızı bantlı(G4)	Kalın grenli(G6)	6,05	0,999
	Orta grenli(G7)	-1,10	0,999
	İnce grenli(G8)	2,18	0,999
	Enİnce grenli(G9)	-1,32	0,999
Sarı bantlı(G5)	Kalın grenli(G6)	3,15	0,999
	Orta grenli(G7)	-4,01	0,999
	İnce grenli(G8)	-0,73	0,999
	Enİnce grenli(G9)	-4,23	0,999

Tukey testi sonuçlarına göre; siyah bantlı frez(G2) grubu ile orta grenli(G7), en ince grenli(G9) disk grubu arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Diğer gruplar ile fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

5. TARTIŞMA

Kompozit rezinler; optimal estetik özellikleri, fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi, adeziv sistemin geliştirilmesi ve amalgam kullanımından kaynaklanan endişeler nedeniyle anterior ve posterior dişlerin direkt restorasyonunda sıklıkla kullanılmaya başlamıştır (111). Bununla birlikte rezin kompozitlerin yıllık başarısızlık oranı yapılan çalışmalara göre posterior dişlerde % 1-3 arasında iken, anterior dişlerde % 1-5 arasında bulunmuştur. Hastanın oklüzal stres, çürük risk durumu ve sosyoekonomik faktörler, restorasyonun sağ kalımını önemli ölçüde etkilemektedir. Posterior dişlerde başlıca başarısızlık nedenleri; sekonder çürük ve kırık iken, anterior dişlerde estetik beklenti başlıca başarısızlık nedenleri arasındadır (1).

Kompozit rezinler bitirme ve parlatma işlemleri sayesinde estetik görünümüne kavuşurlar. Bitirme; diş şeklinin, anatomik formunun oluşturulmasını, ara yüzeydeki fazla materyalin uzaklaştırılmasını ifade ederken; parlatma, yüzey özelliklerinin iyileştirilip mine benzeri parlak bir hale getirilmesini ifade etmektedir (111).

Rezin restorasyonlarda mikro yüzey yapısı üzerinde kullanılan kompozitin içeriği (doldurucu partikül büyüklüğü, sertlik, doldurucu miktarı) ile bitirme ve parlatma sırasında kullanılan materyalin yüzey geometrisi, uygulama hızı, aşındırıcı partiküllerin sertlik derecesi etkilidir (112).

Kompozit rezinlere uygulanan yüzey işlemleri yalnızca estetik görünümü etkilemez. Pürüzlü yüzeyler; plak tutulumuna, renklenmeye, gingival irritasyona, tekrarlayan çürüklere ve karşıt dişte aşınmaya neden olmaktadır (111). Aykent ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, *Streptococcus mutans* adezyonu ile yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir (113). Patel ve arkadaşları, düzgün ve parlak kompozit yüzeylerinin, pürüzlü yüzeylere kıyasla daha az renklendiğini bildirmiştir (13, 114). Kocağaoglu ve arkadaşları ise kompozit rezinlerde yüzey pürüzlülüğü ile renk değişimi arasında bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir (115).

Kompozitin polimerizasyonu sırasında oluşan serbest radikallerin havadaki oksijen ile reaksiyonu sonucu yüzeyde oksijen inhibisyon tabakası olarak adlandırılan yapışkan, rezinden zengin bir tabaka oluşmaktadır (116). Bitirme ve parlatma işlemi yapılmasındaki

bir diğerk önemli husus, polimerize olmamış rezin içeren bu oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılmasıdır (112). Bu nedenlerden dolayı bitirme ve parlatma işlemleri kompozit rezin uygulama basamakları içerisinde mutlaka gerçekleştirilmesi gereken bir aşamadır. Bu tez çalışmasında, bu zorunlu aşamanın, kompozit rezin örneklerin dentine makaslama bağlanma dayanımlarına etkisi değerlendirilmeden önce farklı aşındırıcı etkinliğe sahip materyaller kullanılarak bitirme ve parlatma işlemleri uygulanmıştır.

Diş hekimliğinde bitirme ve parlatma işlemleri sırasında kullanılabilecek çok sayıda materyal vardır. Elmas ve karbit bitirme frezleri, alüminyum oksit ile kaplanmış bitirme diskleri ve polisaj lastikleri bunlardan bazılarıdır (115).

Literatürde bazı çalışmalar farklı bitirme ve parlatma prosedürlerinin kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü ve sertliği üzerindeki etkisini değerlendirmiştir (117, 118). Yapılan diğerk çalışmalarda (119-121) ise farklı kendinden pürüzlendirmeli sistemler kullanılarak, farklı aşındırıcı etkinliğe sahip frezlerin bağlanma dayanımına etkileri incelenmiş ancak bu çalışmalarda dentin yüzeyinin açığa çıkarılması aşamasında farklı tip frezler kullanılmış ve oluşan smear tabakasının kendinden pürüzlendirmeli sistemlerle ilişkisi değerlendirilmiştir. Ancak farklı bitirme ve parlatma sistemlerinin makaslama bağlanma dayanımına etkisi ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. Bu durum konuyu tartışmaya açık hale getirmektedir.

Adeziv sistemlerin kalitesini ve etkinliğini değerlendirmek için *in vivo* testler en geçerli yöntemlerdendir ancak çalışmalar uzun sürdüğü için materyalin başarısı kanıtlanana kadar yeni bir adeziv sistem piyasaya sürülmektedir (104). *In vivo* testler maliyeti yüksek, standardizasyonu zor olup uzun zaman almakta, klinik başarısızlık nedenleri hakkında yeterli bilgi verememektedir. Bu yüzden araştırmacılar sıklıkla etkin ve hızlı sonuç veren, sonuçları kıyaslanabilir, parametreleri değiştirilebilir *in vitro* testleri *in vivo* testlere göre daha çok tercih etmektedir (122-124). Bizim çalışmamızda da değişkenlerin standardize edilmesi ve öngörülen zamanda tamamlanabilmesi için *in vitro* test yöntemi kullanılmıştır.

In vitro çalışmalarda kullanılan dişler sıklıkla insan ve sığır dişleri kaynaklıdır. Çekim işleminden sonra kullanılacağı zamana kadar dişlerin dehidrate olmasını engellemek amacı ile bir solüsyonda bekletilmesi önerilmektedir. Bu amaçla salin ve distile su kullanılmaktadır. Bu dişler genellikle bakteri ile kontamine haldedir. Kan yolu ile bulaşan patojenler, bulaşıcı hastalıklar açısından insan sağlığı için ciddi bir risk oluşturmaktadır.

Bu dişlerin laboratuvarında herhangi bir işlem yapılmadan önce sterilize edilmesi önemlidir. Bu amaçla bakterisidal ve bakteriostatik etkili solüsyonlar kullanılmaktadır. Formalin ve timol bu solüsyonlardandır. Bununla birlikte kullanılan bu solüsyonların bağlanma dayanım değerlerini etkilediği bildirilmiştir (110, 125). Çalışmamızda kullanılan çekilmiş insan dişleri deney süresine kadar distile su içerisinde bekletilmiştir.

Literatürde farklı tipte dişler kullanılarak yapılan çalışmalarda bağlanma dayanım değerleri değerlendirilmiş, bu değerın uygulanan adeziv sistemden ve kullanılan diştten önemli ölçüde etkilendiği bildirilmiştir (126, 127). Yapılan bir çalışmada, kanin dişlerde molar dişlere kıyasla daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edildiği bildirilmiştir (101). Buna ek olarak yapılan bir çalışmada üst ark ile alt ark dişlerinin bağlanma dayanım değerleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur (100). Çalışmamızda bağlanma dayanım değerinin kullanılan diş tipinden etkilenmesini önlemek amacıyla aynı tür dişlerin kullanılması planlanmış ve çekilmiş insan üst santral dişleri kullanılmıştır.

Mine ve dentin dokularına bağlanmada temel mekanizma, diş sert dokularından uzaklaşan minerallerin yerini polimerize olmuş rezin monomerlerin alması ve mikromekanik kilitlenmenin gerçekleşmesidir. Bununla birlikte mineye güvenilir bir bağlanma sağlanabilirken, dentine bağlanmanın daha zor ve daha zayıf olduğu düşünülmektedir. Bunun asıl nedeni, dentinin hidroksiapatit ile kaplı kollajen ağından oluşan heterojen bir yapıya sahip olmasıdır. Dentin buna ek olarak, pulpadan mine-dentin bileşimine uzanan çok sayıda içi sıvı dolu tübül içerir. Dışarıdan uygulanan sabit bir kuvvetle bu sıvı açığa çıkar, dentin yüzeyi nemli hale gelir. Dentin dokusu hidrofilik bir yapıya sahiptir. Bu durum modern adeziv sistemlerin dentine bağlanmasında karşılaşılan en büyük zorluklardan biridir (128). Bu çalışmada kompozit rezinlerin uzun dönem başarısızlıkları üzerinde önemli bir etkiye sahip olan dentine bağlanma kuvvetinin değerlendirilmesi amacı ile örnekler çekilmiş üst santral dişlerin dentin dokusu kullanılarak hazırlanmıştır.

Dentin mineye kıyasla sadece histolojik olarak karmaşık bir yapıya sahip olmakla kalmayıp, derinliğine bağlı olarak da değişkenlik gösteren bir dokudur (129). Oklüzal bölgede yer alan yüzeyel dentinde milimetrekarede daha az ve çapı daha küçük dentin tübülü bulunurken, daha derin tabakalarda çapı daha büyük ve daha fazla dentin tübülüne rastlanır. Yüzeyel tabakada bağlanma intertübüler dentinde gerçekleşmesine rağmen derin

tabakada bağlanma intratübüler dentinde gerçekleşir. Dentine bağlanma dayanım değeri dentinin dişteki lokalizasyonuna (servikal ya da oklüzal) göre de değişmektedir (130).

Marshall ve arkadaşları, dentinin yapısal bileşenlerinin ve özelliklerinin bağlanma dayanımını doğrudan etkilediğini bildirmişlerdir (131). Pashley ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada; yüzeyel, orta ve derin dentin yüzeylerine dört farklı dentin bağlayıcı ajan uygulamış ve bağlanma dayanımı değerlerini değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak en yüksek bağlanma dayanımı değerini yüzeyel dentinde ve en düşük bağlanma dayanım değerini de derin dentinde elde etmişlerdir (101). Sattabanasuk ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada da aynı şekilde derin dentinde yüzeyel dentine kıyasla daha düşük bağlanma dayanım değerleri elde edilmiştir (132). Bizim çalışmamızda da dişlerin bukkal mine dokusu kaldırılmış ve sadece yüzeyel dentin dokusu kullanılmıştır.

Kavite preparasyonu sırasında diş dokusunun en üst yüzeyi 1,0 µm kalınlığında bir tabaka ile kaplanır ve bu tabaka smear tabakası olarak isimlendirilir. Smear tabakası içerisinde parçalanmış hidroksiapatit ve denatüre kollajen bulunmaktadır (40). Sönmez ve arkadaşları, farklı adezivlerin süt dişi dentinine makaslama bağlanma dayanımını değerlendirdikleri bir çalışmada standart bir smear tabakası oluşturmak için 200, 400, 600 grit silikon karbit zımparalar yardımıyla düz dentin yüzeyleri elde etmişlerdir (133). Mazzoni ve arkadaşları, adezivlerin içeriklerinin dentine bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, 600 grit silikon karbit zımpara kağıdı kullanarak standart bir smear tabakası elde etmişlerdir (134). Bizim çalışmamızda da farklı bitirme ve parlatma işlemlerinin, dentine makaslama bağlanma dayanımına etkisi değerlendirileceği için standart bir smear tabakası oluşturmak amacıyla 1200 gritlik zımpara kağıtları kullanılarak düz dentin yüzeyi elde edilmiştir.

Sato ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, kompozit rezin ve bağlayıcı ajan bir bütün olarak düşünülmüş, adeziv ve kompozit rezinin uyumlu olması için üretici firmanın tavsiye ettiği restoratif materyaller tercih edilmiştir (135). Bizim çalışmamızda da aynı firmaya ait dentin bağlayıcı ajan ve kompozit rezin kullanılmıştır.

Tüm pürüzlendirmeli adeziv sistem, adeziv sistemlerin en eskisi olarak bilinmektedir. Bu sistemde ayrı bir asit uygulama, ardından primer ve son olarak da adeziv uygulama aşamalarını içermektedir. Bu adımların tamamlanmasıyla hibrit tabaka adı verilen bir

katman oluşur. Tüm pürüzlendirmeli sistemde asit uygulama işlemi, smear tabakasının kaldırılmasından sorumludur. Mine yüzeyine asit uygulaması mikro ve makro porözitelerin oluşmasını ve bu boşluklara adezivın penetrasyonunu sağlar. Polimerizasyonun tamamlanması ile asit ile pürüzlendirilmiş mine yüzeyine mikromekanik bağlanan rezin taglar oluşur. Bununla birlikte dentinin bileşimi tüm pürüzlendirmeli sistemin uygulanmasını bir hayli zorlaştırmakta, teknik olarak hassas hale getirmektedir (40).

Mine ve dentine eş zamanlı olarak asit uygulamak, dentinde derin bir demineralizasyona, kollajen fibrillerinin tamamen açığa çıkmasına ve hidroksiapatit kristallerinin yok olmasına neden olmaktadır (40). Ayrıca smear tabakasının kaldırılması dentin yüzeyinde sıvı akışının artmasına neden olur. Bu durumda hidrofobik rezin hidrofilik yüzeye tutunamadığı için adezyon olumsuz etkilenmektedir (136).

Tüm pürüzlendirmeli sistemler adeziv sistemler arasında altın standart olmasına rağmen, bu sistemin neme hassas ve klinik uygulama süresinin uzun olması nedeni ile klinik prosedürleri kolaylaştırmak için kendinden pürüzlendirmeli sistemler tanıtılmıştır (40).

Osorio ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, farklı adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişler ve en yüksek bağlanma dayanım değerlerinin tüm pürüzlendirmeli adeziv sistem Single Bond ile iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli Clearfil SE Bond uygulanan gruplardan elde edildiğini bildirmişlerdir (137).

Toledano ve arkadaşları, çeşitli yaşlandırma solüsyonlarının farklı adezivlerin dentine bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada, tüm pürüzlendirmeli adeziv sistem ile iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemde benzer sonuçlar elde edildiğini bildirmişlerdir (138). Bizim çalışmamızda da dentin bağlayıcı ajan olarak kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem kullanılmıştır.

Kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemler, tek aşamada ve iki aşamada uygulanan sistemler olarak iki gruba ayrılmışlardır (40). Tek aşamalı sistemlerin uygulaması kolay gibi görünmesine rağmen bazı sorunlar halen devam etmektedir. HEMA içermeyen tek aşamalı adezivler faz ayrılmasına eğilimlidirler (139). Ayrıca bu sistem, hidrofilik monomer, su ve uçucu solventler içerdiğinden, iki aşamalı sistemler, tek aşamalı sistemlere göre daha güçlü bir adeziv tabaka oluşturmaktadır (135).

Sarr ve arkadaşları yaptıkları in vitro bir çalışmada, farklı adeziv sistemlerin dentine olan mikrogerilim bağlanma dayanımlarını incelemişlerdir. Sonuç olarak iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemlerde tek aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde etmişlerdir (140).

Ermiş ve arkadaşları, farklı frez boyutlarının ve farklı adeziv sistemlerin dentine bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirdikleri bir çalışmada, iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemlerde, tek aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemlere göre daha yüksek bağlanma dayanım değerleri elde edildiğini bildirmiştir (120).

Perdigão ve arkadaşları, farklı adezivlerin mine ve dentine bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri in vitro bir çalışmada; tek aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemlere göre iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemin dentine bağlanma dayanım değerinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (141). Bizim çalışmamızda da dentinde güvenilir bir bağlanma elde etmek için iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistem tercih edilmiştir.

Türkün yaptığı bir çalışmada, çürüksüz servikal lezyonların tedavisinde farklı adezivler uygulamış ve tedavinin 2 yıllık klinik sonuçlarını değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre Prime&Bond NT ve Clearfil SE Bond'un çok iyi klinik performans sergilediğini belirtmiştir (142).

Proença ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, dentinin farklı bölgelerinde farklı adezivlerin bağlanma dayanımını değerlendirmişler ve iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemler arasında Clearfil SE Bond'un daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (143).

Adebayo ve arkadaşları, farklı adezivlerin dentinin farklı bölgelerindeki bağlanma dayanımlarını değerlendirdikleri bir çalışmada, iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli sistemler arasında Clearfil SE Bond'un dentine bağlanma dayanım değerinin daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (144). Sadr ve arkadaşları, Clearfil SE Bond primeri içerisinde su ve çözücü solventler bulunurken; bonding ajanın hidrofobik yapıda olduğunu ve bonding ajan uygulanmadan çözücü içeriğinin uzaklaştırılmasının bağlanmayı olumlu

yönde etkilediğini, adezivin mekanik özelliklerini ve polimerizasyon etkinliğini güçlendirdiğini bildirmişlerdir (145).

Kendinden pürüzlendirmeli sistemlerin yapılarındaki asidik fonksiyonel monomerler; smear tabakasını kısmen çözmekte, hidroksiapatiti demineralize etmekte ve bu sayede mikromekanik retansiyon için yüzey oluşturmaktadırlar. Bu şekilde oluşan bağlanma teknik olarak daha az hassastır (146). 10-MDP hidroksiapatit ile çok yoğun ve stabil bir etkileşim kurabilen fonksiyonel bir monomerdur. Suda çözünmeyen MDP-Ca tuzları kollajen ağının korunmasına katkıda bulunur. MDP molekülünün bu atomik ilişkisi kimyasal bağlanmayı destekler. Ayrıca suya dirençli bir ara yüz oluşumuna katkıda bulunduğu ve MDP'nin bağlanmayı olumlu yönde etkilediği düşünülmektedir (147). Ito ve arkadaşları ise yaptıkları bir çalışmada, 10-MDP molekülü içeren iki aşamalı kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemin su emilimini ve suda çözünürlüğünü kıyaslamışlar ve suda çözünürlük değerinin su emilim değerinden anlamlı oranda daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (148). Clearfil SE Bond yapısında 10-MDP molekülü bulundurmaktadır (135).

Clearfil SE Bond hem primeri hem de adezivi içerisinde HEMA bulundurmaktadır (135). Yapılan çalışmalara göre HEMA, monomerlerin dentine diffüze olmasından ve demineralize olmuş derin dentine rezin infiltrasyonundan sorumlu asıl moleküldür (149). Düşük viskoziteli, yüksek hidrofilik yapısı nedeni ile 10-MDP, Bis-GMA gibi hidrofobik monomerlerin demineralize dentin matrisine penetre olmasına ve yüksek bağlanma dayanımı sağlayan güçlü bir hibrit tabaka oluşumuna katkıda bulunur (150).

Bizim çalışmamızda da Akehashi (151) ve arkadaşları tarafından dentine bağlanmada altın standart kabul edilen Clearfil SE Bond kullanılmıştır.

Saito ve arkadaşları, universal adezivlerin dentine bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, materyalleri farklı uygulama teknikleri ile kullanmışlardır ve bu tekniklerin etkilerini değerlendirmişlerdir (152). Ancak bizim çalışmamızda farklı adeziv uygulama tekniklerinin değil farklı bitirme ve polisaj işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Bu nedenle adeziv sistem tek bir teknikle, üretici firmanın talimatlarına göre dentin yüzeyine uygulanmıştır.

Son yıllarda estetik restorasyonlara talebin artması ve rezin materyallerin geliştirilmesi nedeniyle, kompozit rezinler modern restoratif diş hekimliğinde önemli bir yer edinmiştir. Son yıllarda yaşanan en büyük değişiklik, monomer ve doldurucu sistemlerde gerçekleşmiştir. Kullanılan doldurucu tipi; materyalin fiziksel özelliklerini, radyoopasitesini, viskozitesini, parlatılabilirliğini etkiler. Kompozit rezinler genellikle; doldurucu tipine, dağılımına ve büyüklüğüne göre sınıflandırılmaktadır (153).

Kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutu, hibrit kompozitlerden nano dolduruculu kompozitlere gidildikçe küçülmektedir. Partikül boyutununun küçülmesi, yüzeyin daha az aşınmasını ve partikülün uzaklaşmasıyla yüzeyde gerçekleşen değişimin en aza indirgenmesini sağlamıştır (153).

Günümüzde nano dolduruculu ve nanohibrit kompozitlere oldukça sık rastlanmaktadır. Nano dolduruculu kompozitler, nanometre boyutunda partiküller içerirken, nanohibrit kompozitler nanometre ve mikrometre boyutundaki doldurucu partiküllerin kombinasyonu ile elde edilmiştir (153). Nanohibrit kompozitlerin içerisindeki nano doldurucular, rezinin fiziksel özelliklerinin iyileşmesini ve yüzeyin daha iyi parlatılabilmesini sağlar (29).

Janus ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, farklı nanokompozitlerin farklı polisaj sistemleri uygulanmasıyla elde edilen pürüzlülük değerlerini kıyaslamışlar, sonuç olarak en düzgün yüzeyin sadece nano doldurucu içeren rezinlerden elde edildiğini ve doldurucu partikül büyüklüğü ile yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif bir korelasyon olduğunu bildirmişlerdir (154). Pürüzsüz yüzeyler bakteri adezyonunu azaltmakta, restorasyonun renk uyumunu artırmakta ve sonuç olarak başarının artırılmasına katkıda bulunmaktadır (153).

Nanohibrit ve nano dolduruculu kompozitlerin bir diğer avantajı, hibrit kompozitlere kıyasla daha az renklenmeleridir (155, 156). Lee ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, restorasyonun renklenmeye karşı dirençli olmasında sadece yüzeyin pürüzsüzlüğü değil aynı zamanda rezinin monomer yapısı ve doldurucu partikülün tipinin de etkili olabileceğini bildirmişlerdir (157). de Moraes ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, nanohibrit ve nano dolduruculu kompozit rezinlerin klinik açıdan yaklaşık olarak eşit performans sergilediğini ve mikrohibrit kompozitlere kıyasla daha iyi sonuç verdiklerini

bildirmişlerdir (158). Bizim çalışmamızda da nanohibrit kompozit rezinlerin olumlu klinik sonuçları baz alınarak Clearfil Majesty Esthetic nanohibrit kompozit rezin kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu monomerlerin dönüşüm derecesi ve reaksiyona giren metakrilat gruplarının sayısı ile belirlenir. Ayrıca polimerizasyon süresi, rezinin koyuluk derecesi, rezinin sıcaklığı, doldurucu partikülün tipi, ışık cihazı ile kompozit rezin arasındaki mesafe, ışık cihazının kalitesi, kompozit rezinin tabaka kalınlığı da rezinin polimerizasyonunu etkilemektedir (15).

Araştırmacılar, kompozit rezinin kaviteye 2 mm veya daha az kalınlıkta tabakalar halinde uygulanması gerektiğini vurgulamış; 2 mm' yi aşan uygulamaların restorasyonun ömrünü, fiziksel özelliklerini ve monomerlerin dönüşüm derecesini olumsuz yönde etkilediğini bildirmişlerdir. Yapılan çalışmalara göre, uygulanan kompozit rezinlerin tabaka kalınlığının artması, ışık cihazından restorasyona iletilen ışık enerjisinin azalmasına neden olmaktadır (159). Üretici firmalar da genellikle ürettikleri kompozit rezinlerin iyi derecede polimerize olması için kaviteye uygulanan restoratif materyalin en fazla 2 mm olmasını önermektedirler. Bizim çalışmamızda da hazırlanmış dentin yüzeyine, üretici firma talimatları da göz önüne alınarak tabakalama tekniği ile 4 mm kalınlığında rezin kompozit uygulanmıştır.

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için farklı ışık cihazları kullanılmaktadır. Plazma ark, argon lazer, halojen ve LED ışık cihazları bunlardan bazılarıdır (15). Halojen lambaların zamanla güç kaybederek ışık yoğunluğunun azaldığı, ışık uygulanırken açığa çıkan ısıya bağlı olarak pulpaya yakın kavitelerde istenmeyen pulpal değişikliklerin ortaya çıkabileceği rapor edilmiştir. Halojen lambaların bu olumsuz özelliklerinden dolayı LED ışık cihazları geliştirilmiştir (160).

LED ışık cihazları 438-501 nm dalgaboyu arasında ışık yayarlar ve 465 nm'de maksimum verimlilik gösterirler. Kızılötesi ışık yaymadıkları için ekstra bir soğutmaya ihtiyaç duyulmamaktadır. Kullanımı ve bakımının kolay olmasının yanı sıra, şarj edilebilir olmaları, kompakt tasarımları sayesinde uzun bir kullanım ömrüne sahiptirler (161). Bizim çalışmamızda bu özelliklere sahip GC D-Light Pro LED ışık cihazı kullanılmıştır. Kullandığımız ışık cihazının şarj edilebilir 2 bataryaya sahip olması sayesinde polimerizasyonun standardize olması amaçlanmıştır.

Kompozit rezinlerde bitirme ve parlatma işlemleri sayesinde elde edilen yüzey pürüzsüzlüğünün, restorasyonun mekanik özellikleri ve estetik görünümü açısından önemli olduğu belirtilmektedir. Yüzeydeki pürüzlülüğün azalması restorasyonun estetik görünümünü ve uzun dönem başarısını olumlu yönde etkilemektedir (162).

Bitirme işlemi restorasyon yüzeyindeki fazla olan materyalin uzaklaşmasını aynı zamanda oklüzyonun uyumlanmasını sağlamaktadır (112). Parlatma işlemi ise; daha düzgün ve estetik yüzeyler elde edilmesini, renklenmenin ve bakteriyel adezyonun azalmasını, doku iltihabı, sekonder çürük ve biyofilm retansiyonunun önlenmesini ve daha kolay temizlenebilir bir yüzey oluşmasını sağlamaktadır. Ayrıca parlatma işlemi ortodonti gibi diğer diş hekimliği branşlarında da periodontal komplikasyonların önlenmesi ve ideal estetiğin sağlanması için önem arz etmektedir (163).

Bakteriyel tutunma için 0.2 µm yüzey pürüzlülüğü eşik değerdir. Bu değer altında plak birikiminde azalma beklenmektedir. Ayrıca 0.3 µm yüzey pürüzlülüğü dil tarafından kolayca algılanmaktadır. Bitirme işlemleri sırasında 25 µm den daha büyük partiküller uzaklaştırılırken, parlatma işleminde 25 µm den daha küçük partiküller uzaklaştırılır (163).

Kompozit rezinlerin bitirme ve parlatma işlemleri sırasında çeşitli sistemler kullanılmaktadır. Bu sistemler aşındırıcı partiküllerin bileşimi, türü ve sertliği bakımından büyük farklılıklar göstermektedir. Bununla birlikte rezin restorasyonların klinik olarak başarılı olması için bitirme ve parlatma sisteminin yeterli yüzey kalitesi sunması gerektiği önemli bir gerçektir (162).

Bitirme ve parlatma işlemleri sırasında karbit ve elmas frezler, parlatma lastikleri, ara yüz zımparaları, alüminyum oksit ile kaplanmış parlatma diskleri ve parlatma patları gibi birçok materyal kullanılmaktadır (72). Literatürde kompozit rezin restorasyonların anatomik olarak şekillendirilmesi için elmas ve karbit frezlerin kullanılması gerektiği bildirilmiştir (117).

Ferracane ve arkadaşları, bitirme işlemleri sırasında kullanılan karbit frezlerin yüzeydeki materyali uzaklaştırılmasında elmas frezlere göre daha az etkili olduğunu bildirmişlerdir (164). Maresca ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, kompozit rezinlerin bitirme işlemlerinde kullanılan ince grenli elmas frezlerin karbit frezlere göre marjinalde daha az

aralanmaya neden olduğunu bildirmişlerdir (165). Tungsten karbit bitirme frezleri, elmas bitirme frezlerine kıyasla daha fazla yıpranmaları nedeni ile daha az kullanım ömrüne sahiptirler. Hibrit kompozitlerde düzgün yüzeyler oluşturabilmelerine rağmen mikro dolduruculu kompozitlerde olumlu sonuçlar elde edilememiştir (10).

Bununla birlikte elmas bitirme frezleri restorasyon yüzeyinde pürüzlü bir yüzey oluşturmakta ve bu nedenle bitirme işleminin ardından lastikler, patlar ve stripler ile parlatma işlemi tavsiye edilmektedir (10).

Piyasada birbirinden çok farklı parlatma sistemleri olsa da, kompozit rezin yüzeyi üzerinde etkinliği en fazla değerlendirilen materyalin diskler olduğu görülmektedir (112, 166-169). Yıllar boyunca kompozit rezinlerin yüzeyinin parlatılmasında poliüretan bazlı, esnek, alüminyum oksit ile kaplanmış diskler yaygın olarak kullanılmıştır (170). Çelik ve arkadaşları, akışkan kompozitlerde kenar uyumu ve yüzey özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında; sınıf V restorasyonların bitirme ve parlatma işlemleri sırasında elmas bitirme frezleri ve alüminyum oksit ile kaplanmış diskleri kullanmışlardır (171). Bağlar ve arkadaşları da benzer şekilde, sınıf V restorasyonlarda kompozit rezin ile cam iyonomer simanın mikrosızıntılarını değerlendirdikleri bir çalışmalarında; ince grenli elmas frezler ve alüminyum oksit kaplanmış diskler ile bitirme ve parlatma işlemlerini tamamlamışlardır (172). Bizim çalışmamızda da bitirme işlemleri sırasında farklı derecelerde aşındırıcı etkinliğine sahip elmas frezler ve alüminyum oksit ile kaplanmış disk sistemi kullanılmıştır. Kompozit örneklerin yüzeyinde 1 mm aşındırma yapıldıktan sonra yüzeye parlatma işlemi uygulanmıştır.

Günümüzde estetik restorasyonlara talep artmakta, bu nedenle kompozit rezinlere restoratif diş hekimliğinde ilgi artmaktadır. Her ne kadar estetik terimi diş hekimliğinde çok önemli bir kavram olsa da, kullanılan materyallerin estetik özelliklerinin yanı sıra mekanik özellikleri ve bağlanma dayanımları da klinik başarıları için oldukça önemlidir (173). Literatürde yaygın olarak kabul görmüş, onaylanmış, standart bir test yönteminin bulunmadığı belirtilmesine rağmen, bağlanmanın etkinliğinin değerlendirilmesinde en yaygın olarak; makaslama ve gerilim bağlanma dayanım testleri kullanılmaktadır (174). Test prosedürlerinin kolay olması nedeniyle, makaslama bağlanma dayanım test sonuçları literatürde rapor edilmektedir. Makaslama testlerinin avantajları arasında; örnek hazırlanmasının ve test uygulama prosedürünün kolay olması yer almaktadır (173). Test

düzenine kesici ucunun çalışma hızının Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) standardında 0,45-1,05 mm/dk arasında olması gerektiği bildirilmiştir (175). Bizim çalışmamızda da 24 saatin sonunda örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi universal test cihazı (Schimadzu IG-IS, Kyoto, Japonya) kullanılarak 1 mm/dk hızda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda farklı aşındırıcı etkinliğe sahip frezler ve diskler ile bitirme- parlatma işlemleri tamamlanan kompozit rezinlerin dentine makaslama bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Sonuçlar istatistiksel olarak incelendiğinde, en yüksek aşındırma etkinliğine sahip siyah bantlı frez kullanılan Grup 2' de kontrol grubuna kıyasla anlamlı derecede daha düşük makaslama bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir ($p<0,05$). Andrei ve arkadaşları, ultrasonik el aletlerinin kompozit rezinlerin dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkilerini değerlendirdikleri bir çalışmada, uygulamanın materyallerin bağlanma dayanımı değerleri üzerinde olumsuz etki gösterdiğini ve bağlanma dayanım değerlerinde düşüşe neden olduğunu göstermişlerdir (176). Altshul ve arkadaşları ise kök kanalı içerisinde bulunan postların uzaklaştırılmasında farklı uygulama tekniklerinin kullanımının dentinde mikro çatlak oluşumu üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, ultrasonik uygulamanın dentinde daha yüksek oranda mikro çatlak oluşumu ile sonuçlandığını belirtmişlerdir (177). Ultrasonik uygulamalar hem dentinde mikro çatlak oluşumuna hem de bağlantı ara yüzeyinde vibrasyon nedeni ile başarısızlıklar oluşmasına neden olabilir. Borges ve arkadaşları, kanal tedavili dişlerde fiber post uygulaması ve fiber postun fazla kısmının kor yapıdan uzaklaştırılma işleminin kök kanalına bağlanma dayanımına etkisini push out testi ile değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak fiber postun uzaklaştırılması esnasında elmas frezlerin oluşturduğu vibrasyonun ve vibrasyona bağlı oluşan stresin bağlanma dayanımını düşürdüğünü bildirmişlerdir (178). Frez greninin artması uygulama sırasında restorasyon diş ara yüzeyinde meydana gelen vibrasyonun da artmasına neden olabilir. Daha önceki çalışmalardan da anlaşılabileceği üzere vibrasyonun artması dentinde mikro çatlaklara neden olarak bağlanma dayanımının azalması ile sonuçlanmaktadır. Çalışmamızda elde edilen daha düşük bağlanma dayanım değerlerinin artmış aşındırıcı etkinliğe bağlı ortaya çıkan artmış vibrasyon etkisi ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Bu çalışmada vibrasyonun etkisi makaslama bağlanma testi ile değerlendirilmiştir. Ancak dentin dokusunda olası mikro çatlak oluşumu değerlendirilmemiştir. Bu konuda yapılacak daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda Tukey testi sonuçlarına göre; kontrol grubu ile disk grupları arasında istatistiksel olarak farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Silva ve arkadaşları su soğutması olmadan yapılan bitirme ve polisaj işleminin oluşan sürtünmeye bağlı olarak yüzeyde sıcaklık artışına neden olacağını bildirmişlerdir (111). Çalışmamızda kullanılan frezler disklere kıyasla daha yüksek aşındırıcı etkinliğine sahiptir. Yüzeyde 1 mm kompozit tabakasını uzaklaştırmak disk gruplarında frez gruplarına kıyasla daha uzun sürmektedir. Ancak aşındırıcı etkinliğinin az olması ile vibrasyon etkisinin de daha az olması muhtemeldir. Bu nedenle daha uzun uygulama süresinde daha fazla ısı oluşmasına rağmen elde edilen bağlanma değerlerinin kontrol grubuna kıyasla anlamlı farklılık göstermemesi ısının bağlanma dayanımına olan etkisinin vibrasyon kadar etkili olamayabileceği ile açıklanabilir.

Çalışmamızda frez grupları kendi arasında kıyaslandığında, Tukey testi sonuçlarına göre; siyah bantlı frez grubu(G2) ile kırmızı bantlı frez grubu(G4) arasında bağlanma dayanımı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Diğer gruplar ile fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

Yeşil bantlı frezinde siyah bantlı frez kadar aşındırıcı etkinliğe sahip olduğunu ve aşındırıcı etkinliğinin artmasının vibrasyona bağlı olarak Borges (178) ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmadan da anlaşılabacağı üzere materyallerin bağlanma dayanımları üzerinde olumsuz etkisi olduğunu düşünmekteyiz. Kırmızı bantlı frez grubunda(G4) bağlanma dayanım değerleri anlamlı oranda daha yüksek çıkmıştır. Kırmızı bantlı frezin aşındırıcı etkinliği siyah bantlı frezden daha düşüktür. Bu durum oluşturduğu vibrasyon etkinliğinin daha az olması ve oluşan daha düşük vibrasyon nedeni ile bağlanma dayanımının da daha az oranda etkilenmesi ile açıklanabilir. Sarı bantlı frez grubunda(G5) vibrasyon azdır ama bağlanma dayanımı kırmızı bantlı frez grubundaki(G4) kadar yüksek değildir. Sarı bantlı frezin aşındırma etkinliği kırmızı bantlı frezden daha düşüktür ve bu nedenle aynı aşındırma miktarına ulaşmak için daha uzun süre kullanılması gerekmektedir. Daha uzun süre uygulama restorasyon dentin ara yüzeyinde daha az vibrasyon oluşmasına rağmen bu vibrasyona daha uzun süre maruz kalınması anlamına gelmektedir. Frezlerin su soğutması altında kullanılmış olması nedeni ile bağlantı ara yüzeyinde oluşan ısının benzer olması muhtemeldir. Bu nedenle daha düşük bağlanma dayanımı değerleri, bağlantı ara yüzünde

oluşması muhtemel daha düşük ancak daha uzun süreli vibrasyonun etkisi ile meydana gelmiş olabilir.

Çalışmamızda disk grupları kendi içinde kıyaslandığında Tukey testi sonuçlarına göre; disk grupları (grup içi) arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). Çalışmadan elde edilen bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde diskin aşındırıcı etkinliğinin azalması ile bağlanma dayanımı değerlerinin arttığı ancak bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir. Diskler düşük hızda (29.000 devir/dk) döner aletler ile su soğutması olmadan kullanılırken frezler yüksek hızda döner aletleri ile su soğutması altında kullanılır. Su soğutması olmadan uygulanan disk gruplarında bağlantı ara yüzeyinde frez gruplarına kıyasla daha yüksek ısı oluşması muhtemeldir. Akın ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikroyerilim bağlanma dayanımına etkilerini değerlendirdikleri bir çalışmada termal siklus ve suda bekletme yaşlandırma işlemlerinin tek aşamalı ve iki aşamalı kendinden asitli adezivlerin mikroyerilim bağlanma dayanımlarının üzerinde etkili olmadığını bildirmişlerdir (179). Bizim çalışmamızda da her ne kadar ısının artış miktarı değerlendirilmemiş olsa da su soğutması altında yapılmayan işlemlerde daha yüksek ısı açığa çıkması olasıdır ve çalışmamız sonuçlar sınırlarında restorasyon kompozit rezin ara yüzeyinde açığa çıkan ısının bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemediği söylenebilir. Bu sonuç Akın ve arkadaşlarının çalışmasının sonuçlarını desteklemektedir. Yüksek hızlı döner aletler ile yapılan aşındırma işlemleri düşük hızlı döner aletler ile yapılan aşındırma işlemlerinden daha kısa sürede gerçekleşmiştir. Bu durum yüksek hızlı aletlerin aşındırma etkinliğinin daha fazla olduğu anlamına gelir. Daha yüksek aşındırma etkinliğinin bağlantı ara yüzünde daha fazla vibrasyon oluşumu ile sonuçlanması muhtemeldir. Bu durum vibrasyon etkisine bağlı bağlanma dayanımında meydana gelen azalmanın disk gruplarında anlamlı fark oluşturmazken frez gruplarında anlamlı fark oluşmasına neden olmuş olabilir.

Tukey testi sonuçlarına göre; siyah bantlı frez grubu(G2) ile orta grenli(G7), en ince grenli(G9) disk grubu arasında bağlanma dayanımı ölçümü bakımından istatistiksel anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Diğer gruplar ile fark anlamlı değildir ($p>0,05$).

Çalışmamızın sonuçlarına kalın grenli disk grubunda(G6) aşındırıcı etkinliğe ve oluşan vibrasyona bağlı olarak bağlanma dayanım değeri düşmüştür. Orta grenli disk

grubunda(G7) aşındırıcı etkinlik ve buna bağlı oluşan vibrasyon daha azdır ve bağlanma dayanım değeri daha az olumsuz etkilenmiştir. Bu nedenle siyah bantlı frez grubuna(G2) kıyasla kalın grenli disk grubu(G6) arasında bağlanma dayanım değeri açısından anlamlı fark oluşmazken orta grenli disk grubu(G7) arasında anlamlı fark bulunmuştur. İnce grenli disk grubunda(G8) oluşan vibrasyon daha azdır buna rağmen yüzeyde yeterli aşındırma oluşturmak için yüzeye daha uzun süre uygulanmış ve örnekler daha uzun süre vibrasyona maruz kalmıştır. Buna bağlı olarak bağlanma dayanım değerinin azaldığı düşünülmektedir ve siyah bantlı frez grubuna(G2) kıyasla anlamlı bir fark oluşmamıştır. En ince grenli disk grubunda(G9) aşındırıcı etkinliğe bağlı olarak vibrasyon etkinliği yok denecek kadar azdır. Vibrasyon etkinliğinin yok denecek kadar az olması bağlanma dayanım değerinin kontrol grubuna(G1) daha yakın olmasını ve siyah bantlı frez grubuna(G2) göre anlamlı derecede yüksek olmasını sağlamıştır. Yüzeyde aşındırma oluşturabilmek için diğer disk gruplarına göre yüzeye en uzun süre uygulanmıştır. Yüzeyde daha fazla uygulanması susuz ortamda çalışıldığı için ısının artmasına neden olmuştur. Bununla birlikte ısı artışının Akın (179) ve arkadaşlarının çalışmasında olduğu gibi bizim çalışmamızda da bağlanma dayanımını etkilemediği düşünülmektedir.



6. SONUÇ

Bu *in vitro* çalışmanın sınırları dahilinde;

Yüksek hızda döner aletlerle kullanılan elmas frezlerde en yüksek aşındırıcılığa sahip siyah bantlı frezin bitirme işleminde kullanılmasının bağlanma dayanımını düşürdüğü;

Yüksek hızda döner aletlerle kullanılan elmas frezlerden kırmızı renkli frezin bitirme işleminde kullanılmasıyla frez rengi grupları arasında en yüksek bağlanma dayanım değeri elde edildiği;

Düşük hızda döner aletlerle kullanılan alüminyum oksit disklerinin bitirme işlemlerinde kullanılmasının kalınlığa bağlı olarak bağlanma dayanımı üzerinde anlamlı bir değişikliğe neden olmadığı söylenebilir.



KAYNAKLAR

1. Demarco, F. F., Collares, K., Correa M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., and Opdam, N. J. (2017). Should my composite restorations last forever? Why are they failing? *Brazilian Oral Research*,31(suppl 1):e56.
2. Yadav, R., and Kumar, M. (2019). Dental restorative composite materials: A review. *Journal of Oral Biosciences*, 61(2), 78-83.
3. Ruivo, M. A., Pacheco, R. R., Sebold, M., and Giannini, M. (2019). Surface roughness and filler particles characterization of resin-based composites. *Microscopy Research and Technique*, 82(10), 1756-67.
4. Affairs, A. C. O. S. (2003). Direct and indirect restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(4), 463-72.
5. Demarco, F. F., Corrêa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., and Opdam, N. J. M. (2012). Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental Materials*, 28(1), 87-101.
6. Demarco, F. F., Collares, K., de Souza, F. H. C., Correa, M. B., Cenci, M. S., Moraes, R. R., and Opdam, N. J. M. (2015). Anterior composite restorations: A systematic review on long-term survival and reasons for failure. *Dental Materials*,31(10), 1214-24.
7. Heintze, S. D., and Rousson, V. (2012). Clinical effectiveness of direct class II restorations-a meta-analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 14(5), 407-31.
8. Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., and Hickel, R. (2004). Buonocore memorial lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry*, 29(5), 481-508.
9. Opdam, N. J. M., van de Sande, F. H., Bronkhorst, E., Cenci, M. S., Bottenberg, P., Pallesen, U., Gaengler, P., Lindberg, A., Huysmans, M. C. D. N. J. M., and van Dijken, J. W. (2014). Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Dental Research*, 93(10), 943-9.
10. Dayangaç, G. B. (2011). *Kompozit Restorasyonlar* (İkinci Baskı). İstanbul: Quintessence Yayıncılık.
11. Hosoya, Y., Shiraishi, T., Odatsu, T., Nagafuji, J. Kotaku, M., Miyazaki, M., and Powers, J. M. (2011). Effects of polishing on surface roughness, gloss, and color of resin composites. *Journal of Oral Science*,53(3), 283-91.,
12. Tosco, V., Monterubbianesi, R., Orilisi, G., Procaccini, P., Grandini, S., Putignano, A., and Orsini, G. (2020). Effect of four different finishing and polishing systems on resin composites: roughness surface and gloss retention evaluations. *Minerva Stomatologica*,69(4), 207-14.
13. Ölmez, A. ve Kisbet, S. (2013). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115-22.

14. Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association* ,66, 57-64.
15. García, A. H., Lozano, M. A. M., Vila, J. C., Escribano, A. B., and Galve, P. F. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patología Oral, Cirugía Bucal*, 11(2), E215-20.
16. Cramer, N.B., Stansbury, J. W., and Bowman, C.N. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 90(4), 402-16.
17. Sideridou, I., Tserki, V., and Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819-29.
18. Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116.
19. Kumar, S.R., Patnaik, A., and Bhat, IK. (2016). Physical and thermo-mechanical characterizations of resin-based dental composite reinforced with silane-modified nanoalumina filler particle. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Application*,. 230(2), 504-14.
20. Pratap, B., Gupta R. K., Bhardwaj, B., and Nag, M. (2019). Resin based restorative dental materials: Characteristics and future perspectives. *Japanese Dental Science Review* , 55(1), 126-38.
21. Stansbury, J.W., and Dickens, S. H., (2001). , Network formation and compositional drift during photo-initiated copolymerization of dimethacrylate monomers. *Polymer*, 42(15), 6363-69.
22. Alshali, R.Z., Silikas, N., and Satterthwaite, J. D. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*, 29(9), 213-7.
23. Mota, E. G., Hörlle, L., Oshima H. M., and Hirakata, L. M. (2012). Evaluation of inorganic particles of composite resins with nanofiller content. *Stomatologija*, 14(4), 103-7.
24. Jr, S. A. R., Scherrer, S. S., Ferracane, J. L., and Bona A. D. (2008). Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dental Materials*, 24(9), 1281-88.
25. Chen, M-H. (2010). Update on dental nanocomposites. *Journal of dental research*, 89(6), 549-60.
26. Lutz, F., and Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*,50(4), 480-8.
27. Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk P. C., and Gamblin J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659-75.

28. Ferracane, J. L., Berge, H. X., and Condon, J. R.(1998). In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 42(3), 465-72.
29. Stefanski, S. and van Dijken, J.W. V.(2012). Clinical performance of a nanofilled resin composite with and without an intermediary layer of flowable composite: a 2-year evaluation. *Clinical Oral Investigations*, 16(1), 147-53.
30. Mitra, S.B., Wu, D. and Holmes, B. N. 2003. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-90.
31. Olmez, A., Oztas, N., and Bodur, H. (2004).The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Operative Dentistry*, 29(6), 713-9.
32. Yazici, A.R., Ozgünaltay, G. and Dayangaç, B. (2003). The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Operative Dentistry*, 28(6) 773-8.
33. Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
34. Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift Jr, E. J., Stamatiades, P., and Wilkerson M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567-77.
35. Suzuki, S. (2004). Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 16(6), 355-65.
36. de Souza, F.B., Guimarães, R. P., and Silva, C. H. V. (2005). A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: One-year report. *Quintessence International*, 36(1), 41-8.
37. Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., and Marshall, G. W. (2010).A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), e11-6.
38. Baier, R. E. (1992). Principles of adhesion. *Operative Dentistry*, suppl 5, 1-9.
39. Soderholm, K. (2007). *Dental adhesives.... how it all started and later evolved*. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2, 227-30.
40. Sofan, E., Sofan, A., Palaia G., Tenore, G., Romeo, U., and Migliau Guido. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia*, 8(1), 1-17.
41. Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), 194-206.
42. Swift, E.J., Perdigão, J., and Heymann, H. O. (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art,1995. *Quintessence International*, 26(2) 95-110.

43. Eick, J. D., Wilko, R. A., Anderson, C. H., and Sorensen S. E. (1970). Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *Journal of Dental Research*, 49(6), 1359-68.
44. Nakabayashi, N., Kojima, K., and Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265-73.
45. Brudevold, F., Buonocore, M., and Wileman, W. (1956). A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research*, 35(6), 846-51.
46. Kugel, G., and Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *The Journal of the American Dental Association*, 131, 20-25.
47. Tao, L., Pashley, D. H., and Boyd, L. (1988). Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dental Materials*, 4(4) 208-16.
48. Kanca III J. (1991). A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. *Quintessence International*, 22(4), 285-90.
49. Alex, G. (2008). Adhesive considerations in the placement of direct composite restorations. *Oral Health*, 98(4) 109-119.
50. Buonocore, M.G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-53.
51. Pashley, E.L., Agee, K. A., Pashley, D. H., and Tay F.R. (2002). Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *Journal of Dentistry*, 30(2-3), 83-90.
52. Moszner, N., Salz, U., and Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dental Materials*, 21(10), 895-910.
53. Nishiyama, N., Tay, F. R., Fujita, K., Pashley, D. H., Ikemura, K., Hiraishi, N., and King, N. M. (2006). Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching primer—correlation of ¹³C NMR and TEM findings. *Journal of Dental Research*, 85(5), 422-6.
54. Tay, F.R., and Pashley, D. H. (2003). Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal-Canadian Dental Association*, 69(11), 726-31.
55. Pashley, D.H. , and Tay, F. R. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives: Part II: etching effects on unground enamel. *Dental Materials*, 17(5), 430-44.
56. Başaran, G., Ozer, T., and Devocioğlu Kama, J. (2009). Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *The European Journal of Orthodontics*, 31(3), 271-5.

57. Kasraei, S., Atai, M., Khamverdi, Z., and Khaleg Nejad, S. (2009). The effect of nanofiller addition to an experimental dentin adhesive on microtensile bond strength to human dentin. *Frontiers in Dentistry*, 6(2), 91-6.
58. Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B., and de Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 40(6), 475-84.
59. Perdigão, J., Sezinando, A., and Monteiro, P. C. (2012). Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *American Journal of Dentistry*, 25(3), 153-8.
60. Erickson, R.L., Barkmeier, W. W., and Kimmes, N. S. (2009). Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dental Materials*, 25(10), 1187-94.
61. Rotta, M., Bresciana, P., Mourab, S. K., Grande, R. H. M., Hilgert, L. A., Baratierie, L. N., Loguercio, A. D., and Reis, A. (2007). Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *Journal of adhesive dentistry*, 9(6), 537-45.
62. Bouillaguet, S., Gysi, P., Wataha, J. C., Ciucchi, B., Cattani, M., Godin, C., and Meyer, J. M. (2001). Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *Journal of Dentistry*, 29(1), 55-61.
63. Van Landuyt, K. L., De Munck, J., Mine, A., Cardoso, M. V., Peumans, M., and Van Meerbeek, B. (2010). Filler debonding & subhybrid-layer failures in self-etch adhesives. *Journal of dental research*, 89(10), 1045-50.
64. Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, 26(12), 1176-84.
65. Frankenberger, R., Lohbauer, U., Roggendorf, M. J., Naumann, M., and Taschner, M. (2008). Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(5), 339-44.
66. Erickson, R.L., Barkmeier, W. W., and Latta, M. A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials*, 25(11), 1459-67.
67. Muñoz, M., Luque-Martinez, I., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Campanha, N. H., and Loguercio, A. D. (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, 40(3), 282-92.
68. Muñoz, M.A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., and Bombarda N.H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of dentistry*, 41(5), 404-11.
69. Muñoz, M.A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Szesz, A.L., Reis, A., Loguercio, A. D., Bombarda, N. H., and Perdigao, J. (2014). Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of Dentistry*, 42(5), 595-602.

70. Tuncer, D., Yazici. A. R., Ozgunaltay, G., and Dayangac, B. (2013). Clinical evaluation of different adhesives used in the restoration of non-carious cervical lesions: 24-month results. *Australian Dental journal*, 58(1), 94-100.
71. Yoshihara, K., Nagaoka, N., Sonoda, A., Maruo, Y., Makita, Y., Okihara, T., Irie, M., Yoshida, Y., and Van Meerbeek, B. (2016). Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in 'universal' adhesives. *Dental materials*, 32(10), 1218-25.
72. Bansal, K., Gupta, S., Nikhil, V., Jaiswal, S., Jain, A., and Aggarwal, N. (2019). Effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of resin composite and enamel: An In vitro profilometric and scanning electron microscopy study. *International Journal of Applied and Basic Medical Research*, 9(3), 154-58.
73. Sadowsky, S.J. (2006). An overview of treatment considerations for esthetic restorations: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 433-42.
74. Jung, M., Baumstieger, M., and Klimek, J. (1997). Effectiveness of diamond-impregnated felt wheels for polishing a hybrid composite. *Clinical Oral investigations*, 1(2), 71-6.
75. Gulati, G., and Hegde, R. (2010). Comparative Evaluation of two Polishing Systems on the Surface Texture of an aesthetic material (nano-composite): A Profilometric Study. *People's Journal of Scientific Research*, 3(2), 17-20.
76. Senawongse, P. and Pongprueksa, P. (2007). *Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing*. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(5), 265-73.
77. Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379-97.
78. Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., and Ando, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of Oral Science*, 47(1), 21-5.
79. Jung, M. (1997). Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Operative Dentistry*, 22(3), 98-104.
80. Gedik, R., Hürmüzlü, F., Coşkun, A., Bektaş, O. O., and Ozdemir, A. K. (2005). Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 136(8), 1106-12.
81. Bashetty, K., and Joshi, S. 2010. The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(1), 34-8.
82. Celik, C., and Ozgünaltay, G. 2009. Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness of tooth-colored materials. *Quintessence International*, 40(9), 783-9.

83. Stoddard, J. W., and Johnson, G.H. (1991). An evaluation of polishing agents for composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(4), 491-5.
84. Oilo, G. (1993). Bond strength testing--what does it mean? *International Dental Journal*, 43(5), 492-8.
85. Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., and De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100-21.
86. Burke, F. J., Hussain, A., Nolan, L., Fleming, G.J. (2008). Methods used in dentine bonding tests: An analysis of 102 investigations on bond strength. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16(4), 158-65.
87. McDonough, W. G., Antonucci, J. M., He, J., Shimada, Y., Chiang, M. Y. M., Schumacher, G. E., and Schultheisz, C. R. (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin–polymer interfaces. *Biomaterials*, 23(17), 3603-8.
88. El Mourad, A.M. (2018). Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *The Open Dentistry Journal*, 28(12), 664-78.
89. Abreu, A., Loza ,M. A., Elias, A., Mukhopadhyay, S., Looney, S., and Rueggeberg, F. A. (2009). Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(2), 107-18.
90. Kern, M., A. Barloi, A., and Yang, B.(2009). Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *Journal of Dental Research*, 88(9), 817-22.
91. Braga, R.R., Meira, J.B. C, Boaro, L.C. C., and Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), 38-49.
92. Tsintsadze, N., Juloski, J., Carrabba, M., Tricarico, M., Goracci, C., Vichi, A., Ferrari, M., and Grandini, S. (2017). Performance of CAD/CAM fabricated fiber posts in oval-shaped root canals: An in vitro study. *American Journal of Dentistry*, 30(5), 248-54.
93. Yavari, H., Shahi, S., Galledar, S., Samiei, M., and Janani, M. (2017). Effect of retreatment on the push-out bond strength of MTA-based and epoxy resin-based endodontic sealers. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 11(1), 43-7.
94. Özcan, E., Çetin A. R., Tunçdemir, A.R., and Ülker, M. (2013). The effect of luting cement thicknesses on the push-out bond strength of the fiber posts. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 703-9.
95. Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., and Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236-40.

96. Neves, A.d.A., Coutinho, E., Cardoso, M. V., Jaecques, S., Lambrechts, P., Sloten, J. V., Oosterwyck, H. S., and Van Meerbeek, B. (2008). Influence of notch geometry and interface on stress concentration and distribution in micro-tensile bond strength specimens. *Journal of Dentistry*, 36(10), 808-15.
97. Sadek, F.T., Monticelli, F., Muench, A., Ferrari, M., and Cardoso, P. E. C. (2006). A novel method to obtain microtensile specimens minimizing cut flaws. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 78(1), 7-14.
98. Soares, F. Z. M., Follak, A., da Rosa, L.S., Montagner, A.F., Lenzi, T.L., Rocha, R.O. (2016). Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dental Materials*, 32(11), 1385-93.
99. Tam, L. E., Kim, N., and De Souza, G. M. (2017). Effect of tooth whitening strips on fatigue resistance and flexural strength of bovine dentin in vitro. *PLoS One*, 12(3), e0173480.
100. Öztürk, B., Malkoç, S., Koyutürk, A. E., Catalbas, B., and Ozer, F. (2008). Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *The European Journal of Orthodontics*, 30(4), 407-12.
101. Pashley, E., Tao, L., Matthews, W. G., and Pashley, D.H. (1993). Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dental Materials*, 9(1), 19-22.
102. Ikeda, T., Uno, S., Tanaka, T., Kawakami, S., Komatsu, H., and Sano, H. (2002). Relation of enamel prism orientation to microtensile bond strength. *American Journal of Dentistry*, 15(2), 109-13.
103. Cehreli, Z. C. and Akça, T. (2003). Effect of dentinal tubule orientation on the microtensile bond strength to primary dentin. *Journal of Dentistry for Children*, 70(2), 139-44.
104. Phrukkanon, S., Burrow, M. F., and Tyas, M. J. (1999). The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *Journal of Dentistry*, 27(4), 265-74.
105. Flury, S., Peutzfeldt, A., Schmidlin, P. R., and Lussi, A. (2017). Exposed Dentin: Influence of cleaning procedures and simulated pulpal pressure on bond strength of a universal adhesive system. *PLoS One*, 12(1), e0169680.
106. Pucci, C.R., Gu, L. S., Zeng, C., Gou, Y. P., Tay, F.R., and Niu, L. N. (2017). Susceptibility of contemporary single-bottle self-etch dentine adhesives to intrinsic water permeation. *Journal of Dentistry*, 66, 52-61.
107. Cantanhede de Sá, R. B., Carvalho, A. O., Puppini-Rontani, R. M., Ambrosano, G. M., Nikaido, T., Tagami, J., and Giannini, M. (2012). Effects of water storage on bond strength and dentin sealing ability promoted by adhesive systems. *J Adhes Dent*, 14(6), 543-9.

108. Lee, J. J., Nettey-Marbell, A., Cook Jr, A., Pimenta, L. A. F., Leonard, R., Ritter, A.V. (2007). Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *The Journal of the American Dental Association*, 138(12), 1599-603.
109. Tosun, G., Sener, Y.,and Sengun, A. (2007). Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dental Materials Journal*, 26(1),116-21.
110. Santana, F. R., Pereira, J. C., Pereira ,C. A., Neto, A. J. F., Soares, C. J. (2008). Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Brazilian Oral Research*, 22(4), 352-7.
111. Silva, J. P., Coelho, A., Paula, A., Amaro,I., Saraiva, J., Ferreira, M. M., Marto, C. M., and Carrilho, E. (2021). The influence of irrigation during the finishing and polishing of composite resin restorations—A systematic review of in vitro studies. *Materials*,14(7), 1675-87.
112. Scheibe, K.G.B.A., Almeida, K. G. B., Medeiros, I. S., Costa, J.F., and Alves, C. M. C. (2009).Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of Applied Oral Science*, 17(1), 21-6.
113. Aykent, F.,Yondem, I., Ozyesil, A.G., Gunal, S. K., Avunduk, M. C., and Ozkan, S. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(4), 221-7.
114. Patel, S.B., Gordan, V. V., Barrett, A. A., and Shen, C. T. (2004). The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*, 135(5), 587-94.
115. Kocaagaoglu, H., Aslan, T., Gürbulak, A., Albayrak, H., Taşdemir, Z., and Gumus, H. (2017). Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins. *Nigerian journal of clinical practice*, 20(5), 557-65.
116. Panchal, A.C. and Asthana, G. (2020). Oxygen inhibition layer: a dilemma to be solved. *Journal of Conservative Dentistry*, 23(3), 254-8.
117. Baseren, M.,(2004). Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *Journal of Biomaterials Applications*, 19(2), 121-34.
118. Jung, M., Sehr, K. and Klimek, J. (2007). Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Operative Dentistry*, 32(1), 45-52.
119. Semeraro, S., Mezzanzanica, D., Spreafico, D., Gagliani, M., Re, D., Tanaka, T., Sidhu, S. K., and Sano, H. (2006). Effect of different bur grinding on the bond strength of self-etching adhesives. *Operative Dentistry*, 31(3), 317-23.

120. Ermis, R. B., De Munck, J., Cardoso, M. V., Coutinho, E., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B. (2008). Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dental Materials*, 24(7), 978-85.
121. Koase, K., Inoue, S., Noda, M., Tanaka, T., Kawamoto, C., Takahashi, A., Nakaoki, Y., and Sano, H.(2004). Effect of bur-cut dentin on bond strength using two all-in-one and one two-step adhesive systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6(2), 97-104.
122. Ayaz, D. F., Tağtekin, D., ve Yanıkoğlu, F. (2011). Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (4), 49-56.
123. Tanumiharja, M., Burrow, M. F. and Tyas, M. J. (2000). Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental Materials*, 2000. 16(3), 180-7.
124. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., and Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), 118-32.
125. Tosun, G., Şener, Y., ve Şengün, A. (2005). Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 2-6.
126. Hobson, R. S., McCabe, J. F., and Hogg, S. D. (2001). Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dental Materials*, 17(2), 184-9.
127. Linklater, R. A., and Gordon, P. H. An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types. *Journal of Orthodontics*, 2001. 28(1), 59-65.
128. Cardoso, M. V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian dental journal*, 56, 31-44.
129. Alomari, Q. D., Barrieshi-Nusair, K., and Ali, M. (2011). Effect of C-factor and LED curing mode on microleakage of class V resin composite restorations. *European Journal of Dentistry*, 5(4), 400-8.
130. Masarwa, N., Mohamed, A., Abou-Rabii, I, Zaghlan, R. A., Steier, L. (2016). Longevity of self-etch dentin bonding adhesives compared to etch-and-rinse dentin bonding adhesives: a systematic review. *Journal of Evidence Based Dental Practice*, 16(2), 96-106.
131. Marshall Jr, G.W., Marshall, S. J., Kinney, J. H., and Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25(6), 441-58.
132. Sattabanasuk, V., Shimada, Y.,and Tagami, J. (2004). The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Operative Dentistry*, 29(3), 333-41.

133. Sönmez, I. Ş., ve Akbayoba, A. (2008). Self-etch bir adezivın süt dişi dentinine makaslama bağlanma direncinin değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(1), 49-54.
134. Mazzoni, A., Angeloni, V., Comba, A., Maravic, T., Cadenaro, M., Tezvergil-Mutluay, A., Pashley, D., Tay, F. R., and Breschi, L. (2018). Cross-linking effect on dentin bond strength and MMPs activity. *Dental Materials*, 34(2), 288-95.
135. Sato, K., Hosaka, K., Takahashi, M., Ikeda, M., Tian, F., Komada, W., Nakajima, M., Foxton, R., Nishitani, Y., Pashley, D. H., and Tagami, Junji. (2017). Dentin bonding durability of two-step self-etch adhesives with improved of degree of conversion of adhesive resins. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(1), 31-37.
136. Perdigão, J. (2010). Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), 24-37.
137. Osorio, R., Pisani- Proenca, J., Erhardt, M. C. G., Osorio, E., Aguilera, F. S., Tay, F. R., and Toledano, M. (2008). Resistance of ten contemporary adhesives to resin–dentine bond degradation. *Journal of Dentistry*, 36(2), 163-9.
138. Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Aguilera, F. S., Yamauti, M., Pashley, D. H., and Tay, F. (2007). Durability of resin–dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials*, 23(7), 885-92.
139. Van Landuyt, K. L., De Munck, J., Snauwaert, J., Coutinho, E., Poitevin, A., Yoshida, Y., Inoue, S., Peumans, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of Dental Research*, 84(2), 183-8.
140. Sarr, M., Kane, A. W., Vreven, J., Mine, A., Van Landuyt, K. L., Peumans, M., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., De Munck J. (2010). Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Operative Dentistry*, 35(1), 94-104.
141. Perdigao, J., Gomes, G., Gondo, R., and Fundingsland, J. W. (2006). In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I-microtensile bond strengths. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(6), 367-73.
142. Türkün, Ş. L. (2003). Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *Journal of Dentistry*, 31(8), 527-34.
143. Proença, J. P., Polido, M., Osorio, E., Edhart, M. C. G., Aguilera, F. S., García-Godoy, F., Osorio, R., and Toledano, M. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dental Materials*, 23(12), 1542-8.
144. Adebayo, O. A., Burrow, M. F., and Tyas, M. J. (2008). Bonding of one-step and two-step self-etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(3), 159-68.
145. Sadr, A., Shimada, Y., and Tagami, J. (2007). Effects of solvent drying time on micro-shear bond strength and mechanical properties of two self-etching adhesive systems. *Dental Materials*, 23(9), 1114-9.

146. Yoshihara, K., Hayakawa, S., Nagaoka, N., Okihara, T., Yoshida, Y., and Van Meerbeek, B. (2018). Etching efficacy of self-etching functional monomers. *Journal of Dental Research*, 97(9), 1010-16.
147. Carrilho, E., Cardoso, M., Ferreira, M. M., Marto, C. M., Paula, A., and Coelho, A. S. (2019). 10-MDP based dental adhesives: adhesive interface characterization and adhesive stability—a systematic review. *Materials*, 12(5) 790-808.
148. Ito, S., Hashimoto, M., Wadgaonkar, B., Svizero, N., Carvalho, R. M., Yiu, C., Rueggeberg, F. A., Foulger, S., Saito, T., Nishitani, Y., Yoshiyama, M., Tay, F. R., and Pashley, D. H. (2005). Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*, 26(33), 6449-59.
149. Leite, M.L.d.A., Costa, C. A. d. S., Duarte, R. M., Andrade, A. K. M.d., and Soares, D. G.(2018). Bond strength and cytotoxicity of a universal adhesive according to the hybridization strategies to dentin. *Brazilian Dental Journal*, 29(1), 68-75.
150. Ting, S., Chowdhury, A. A., Pan, F.,Fu, J., Sun, J., Kakuda, S., Hoshika, S., Matsuda, Y., Ikeda, T., Nakaoki, Y., Abe, S., Yoshida, Y., and Sano, H.(2015). Effect of remaining dentin thickness on microtensile bond strength of current adhesive systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 181-8.
151. Akehashi, S., Takahashi, R., Nikaido, T., Burrow, M. F., and Tagami, J. (2019).Enhancement of dentin bond strength of resin cement using new resin coating materials. *Dental Materials Journal*, 38(6), 955-62.
152. Saito, T., Takamizawa, T., Ishii, R., Tsujimoto, A., Hirokane, E., Barkmeier, W. W., Latta, M. A., and Miyazaki, M. (2020). Influence of application time on dentin bond performance in different etching modes of universal adhesives. *Operative Dentistry*, 45(2), 183-95.
153. Maran, B. M., de Geus, J. L., Gutiérrez, M. F., Heintze, S., Tardem, C., Barceleiro, M. O., Reis, A., and Loguercio, A. D. (2020). Nanofilled/nanohybrid and hybrid resin-based composite in patients with direct restorations in posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 99-103407.
154. Janus, J., Fauxpoint, G., Arntz, Y., Pelletier, H., and Etienne, O. (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dental Materials*, 26(5), 416-25.
155. Kumari, R.V., Nagaraj, H., Siddaraju, K., and Poluri, R. K. (2015). Evaluation of the effect of surface polishing, oral beverages and food colorants on color stability and surface roughness of nanocomposite resins. *Journal of International Oral Health*, 7(7) 63-70.
156. Nasim, I., Neelakantan, P., Sujeer, R., and Subbarao, C. V.(2010).Color stability of microfilled, microhybrid and nanocomposite resins—an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 38(2), 137-142.
157. Lee, Y. K., and Powers, J. M. Discoloration of dental resin composites after immersion in a series of organic and chemical solutions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 73(2), 361-7.

158. de Moraes, R. R., Gonçalves, L. d. S., Lancellotti, A. C., Consani, S., Correr-Sobrinho, L., and Sinhoreti, M. A. (2009). Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Operative Dentistry*, 34(5), 551-7.
159. Price, R.B., Murphy, D. G., and Dérand, T. (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence International*, 31(9), 659-67.
160. Nalçacı, A., Küçükeşmen, Ç., ve Küçükeşmen, H. C . (2004). Farklı ışık kaynakları ve polimerizasyon yöntemlerinin microsızıntı üzerine etkisi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 143-149.
161. Drost, T., Reimann, S., Frentzen, M., and Meister, J. (2019). Effectiveness of photopolymerization in composite resins using a novel 445-nm diode laser in comparison to LED and halogen bulb technology. *Lasers in Medical Science*, 34(4), 729-36.
162. Aydın, N., Topçu, F. T., Karaoğluoğlu, S., Oktay, E. A., and Erdemir, U. (2021). Effect of finishing and polishing systems on the surface roughness and color change of composite resins. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(5), 446-54.
163. Jaramillo- Cartagena, R., López- Galeano, E. J., Latorre- Correa, F. L., and Agudelo- Suárez, A. A. (2021). Effect of Polishing Systems on the Surface Roughness of Nano- and Nano-Filling Composite Resins: A Systematic Review. *Dentistry Journal*, 9(8), 95.
164. Ferracane, J. L., Condon, J. R., and Mitchem, J. C. (1992). Evaluation of subsurface defects created during the finishing of composites. *Journal of Dental Research*, 71(9), 1628-32.
165. Maresca, C., Pimenta, L. A. F., Heymann, H. O., Ziemiecki, T. L., and Ritter, A. V. (2010). Effect of finishing instrumentation on the marginal integrity of resin-based composite restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(2), 104-12.
166. Turkun, L. and Turkun, M. (2004). The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry*, 29(2), 203-11.
167. Da Costa, J. B., Goncalves, F. and Ferracane, J. L. (2011). Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Operative Dentistry*, 36(2), 205-12.
168. Jung, M., Eichelberger, K. and Klimek, J. (2007). Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Operative Dentistry*, 32(4), 347-55.
169. Koh, R., Neiva, G., Dennison, J., and Yaman, P. (2008). Finishing systems on the final surface roughness of composites. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 9(2), 138-45.
170. Ergücü, Z. and Türkün, L. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Operative Dentistry*, 2007. 32(2), 185-92.

171. Çelik, Ç., Özgünaltay, G., ve Attar, N. (2007). Çürüksüz Servikal Lezyonlara Uygulanan Akışkan Restoratif Materyallerin Kenar Uyumu ve Yüzey Özelliklerinin SEM ile Değerlendirilmesi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 79-88.
172. Bağlar, S., Dallı, M., Çolak, H., Ercan, E., Hamidi, M. (2010). İki farklı restoratif materyalin sınıf V kavitelerdeki mikrosızıntıya etkisi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 13(1), 9-14.
173. Ismail, A. M., Bourael, C., ElBanna, A., and Eldin, T. S. (2021). Micro versus Macro Shear Bond Strength Testing of Dentin-Composite Interface Using Chisel and Wireloop Loading Techniques. *Dentistry Journal*, 9(12), 140-51.
174. Armstrong, S., Geraldini, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., and Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental materials*, 26(2), 50-62.
175. Elmas, M. S., Başaran, E. G., ve İzgi, A. D. (2021). Diş Hekimliğinde kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283-8.
176. Andrei, M., Pirvu, C., and Demetrescu, I. (2014). Electrochemical impedance spectroscopy in understanding the influence of ultrasonic dental scaling on the dental structure–dental filling interface. *European Journal of Oral Sciences*, 122(6), 411-6.
177. Altshul, J.H., Marshall, G., and Morgan, L. A., and Baumgartner, J. C. (1997). Comparison of dentinal crack incidence and of post removal time resulting from post removal by ultrasonic or mechanical force. *Journal of Endodontics*, 23(11), 683-6.
178. Borges, M.G., Faria-e-Silva, A. L., Santos-Filho, P. C. F., Silva, F. P., Martins, L. R. M., and Menezes, M. d. S. (2015). Does the moment of fiber post cutting influence on the retention to root dentin? *Brazilian Dental Journal*, 26(2), 141-5.
179. Akın, G. E., Hergüner-Siso, Ş., Akın, H. (2012). Termal siklus ve suda bekletmenin kendinden asitli adezivlerin dentine mikroyerleşim bağlanma dayanımları üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(2), 125-31.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇOBAN, Sümeyye
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri :
 Medeni hali :
 Telefon :
 e-mail :

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	Devam Ediyor
Lisans	Ankara Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Aksaray Anadolu Öğretmen Lisesi	2013

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2014-halen	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında (proceedings) basılan poster sunumları:

1. Çoban, S., Özcan, S. (2020). *Metal destekli seramik restorasyona sahip bir dişin estetik rehabilitasyonu*, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Genç Akademisyenler Kongresi, Ankara, Türkiye (Özet Bildiri/Poster).

Ulusal/ Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan sözlü sunumlar:

1. Dağdelen, C., Çoban, S., ve Üçtaşlı, M. B. (2022). *Diastema ve şekil bozukluklarının direk kompozit rezin ile restorasyonu*, Necmettin Erbakan Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi. Türkiye (Özet Bildiri/Sözlü Sunum).

Katıldığı Kongreler

1. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1. Genç Akademisyenler Kongresi, Ankara, Türkiye, 2020.
2. 1st International Dentistry Summit, Fethiye, Türkiye, 2019.
3. 24. TDB Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, Ankara, Türkiye, 2018.

Kurs ve Sertifikalar

1. ‘Laminate Veneer Restorasyonlarda Dijital Gülüş Tasarım ve Analizi’ Ankara. 03.06.2021. (Kurs).
2. ‘Anterior Estetik Kompozit Restorasyonlarda Klinik Yaklaşımlar’ Ankara. 27.03.2021.(Kurs).
3. ‘Dental Fotoğrafçılık İleri Düzey Atölye Eğitimi’ Ankara. 07.03.2021. (Kurs).
4. ‘Porselen Laminate Veneer Eğitimi’ İstanbul. 11.01.2020. (Kurs).
5. ‘All in One: Diastema Kapama, Veneer, Kırık Restorasyonlarında İpuçları’ Fethiye. 20.10.2019.

Projelerde Yaptığı Görevler

1. ‘TDH-2021-7180’ numaralı Farklı Bitirme ve Parlatma İşlemlerinin Kompozit Rezin Örneklerin Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımları Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi, Araştırmacı

Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler:

- Restoratif Diş Hekimliği Derneği (RDD), Üye, 2022
- Computer Aided Dentistry Academy (CADA), Üye, 2020

Hobiler

Spor, fotoğrafçılık, moda



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..