



T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ KOMPOZİTLERİN TAMİRİNDE,
GİDALARI TAKLİT EDEN SIVILARIN MAKASLANMA BAĞLANMA
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Seher KAYA

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

SİVAS

2016



T.C.

CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ KOMPOZİTLERİN TAMİRİNDE,
GİDALARI TAKLİT EDEN SİVİLLERİN MAKASLANMA BAĞLANMA
DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt.SEHER KAYA

UZMANLIK TEZİ

Olarak Hazırlanmıştır

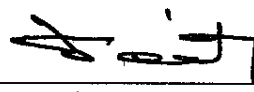
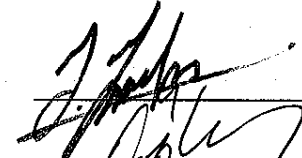
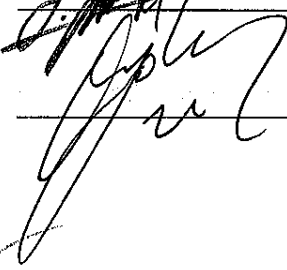
TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. FERİDUN HÜR MÜZLÜ

SİVAS

2015

“Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Kompozitlerin Tamirinde, Gıdaları Taklit Eden Sıvıların Makaslama Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ	
Üye	Doç. Dr. Yahya Orçun ZORBA	
Üye	Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ	


ONAY

Bu tez çalışması, 05/05/2016 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sami HİZMETLİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKAN VEKİLİ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca mesleki bilgisini ve manevi desteğini hiçbir şekilde esirgemeyen, yol gösteren, hakkını ödeyemeyeceğim değerli hocam Sayın Prof. Dr. Feridun HÜRMEZLÜ'ye teşekkürü bir borç bilirim.

Uzmanlık eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli hocalarım Prof. Dr. İhsan HÜBBEZOĞLU'na, Doç. Dr. Özden Özel BEKTAŞ'a, Doç. Dr. Diğdem EREN, Yrd. Doç. Dr. Emine Gülşah Göktolga AKIN'a ve Yrd. Doç. Dr. Alper KAPDAN'a,

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a,

Çalışmalarda fikir veren ve destekte bulunan Cumhuriyet Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Ceylan ÖZSOY HEPOKUR'a,

Tez çalışmalarım sırasında fikir alışverişinde bulunduğum, her türlü desteği veren sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Oğuzhan ALICI, Dt. Fatma ÖKSÜZ, Dt. Esra NEBİOĞLU, Dt. Eda Yıldız MOLLAOĞLU, Dt. Aynur YILDIZ ve Dt. Vahti KILIÇ ve bütün asistan arkadaşlarıma, yardımlarını esirgemeyen bölüm personeline,

Bugünlere gelmemde en büyük katkıları olan, varlıklarıyla her zaman destek olan annem Ayşe KAYA ile sevgili babam Nimet KAYA ve kardeşim Nazire KAYA'ya,

Dostlukları ile bana her zaman güç veren yanımda olan değerli arkadaşlarım Yeşim DENİZ ve Emine EKEMEN'e,

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP) teşekkür ederim.

ÖZET**Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Kompozitlerin Tamirinde Gıdaları Taklit Eden Sıvıların Makaslanma Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi****Seher KAYA****Uzmanlık Tezi****Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı****Sivas 2015,**

Çalışmamızın amacı gıdaları taklit eden sıvıların frez, Er;YAG lazer ve Nd;YAG lazer yüzey işlemleri uygulanmış kompozit restorasyonların tamirinde bağlanma dayanımı üzerine etkilerini incelemek ve örnekleri Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Mycroscope- SEM) ile değerlendirmektir.

Çalışmamızda kullanılmak üzere oluşturulan akrilik bloklar üzerinde 144 adet kavite hazırlandı. Bu kaviteler nanohibrit kompozitle dolduruldu. Bütün örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletildikten sonra termal siklus uygulandı (5-55 °C'de 1000 devir). Daha sonra örnekler her grupta 48 örnek olacak şekilde 3 gruba ayrıldı; grup 1: Nd:YAG lazer, grup 2: Er:YAG lazer, grup 3: Frez uygulanan grup. Yüzey işlemlerinden sonra bütün örnekler %37'lik fosforik asit uygulandı. Daha sonra kompozit tamir işlemi yine aynı marka nanohibrit kompozit ve aynı üretici firmaya ait adeziv sistemle gerçekleştirildi.

Tamir işlemi bitirilen gruplar her grupta sekiz örnek olacak şekilde altı alt gruba ayrıldı. Kontrol grubu hava ortamında, diğer gruplar gıdaları taklit eden sıvılarda (%8'lik etanol grubu, %50'lik etanol grubu, heptan grubu, su grubu, 0.02'lik sitrik asit grubu) doksan gün bekletildi. Gıdaları taklit eden sıvılarla yaşlandırma sonrası makaslama bağlanma dayanımı testi için üniversal test cihazına konularak test işlemi gerçekleştirildi. Bu değerler istatistiksel olarak analiz edildi. Deney gruplarının bağlanma dayanımları Varyans analizi kullanılarak karşılaştırıldı. Makaslama testi uygulanan kırık örnekler 40X büyütmede stereomikroskop altında incelendi ve kopma tipleri; adeziv, restorasyonda koheziv, tamir kompozitinde koheziv ve karışık tipte kopma yüzeyi olarak sınıflandırıldı. Ayrıca her bir gruptaki örnekler taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendi.

Yüzey hazırlamak için kullandığımız Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve frez grupları makaslama bağlanma kuvveti açısından karşılaştırılmıştır. Frez uygulanan gruplarda bağlanma kuvveti değerlerinin ortalama olarak daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir fakat istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Tamir işleminden sonra doksan gün hava ortamında bekletilen kontrol grubu ve gıdaları taklit eden sıvılarda bekletilen gruplar kendi arasında karşılaştırıldı. %50 etanol uygulanan gruplarda diğer gruplara göre belirgin bir düşme gözlemlense de istatistiksel olarak bir anlam ifade etmemektedir ($p>0,05$). Bu çalışmada etanol uygulanan gruplarda adeziv ayrılmanın diğer gruplara göre daha yüksek oranda olduğu görülmüştür.

Er;YAG lazer, Nd;YAG lazer ve frez uygulanan gruplarda baskın olarak restorasyonda koheziv kırılma gözlenmiştir. Bu da tamir işleminin başarılı olduğunu göstermektedir. Bu bulgular ışığında Er.YAG, Nd:YAG lazerler ve frez ile yüzey hazırlama işlemleri uygulanmış nanohibrit kompozit restorasyonlarda tamir işleminin restorasyonun ömrünü uzatabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Er:YAG lazer, kompozit tamiri, Nd:YAG lazer, gıdaları taklit eden sıvılar, yüzey uygulamaları

ABSTRACT**Effect of Food Simulating Liquids on Repair Bond Strength of Composite Surface****Treated with Different Techniques****Seher KAYA****Expertise Thesis****Department of Restorative Dentistry****Sivas 2015**

The aim of our study is to examine the effects of liquid simulating fluids on shear bonding strength of composite restorations which are applied diamond bur, Er:YAG laser and Nd:YAG laser surface treatments and evaluating samples with Scanning Electron Microscope - SEM).

144 cavities had been prepared on acrylic blocks to be used in our study. Those cavities had been filled with nanohybrid composite. All of the samples had been waited on thermal cycle device (1000 cycles at 5-55 °C) after kept in distilled water at 37 °C for 24 hours. Afterwards they had been separated to 3 groups by having 48 samples in each group; group 1: Nd:YAG laser practice, group 2: Er:YAG laser practice, group 3: Diamond bur practice. After surface treatments phosphoric acid had been applied to all samples. After that composite repairing process is applied by the same nanohybrid composite and adhesive systems which are produced by the same company.

After repairing processes the groups are divided into 6 subgroups which consists of 8 samples each. Control group is kept in natural air condition , and other groups are kept in food simulating liquids (8% ethanol group, 50% ethanol group , heptane group, water group, 0.02% citric acid group) for 90 days. Testing process is performed by using universal testing device for testing shear bonding strength after aging with food simulating liquids. These values are statistically analyzed. Variance analysis is used for researching for bonding pressures between experiment groups.

Broken samples which are applied with shear bonding test are examined by stereomicroscope in 40x magnifying and splitting types are classified as; adhesive, cohesive at restoration, cohesive at repair composite and mixed type cohesive. Also each samples in all groups are examined by SEM.

According to the results of statistical evaluations for shear bonding strength between Er:YAG laser, Nd:YAG laser and diamond bur groups which are used for surface treatment; bonding strength is higher in diamond bur treated groups but statistically no difference is observed ($p>0.05$)

According to the results of statistical evaluations there were differences found among the different surface treatment. Bonding strength is averagely higher in frez treated groups but statistically no difference could be found ($p>0.05$)

After repairing process the control group which is kept in normal air condition for 90 days and the groups which are kept in food simulating liquids are compared in between. There is a remarkable descent observed in groups which are applied with %50 ethanol rather than other groups but there is no statistical meaning. ($P<0.05$). It is seen that adhesive splitting is higher in ratio in ethanol treated groups than the others

Mostly cohesive failure is observed in groups which are applied with Er:YAG laser, Nd:YAG laser and diamond bur. This showed the repairing process is successful. Within the limitation of this study; Er:YAG, Nd:YAG lasers and diamond bur repairing processes can increase the clinical life of restoration which is used for surface treatment applied restorations.

Key Words: Er:YAG laser, composite repair, Nd:YAG laser, food simulating liquids, surface treatments

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	1
ABSTRACT	3
İÇİNDEKİLER.....	5
KISALTMALAR/SİMGELER	8
ŞEKİLLER DİZİNİ	9
TABLolar DİZİNİ.....	11
1.GİRİŞ.....	12
1.1. Restorasyonların tamiri ve Önemi.....	12
1.2. Araştırmanın amacı.....	14
2. GENEL BİLGİLER.....	14
2.1. KOMPOZİT REZİNLER	14
2.2. KOMPOZİT REZİNLERİN YAPISI	15
2.2.1. Organik Matriks.....	15
2.2.2. Ara Bağlayıcılar.....	17
2.2.3. İnorganik Doldurucular	17
2.3. KOMPOZİT REZİNLERDE SINIFLANDIRMA	19
2.3.1. İnorganik Partiküllerin Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması	20
2.3.2. Doldurucu Partikül Türüne Göre Sınıflandırılması.....	21
2.3.3. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	23
2.3.4. Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması	23
2.4. KOMPOZİT REZİN İLE İLGİLİ SON GELİŞMELER.....	25
2.4.1. Nanodolduruculu Kompozitler.....	25

2.4.2. Silorane Esaslı Kompozit Rezinler.....	26
2.5. KOMPOZİT DOLGULARIN BAŞARISINI ETKİLEYEN KRİTERLER.....	26
2.6. KOMPOZİTLERİN TAMİRİ.....	27
2.7. LAZERLER.....	28
2.7.1. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi.....	28
2.7.2. Lazer Işığının Dokulara Etkisi.....	29
2.7.3. Diş Hekimliğinde Lazer	29
2.7.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler	30
2.8. ADEZİV SİSTEMLER.....	32
2.8.1. Total-etch Adezivler:.....	33
2.8.2. Self-etch Adezivler	33
2.8.3 Cam İyonomer Bazlı Adeziv Sistemler	34
2.8.4 Universal Adeziv Sistemler	35
2.9. YAPAY YAŞLANDIRMA YÖNTEMLERİ.....	35
2.9.1. Termal Siklus.....	35
2.9.2. Gıdaları Taklit Eden Sıvılar.....	36
2.10. BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ.....	39
2.10.1 Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strength Test).....	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	40
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması	42
3.2. Akrilik bloklara kompozit yerleştirilmesi.....	42
3.3. Örneklerin Yapay Yaşlandırılması	44
3.4. Deney gruplarının oluşturulması	44
3.5. Tamir materyalinin yerleştirilmesi	46
3.6. Gıdaları taklit eden sıvıların uygulanması.....	48
3.7. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	48

3.8. Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi.....	49
3.9. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi.....	50
3.10. İstatistiksel Analiz	51
4. BULGULAR	52
4.1. Kırılma Tipi Bulguları	55
4.2. Kırılma tiplerine ilişkin stereomikroskop görüntüleri.....	57
4.3 SEM Bulguları.....	58
5. TARTIŞMA.....	62
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	79
6.1. Sonuçlar	79
6.2. Öneriler.....	80
7.KAYNAKLAR.....	81
8. ÖZGEÇMİŞ.....	99

KISALTMALAR/SİMGELER

%	Yüzde
°C	Santigrat Derece
Bis-GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
Ca²⁺	Kalsiyum İyonu
cal	Kalori
CO₂	Karbondioksit
CVD	Kimyasal Buhar Yoğuşturma
dk	Dakika
Er,Cr:YSGG	Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet
Er:YAG	Erbiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
FDA	Food and Drug Administration
HEMA	2-hidroksi etilmetakrilat
Hz	Hertz
Ho:YAG	Holmiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
LED	Light Emitting Diode
MDP	10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
mJ	Milijoule
mm	Milimetre
MPa	Megapascal
Nd:YAG	Neodmiyum Yittriyum-Alüminyum-Garnet
nm	Nanometre
p	Anlamlılık
pKa	Asitlik sabitinin eksi logaritması
ppm	Parts per million
SEM	Scanning electron microscope
sn	Saniye
TEG-DMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Urethan dimetakrilat
UV	Ultraviöle
µm	Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Lazer ışığının doku üzerine etkileri.....	29
Şekil 2.2. Heptan molekülünün yapısı.....	37
Şekil 2.3. Etanol molekülünün yapısı.....	37
Şekil 2.4. Sitrik asit molekülünün yapısı.....	38
Şekil 3.1. Metal bloktan silikon ölçü ile kalıp hazırlanması ve akrilik blokların elde edilmesi.....	42
Şekil 3.2. Nanohibit kompozit restorasyon materyali ve LED ışık cihazı	43
Şekil 3.3. Bloklar üzerindeki kavitelere kompozit yerleştirilmesi ve polimerizasyon işlemi	44
Şekil 3.4. Termal siklus cihazı.....	44
Şekil 3.5 Deney gruplarının şematize edilmesi	45
Şekil 3.6. Nd:YAG lazer cihazı.....	45
Şekil 3.7. Er:YAG lazer cihazı	46
Şekil 3.8. Frezle yüzey hazırlama.....	46
Şekil 3.9. Tamir kompozitinin yerleştirilmesi ve plastik tüplerin uzaklaştırılması.....	48
Şekil 3.10. Örneklerin gıdaları taklit eden sıvıların içinde ve su banyosunda bekletilmesi	48
Şekil 3.11. Universal test cihazı ve makaslama testi.....	49
Şekil 3.12. Newton değerlerinin Megapaskal olarak elde edilmesinde kullanılan formül.	49
Şekil 3.13. Stereomikroskop ile kırık tiplerine bakılması	50
Şekil 3.14. Altın kaplama cihazı.....	51
Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan SEM cihazı	51
Şekil 4.1 Gruplardaki ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri dağılımı .	55
Şekil 4.2. Kırılma tipleri: a) Adeziv tip b) Karışık tip kırılma c)Restorasyonda koheziv d) Tamirde koheziv	57
Şekil 4.3 Nd;YAG lazer grubuna ait sitrik asitte bekletilmiş adeziv tip kırılma gösteren SEM görüntüsü.....	58

Şekil 4.4. Nd;YAG grubuna ait %8 etanolde bekletilmiş karışık tip kırılma gösteren SEM görüntüsü	58
Şekil 4.5. Nd;YAG lazer grubuna ait %50 etanolde bekletilmiş tamirde koheziv tip kırılma gösteren SEM görüntüsü	59
Şekil 4.6. Frez grubuna ait %50 etanolde bekletilmiş restorasyonda koheziv tip kırılma gösteren SEM görüntüsü	59
Şekil 4.7. Frez grubuna ait heptanda bekletilmiş restorasyonda koheziv tip kırılma gösteren SEM görüntüsü	60
Şekil 4.8. Frez grubuna ait %50 etanolde bekletilmiş karışık tip kırılma gösteren SEM görüntüsü	60
Şekil 4.9. Er:YAG lazer grubuna ait sitrik asitte bekletilmiş karışık tip kırılma gösteren SEM görüntüsü	61
Şekil 4.10. Er:YAG lazer uygulanmış %8 etanolde bekletilmiş adeziv tip kırılma gösteren SEM bulgusu	61

TABLULAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Diş Hekimliğinde kullanılan lazerlerin özellikleri ve kullanım alanları	32
Tablo 3.1 Kompozit materyal ve içeriği.....	43
Tablo 3.2. Universal adeziv sistemlerin özellikleri ve kullanım talimatları.....	47
Tablo 4.1 Yüzey hazırlama tekniklerinin karşılaştırılması.....	52
Tablo 4.2 Yüzey işlemi uygulanan grupların alt gruplarının kendi arasında karşılaştırılması	54
Tablo 4.3 Kırılma tipleri dağılımı.....	56



1.GİRİŞ

1.1. Restorasyonların tamiri ve Önemi

Son yıllarda kompozit rezinler dental restorasyonlar için tercih edilen başlıca materyal haline gelmiştir. Kompozit restoratif materyaller geleneksel olarak metakrilat teknolojisine dayanmaktadır ve bu materyaller daha iyi fiziksel özellikler ve optimal estetik görünüm elde etmek için sürekli geliştirilmektedir (1). Dental uygulamalar sırasında kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi ve sonrasında meydana gelen polimerizasyon stresiyle başa çıkabilmek için monomer miktarı azaltılıp doldurucu miktarı artırılmıştır. Günümüzde bu partikül büyüklüğü teknolojik ilerlemelerle 0,001 mikrona kadar düşürülmüştür. Bu büyüklükteki doldurucular da nano-dolduruculu kompozitlerin üretilmesini sağlamıştır (2, 3). Bu alanda ilk üretilen kompozitler daha çok yapısal özelliklerinden dolayı, üretici firma tarafından ön bölge restorasyonları için önerilirken, nano-hibrit yapıda üretilen bir kompozit, hem ön hem de arka dişlerin restorasyonlarında kullanılabilme endikasyonuna sahiptir (3). Nanohibrit kompozit rezinler mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini gerçek anlamda taşıyan üniversal kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir (4).

Sekonder çürük ve marjinal kırıkların, restorasyonların başarısızlığının ana nedeni olduğu bildirilmiştir (5-7). Defektli restorasyonlar geleneksel olarak uzaklaştırılarak restorasyon yenilenmektedir. Bu operatif yaklaşım, sağlıklı diş yapısında daha fazla kayba yol açar ve bir öncekinden daha geniş bir kavite preparasyonu gerektirmektedir. Bu nedenle son zamanlarda başarısız restorasyonların değiştirilmesi yerine eski restorasyonun tamiri şeklinde daha az madde kaybına neden olan minimal invaziv bir yaklaşım önerilmektedir ve bu yaklaşım orjinal dolgunun ömründe artış sağlamaktadır (8-10).

Kompozit restorasyonlarda iki rezin tabakası arasındaki bağlanmanın oksijenle inhibe olan polimerize olmamış rezin sayesinde olabildiği belirtilmektedir (11, 12). Eski restorasyonlar, yüzeylerinde polimerize olmamış bir tabaka içermediği için yeni kompozit tabakası ile arasındaki bağlanma mikromekanik retansiyon ve fiziko-kimyasal

bağlanmanın bileşik etkisi ile oluşabilmektedir (13). Yapılan birçok in-vitro çalışma kompozit-kompozit arası bağlantının yeterli olduğunu ortaya koymaktadır (11, 13, 14).

Günümüzde tamir için yapılan preparasyon konservatif tedavinin güncel hedefi olan minimal invaziv yöntemle tam örtüşmektedir. Bir çok nedenlerle tercih edilen restorasyon tamirinin klinik başarısını belirleyen en önemli faktörlerden birisi restorasyon ile tamir materyali arasındaki tutunma gücüdür. Bu konuda yapılan çalışmalar, klinik olarak diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyali ile , tamir materyali arasındaki tutunmayı, bağlayıcı ajanın fiziksel (mekanik) özellikleri ve restorasyon materyalinde adezyon yüzeyinin hazırlanmasının doğrudan etkilediğine işaret etmektedir (15). Tamir işlemlerinde kompozit - kompozit bağlantısını güçlendirmek için çeşitli yüzey hazırlama yöntemleri ve ara yüz materyalleri kullanılması gibi teknikler önerilmektedir (16). Hidroflorik asit, maleik asit, sitrik asit, fosforik asit gibi kimyasal teknikler yüzey hazırlamak için kullanılmaktadır (17). Kimyasal yöntemlerin yanı sıra alimuna partikülleriyle hava abrazyonu, kumlama, frezle pürüzlendirme gibi tekniklerin de yüzey hazırlamak için kullanılması önerilmektedir (18). Son dönemlerde lazerlerin diş hekimliğinde sıkça kullanılmasından dolayı lazerler ile yüzey hazırlama tekniği gündeme gelmiştir (19-21).

Erbium yitrium aluminium garnet (Er:YAG) ve neodmium yitrium aluminium garnet (Nd:YAG) lazerlerin çürük uzaklaştırma, kavite preparasyonu, yüzey pürüzlendirme uygulamaları ve periodontal işlemler için kullanımıyla ilgili çalışmalar yapılmıştır. Laboratuvar araştırmaları ve klinik çalışmalar Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin diş sert dokularını minimum zararlarla kaldırdıklarını, pulpa ve çevre dokulara zarar vermediklerini göstermiştir (22).

Tükürük, gıda artıkları ve içecekler direkt olarak ve bunların birbirleriyle etkileşimleri restorasyonların yapısında bozulmaya ve restorasyonun yaşlanmasına neden olmaktadır.(23) Bu kimyasal etkileşimler restorasyon-diş ara yüzeyinde hidrolize neden olmaktadır ve bu durum bağlanmayı olumsuz yönde etkilemektedir (24).

Gıda maddelerinin etkilerini taklit etmek için kullanılacak kimyasallar FDA tarafından belirlenmiştir. Bunlar su, sitrik asit, heptan ve çeşitli konsantrasyonlardaki

etanol solüsyonlarını içerir (25). Heptan; tereyağı, yağlı etler ve bitkisel yağları taklit eder (25-28). Etanol solüsyonu, sitrik asit ve laktik asitler; alkol içerikli belirli içecekler, meşrubatlar, sebzeler, meyveler, gargaralar, şekerleme ve şurupları taklit eder (25-28). Distile su; tükürük ve su tarafından sağlanan nemli ağız ortamını taklit etmek için kullanılmaktadır (25, 29, 30). Çözünürlük parametreleri 9,0 ve 14,5 (J/cm³)^{1/2} aralığındaki çözücüler rezin kompozitlere penetre olma ve onları yumuşatma kapasitesine sahip çözücülerdir (31). Heptan, etanol, sitrik asit gibi yiyecekleri taklit eden sıvılar ve distile su bu çözücüler arasındadır (32).

1.2. Araştırmanın amacı

Bu çalışmanın amacı, farklı yüzey işlemlerinin nanohibrit kompozit restorasyonların tamirinde kompozit-kompozit arasındaki bağlanma direnci üzerine gıdaları taklit eden sıvıların etkisini değerlendirmektir. Bu çalışmada farklı yüzey işlemleri uygulanmış kompozit restorasyonların tamirinde hastaların diyeti göz önünde bulundurularak örnek yüzeyleri ile kompozit rezin arasındaki bağlantı dirençleri üzerine gıdaları taklit eden sıvıların etkisinin karşılaştırılması amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. KOMPOZİT REZİNLER

Estetik, günümüz diş hekimliğinde önemli bir kavram olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu alanda son 40 yılı aşkın süredir yapılan tüm çalışmalar, diş dokularında çeşitli nedenlerle oluşan kayıpların giderilmesinde kullanılacak, diş rengindeki restorasyon materyallerinin, bağlayıcı sistemlerin ve bunların uygulanma yöntemlerinin araştırılması üzerine yoğunlaşmıştır (33-35).

Diş hekimliğinde kompozit terimi ilk defa 1962 yılında R. Bowen tarafından tanıtılmış bir tür akrilik rezin olan Bis-GMA formülünün tanıtılmasıyla kullanılmaya başlanmıştır. Kompozit terimi, birbiri içinde çözünmeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki maddenin, üç boyutlu kombinasyonu olarak tanımlanabilmektedir. Organik bir matriks içerisinde belli oranlarda ve şekillerde inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan bir bileşim olarak da tanımlanabilir (36).

2.2. KOMPOZİT REZİNLERİN YAPISI

Kompozit rezinler 3 ana bileşenden oluşmaktadır . Bu bileşenler;

1. Organik matriks
2. Ara bağlayıcılar
3. İnorganik doldurucu partiküllerdir (36).

2.2.1. Organik Matriks

Dental kompozitlerin rezin matriksi olarak da bilinen organik matriks, kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirler. Bu faz kompozitin bozulmadan saklanabilmesini sağlayan stabilizatörler, kompozitin sertleşmesini sağlayan polimerler ve polimerizasyonu tetikleyen başlatıcılar, renk belirlenmesinde kullanılan pigmentler ve kompozitin son halini oluşturan birçok kimyasaldan oluşur (37, 38).

Monomer ve komonomerler

Organik matriksin en önemli kısmını polimer yapı oluşturur. Polimerler, monomer adı verilen çok daha küçük yapıların birbirleri ile bağlanması sonucu oluşan daha büyük moleküllerdir. Monomerlerin bir araya gelerek şekillenip polimer formuna dönüşmesi işlemine ise polimerizasyon adı verilir (39, 40).

Dental rezin kompozitlerde en çok kullanılan monomer olan Bis-GMA, metakrilat esaslı rezinlerin dezavantajlarını ortadan kaldırabilmek amacıyla geliştirilmiş olan epoksi rezinleri temel olarak ortaya çıkarılmıştır (39, 41). 1963 yılında Bowen epoksi rezinlerin reaksiyon gruplarını metakrilatlar ile yer değiştirmiş ve metakrilatlar ile polimerize olan Bis-GMA'yı geliştirmiştir (42). Bis-GMA'nın polimerizasyonu, her iki ucundaki çapraz-bağ yapabilen iki ayrı metakrilat grubu aracılığıyla meydana gelmektedir. Yaklaşık molekül ağırlığı 510,6 g/mol olan Bis-GMA molekülü metilmetakrilat (MMA) molekülünden oldukça büyüktür (43). Bis-GMA'nın en büyük dezavantajı alkil zincirindeki hidroksil grupları ve iki benzen halkası arasındaki hidrojen bağlarından kaynaklanan yüksek viskozitesidir (44). Bu viskoz yapı sebebiyle doldurucu partiküllerin

çöktürülmesi gecikir ve aynı zamanda monomer ile birleşmiş doldurucu sayısı azalır (45, 46).

Bu yüzden monomer sistemin akıcılığını arttırmak, doldurucular ile bağlanabilmesini kolaylaştırmak, işlenebilirlik ve manüplasyonunu arttırmak amacıyla seyreltici bir monomer kullanılması gerekmektedir. Bu amaçla en çok dietilen glikol dimetakrilat ve TEGDMA monomerleri kullanılır (36, 39, 47, 48).

TEGDMA molekülü her ucunda metakrilat gruplarına sahiptir ve böylece çapraz bağ oluşturabilir. TEGDMA monomeri esnek bir zincire sahiptir. TEGDMA molekülünün bu yüksek esnekliği viskozitesini düşürür ve muhtemelen çift bağ sayılarındaki artış sebebiyle polimerizasyon sürecinde diğer metakrilat gruplarını bulup bağlanabilme yeteneği kazandırır (49). Rezin içeriğinin TEGDMA ile seyreltilmesiyle daha fazla doldurucu ile birleşim sağlanarak doldurucu içeriği artırılmış olur. Böylece polimer yapının dayanıklılık, elastikiyet ve ısıl genleşme katsayısı gibi mekanik özellikleri geliştirilmiş olur. Ancak bunun yanında Bis-GMA seyreltildiğinde polimerizasyon büzülmesinin artması gibi istenmeyen özellikler de ortaya çıkar (39).

Knight ve arkadaşları 1973 yılında üretilen dimetakrilatı (UDMA) bulmuşlardır (50). UDMA, Bis-GMA kadar olmasa da yapısındaki NH ve C=O grupları nedeniyle viskozdur. UDMA'nın daha az viskoz olması, üretilen linklerinden kaynaklanan ve dayanıklılığı arttıran esnek yapısı ve renk değişimine daha dirençli olması başlıca avantajlarıdır (39, 50).

UDMA tek başına kullanılabildiği gibi BisGMA veya TEGDMA ile birlikte de kullanılabilir. Ayrıca üretilen dimetakrilat monomerlerinde Bis-GMA/TEGDMA karışımı ile karşılaştırıldığında daha yüksek bir konversiyon oranı gözlemlenebilir (39).

İnhibitörler

Kompozit rezinlerin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü arttırmak için organik matriks içine konan fenol türevi bileşiklerdir. En yaygın olarak kullanılan 4-metoksifenol ve 2,4,6-tertsiyerbütill fenoldür (51).

Polimerizasyon Başlatıcılar

Otopolimerizan kompozitlerde inisiyatör (başlatıcı) etki yapan dibenzol peroksit, akseleratör (hızlandırıcı) etki yapan N,N-bis (2 hidroksi etilen)-p-toludin gibi aromatik bir tersiyer amin kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe eden kamforokinon kullanılır (51-54).

Kamforokinona alternatif olarak 1-fenil-1,2- fenilpropanedion (PPD), propionaldehit (PA), butanedion (BD) yapılarına aldehit ve keton eklenmiş polimerizasyon başlatıcılarıdır (55, 56). Baz olarak kamferokinonun kullanılmadığı fosfinoksid bazlı, biaoçilfosfin oksit (BAP) ve triaçilfosfin oksit (TPO) gibi polimerizasyon başlatıcılar da kompozit rezinlerin yapısına katılabilmektedirler (57).

UV Stabilizatörleri

Özellikle kimyasal kompozitlerin polimerizasyon reaksiyonunun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler, ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renkleşmelere neden olabilirler. Bunu engellemek amacıyla yapıya UV stabilizatörleri (2- hidroksi-4- metoksibenzofenon) ilave edilebilir (51).

2.2.2. Ara Bağlayıcılar

Kompozit reçinelerde, organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasında sıkı bir bağlanmaya ihtiyaç vardır. Bu bağlanma ara faz ile sağlanır. Kompozit reçinelerde inorganik ve organik komponentleri birbirine bağlayan yapı, silisyum hidrojenli bileşikler olup, bunlara 'silan' adı verilmektedir. Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşenler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilirler (58).

2.2.3. İnorganik Doldurucular

Polimer matriksin mekanik ve fiziksel özellikleri çiğneme esnasında oluşan kuvvetlere tek başına karşı koyabilecek kadar yeterli değildir. Yeterli mekanik direnci sağlamak amacıyla restoratif rezinlere farklı boyut, şekil ve çeşitte doldurucu ilavesi yapılmaktadır (59).

Bir kompozit içerisindeki doldurucuların görevi, dağılmış partiküllerin matrikste bir deformasyon oluşturmasını engellemek ve rezin maddenin termal genişleme katsayısını düşürmektir. Aynı zamanda organik matriks hacmindeki azalma ile beraber polimerizasyon büzülmesinde de bir azalma elde edilmiş olur. Ayrıca doldurucular kıvam kazandırarak polimerizasyondan önce rezinin şekillendirilmesini sağlamaktadır (59).

İnorganik doldurucu faz; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partikülleri, kuvars, lityum silikat, bor silikat, yitrium cam, baryum alüminyum silikat, koloidal silika ve hidroksi apatitten oluşur (52). Aşınmaya dirençli, radyopak radyografik görüntü veren kompozit rezinler elde etmek için inorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum ilave edilir (53). Silika partikülleri ise karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar.

Günümüzde kompozit rezinler silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedir (36). Doldurucuların pek çoğu sodyum, bor, çinko, kalsiyum, magnezyum, demir, titanyum, mangan ve bakır gibi elementleri de içerir (60). İlk üretilen kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ortalama 25-30 µm arasında iken, günümüzde 0.01-3 µm'ye hatta 0,005-0,075 µm'ye (nano dolduruculu partiküller) kadar küçültülmüş ve inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranlarının artması sağlanmıştır (61). Doldurucuların yüzey alanı arttıkça karışımın akıcılığı azalır. Partikül büyüklüğü akıcılık kadar diğer özellikleri de önemli ölçüde etkiler, kompozit rezinin aşınma, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük değerini belirler. Partikül büyüklüğü 0.01-1 µm arasında değişen küçük partiküllü rezinlerde polisaj işlemi iyi sonuç verirken, partikül büyüklüğünün 10 µm'den fazla olduğu kompozitlerde yüzeyin pürüzlü olduğu görülür. Organik artıkların birikmesi ve plak retansiyonu nedeniyle ağız hijyeni açısından da önemli olan pürüzlü yüzeylerde, ışık dağılımlarından kaynaklanan renk değişimleri meydana gelir (36, 53, 61).

Doldurucu partiküllerin kimyasal yapısına, ortalama büyüklüklerine ve üretilme tekniğine dayanarak doldurucular üç şekilde sınıflandırılabilir (62):

Geleneksel Makrodoldurucular: Bunlar materyalin öğütülmesi ve/veya parçalanması ile mekanik olarak hazırlanmıştır. Partiküller tamamen inorganik olup

genellikle kuvars, cam, bor, silika veya seramik esaslıdır. Ağır metal camlar yeterli radyoopasiteyi sağlar. Bu tip doldurucuları içeren kompozit rezinlerde ortalama partikül büyüklüğü 1-5 µm arasında değişir (62).

Mikrodoldurucular (Pirojenik Silika): Kimyasal olarak çok ince, radyolüsent doldurucu cam kürelerinin hidrolizi ve çökmesiyle oluşur. Genellikle ortalama 0,05-0,1 µm büyüklüğündeki partiküller yaygın olarak kullanılır (62).

Mikrodoldurucu Esaslı Bileşimler: Mikrodolduruculara maksimum inorganik yükleme sonucu ortaya çıkmışlardır. Üç farklı tipi vardır (62):

Talaş Şeklinde Önceden Polimerize Edilmiş (Splintlenmiş Prepolimerize) Mikrodolduruculu Bileşimler: Bunlarda rezin matriks ile pirojenik silika birleştirilmiş daha sonra karışım ısı ile sertleştirilmiştir. Ortalama büyüklükleri 1- 200 µm'dir.

Küresel Polimer Esaslı Mikrodolduruculu Bileşimler: Pirojenik silikanın ortalama 20-30 µm büyüklükteki yarı sertleşmiş polimer küreciklerine bağlanmasıyla elde edilir.

Kümelenmiş (Aglomerat) Mikrodolduruculu Bileşimler: Ortalama 1-25 µm büyüklükte olup, suni olarak bir araya getirilmiş mikrodolduruculardır.

2.3. KOMPOZİT REZİNLERDE SINIFLANDIRMA

Kompozit rezinler doldurucu ya da matriks kısmın içeriği, miktarı ya da polimerizasyon özelliklerine göre sınıflandırılırlar. En yaygın sınıflandırma doldurucu içeriği, doldurucu partikül büyüklüğü ya da doldurucu ilavesi metoduna göre yapılan sınıflandırmalardır. Kompozit rezinler araştırmacılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır (62).

Günümüzde de gerçekliğini koruyan Lutz ve Phillips'in (1983) sınıflandırılmasında ise inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır. Polimer matriks içerisine çeşitli oranlarda dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesi doldurucu partiküllerin büyüklüğü ile ilgilidir. Eşit büyüklükteki partiküllerin matriks içindeki dağılımı ile matrikste birtakım boşluklar oluşur. Bu nedenle farklı büyüklükteki partiküllerin matriks içinde harmanlanması gerekir (62).

2.3.1. İnorganik Partiküllerin Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması

Monomer matriks ile inorganik doldurucu partikül karışımının viskozitesini monomer viskozitesi, doldurucu partikül miktarı ve partikül büyüklüğü belirler. Küçük partiküllü kompozit rezinlerde doldurucu monomer matriks eklendiğinde karışımın viskozitesi artmaktadır. Viskozite sorununu çözmek amacıyla, önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit rezin kitlesi 1-20 μm büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit rezinlere “heterojen kompozit rezinler” adı verilir (36, 52).

Megafil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 μm olan kompozit rezinlere “Megafil” kompozitler denilmektedir (36).

Makrofil Kompozitler

Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller genellikle 1-10 μm büyüklüğündedir. Makrofil ve midifil kompozitler, geleneksel kompozitler diye de adlandırılmaktadır. Makrodolduruculu kompozitlerde doldurucular kompozit rezin hacminin %60-70’ini, ağırlığının ise %70-80’inin oluşturur. Bunların en önemli dezavantajı polisaj, diş fırçalama ya da çiğneme sonucunda rezin matriks aşındıkça dolgu yüzeyinde çıkıntılar oluşur. Bu çıkıntılar, plak birikimine yol açar ve renk uyumunun da bozulması ile birlikte restorasyon estetik özelliğini yitirir. Oklüzal aşınmaya karşı direnci düşük olan bu tür kompozitlerin posterior dişlerde kullanımı sakıncalıdır (36).

Midifil Kompozitler

Partikül büyüklüğü 1-10 μm olan kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça %70-80’dir (63). Doldurucu tipi makrofil kompozitlerde de kullanılan kuvarsdır (64).

Minifil Kompozitler

Bu tür kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasıdır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Aşınmaya karşı direnç arttırılmış ve kompozite radyoopasite kazandırılmıştır (36).

Mikrofil Kompozitler

Makrodolduruculu kompozit rezinlerdeki yüzey pürüzlülüğünü çözümlmek için partikül çapı 200-300 kez daha küçük olan mikrodolduruculu kompozit rezinler geliştirilmiştir. Doldurucular, kompozit ağırlığının %35-60'ını oluşturur. Mikro dolduruculu kompozit rezinlerin en belirgin özelliği, oldukça düzgün dolgu yüzeyleri gerçekleştirmeye elverişli olmalarıdır. Zira gerek matriks gerekse doldurucular, polisaj ve diğer aşındırıcı süreçlerden aynı şekilde etkilenmektedir (65).

Nanofil Kompozitler

Nano doldurucuların üretimi diğer geleneksel partiküllerin üretim şekillerinden farklılık göstermektedir. Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi biçiminde olurken; nano doldurucu teknolojisinde partiküller, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde olmaktadır (66). Üretilen izole nano partiküller, organik matrikse ilave edilerek geleneksel cam dolduruculara oranla daha fazla doldurucu yüklemesine olanak verirler. Nano doldurucu içeren kompozitlerin düşük vizkoziteleri daha rahat işlenebilirlik sağlar. Artan inorganik yapı, azalan organik matriks ilişkisi, büzülmenin azalacağı fikrini gündeme getirmiştir (67).

2.3.2. Doldurucu Partikül Türüne Göre Sınıflandırılması

Homojen Dolduruculu Kompozitler

Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozitlerdir. Doldurucu partiküller silanizasyon dışında herhangi bir değişiklik yapılmadan monomer matrikse katılmışlardır. Doldurucu partiküller aynı boyuttadır (36).

Heterojen Dolduruculu Kompozitler

Yapısında daha önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıkları veya farklı doldurucular bulunan kompozitler için bu adlandırma yapılmaktadır. Hem ön grup hem arka grup dişlerin restorasyonu için kullanılabilirler. Daha iyi polimerize olabildiklerinden biyolojik olarak da avantajlıdır. Dezavantajı ise önceden polimerize edilmiş doldurucu ile organik matriks arasında daha zayıf bağlanma görülmesidir (36).

Hibrit Dolduruculu Kompozitler

Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere hibrit kompozitler denir. Partikül büyüklüğü makro partiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikro partiküllü rezinden daha fazladır ve her iki rezinin özelliklerini de taşır. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımaya rağmen hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikülün adı kullanılır. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentleridir. Fiziksel ve mekaniksel özellikleri ile makropartiküllü ve küçük partiküllü kompozitlere benzer. Örneğin; büyük partiküller minifil düzeyinde ise kompozit minifil hibrit adını alır (36).

Hibrit kompozitlerde kolloidal silika ve ağır metaller içeren cam partiküller harmanlanmış ve inorganik doldurucu olarak organik matrikse katılmıştır. Böylece doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %10-20'si kolloidal silika olmak üzere %75-80'e ulaşmıştır. Submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller büyük partiküller arasına rastgele serpiştirildiği için yüzey düzdür. Bu nedenle estetik açıdan önemli olan anterior bölgelerde Sınıf III, IV, V kaviteelerde, labial veneerlerde kullanımı önerilir. Ayrıca stres altında bulunan bölgelerde de yaygın biçimde kullanılmaktadır (36).

Doldurucu teknolojisindeki gelişmeler neticesinde submikron boyuttaki (0.04 μm) partiküller ve daha küçük partiküllerin (0.1 μm - 1 μm) bileşimi ile yeni bir kompozit formülasyonu oluşturulmuştur. Bu materyaller "mikro-hibrit" kompozitler olarak sınıflandırılmıştır. Mikrohibrit kompozitlere daha küçük partiküllerin ilave edilmesi onları geleneksel hibrit kompozitlerden ayırmaktadır ve daha iyi cilalanabilme ve uygulama sağlamaktadır (41). Ancak mikrohibrit kompozitlerin fiziksel özellikleri geleneksel mikrofil kompozitlerden üstün olmasına rağmen cilalanabilirlikleri daha iyi değildir (68).

Mikrohibrit kompozitlerin son versiyonları ise nanodoldurucu teknoloji ile geliştirilen “nanohibrit” kompozit rezinlerdir. Nanohibrit kompozitler, nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0.005–0.01 µm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin kombinasyonunu içermektedir. Nanohibritler mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini gerçek anlamda taşıyan üniversal kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir (4).

2.3.3. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Akıcı Kompozitler

Küçük boyutta doldurucu içeren ve hibrit kompozitlerin modifiye edilmesi ile oluşturulan kompozit resin tipidir. Akıcı kompozitlerin doldurucu oranı; akıcılığı arttırmak, eşit olarak yayılmasını sağlamak ve istenilen diş anatomisine uygun olarak kavite duvarlarına daha iyi adapte olmasını sağlamak amacıyla azaltılmıştır. Ancak doldurucu oranının azaltılması aşınma direncini de azaltır (59). Yüksek polimerizasyon büzülmesi ve daha zayıf mekanik özellikler göstermesi de diğer dezavantajlarıdır (69).

Kondanse Edilebilen Kompozitler

Kondanse edilebilir kompozitler yüksek oranda doldurucu içerirler. Kondanse edilebilmeleri nedeni ile daha başarılı bir kontak noktası oluşturabilirler. Fiziksel özelliklerinin gümüş amalgamlara benzer olduğu, hibrit kompozitlerden daha iyi olduğu gösterilse de klinik başarılarının hibrit kompozitlere benzer olduğu bildirilmiştir (70). Dezavantajları arasında tabakalama tekniğinin uygulanmasının zorluğu ve ön dişlerdeki zayıf estetik özellikleri sayılabilir (70, 71).

2.3.4. Kompozit Resinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler polimerizasyon şekillerine göre; kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler (iki komponentli sistemler, otopolimerizan kompozitler), mor ötesi ışık (UV) ile polimerize olan kompozit rezinler, görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler, lazer ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler, hem kimyasal hem de ışık ile

polimerize olan kompozit rezinler (dual cure kompozitler) şeklinde sınıflandırılabilir (36, 53, 72).

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Resinler

Otopolimerizan kompozit resinler olarak da bilinirler. Genellikle iki pat halinde bulunurlar. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve dodurucuları içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzol peroksit, diğesinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Patlar karıştırıldığı zaman amin, benzol peroksit ile reaksiyona girer ve polimerizasyon başlamış olur. İki patın karıştırılması sırasında arada kalan hava kabarcıklarının poröz yüzeylere neden olması, uygulanma süresinin hekimin kontrolünde olmaması ve aminin zamanla renklenmesi nedeniyle başarısızlıkla sonuçlanabilir (36).

Mor Ötesi Işık (UV) İle Polimerize Olan Kompozit Resinler

Işık ile aktive olan ilk kompozitlerde UV ışığı kullanılmıştır. Dalga boyu 320- 365 nm olan UV ışığı ile aktive edilebilen bir fotobaşlatıcı olan benzoin metil eter içeren materyallerdir. Polimerizasyon derinliği yetersiz olduğu için yerini mavi ışık ile aktive olan sistemler almıştır. Ayrıca ultraviyole ışığın hem hekim hem de hasta için cilt, retina, lens ve diğer göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri olabileceği düşünülmektedir (73, 74).

Görünür Işıkla Polimerize olan Kompozit Resinler

Bu tür kompozitlere fotopolimerizan kompozitler de denir. Polimerizasyon için görünür mavi ışığın 450-500 nm dalga boyunda veya en az 300 mW/cm² olması gerekir. Polimerizasyon başlatıcı olarak en çok kamferokinon kullanılır. Kompozitin polimerizasyonunun hekim kontrolünde olması, çalışma rahatlığı ve uygulama kolaylığı önemli avantajlarıdır. Ayrıca tek pat halinde olduğu için karıştırma işlemi gerektirmeyerek oluşabilecek hava kabarcıklarının ve yüzey pürüzlülüğünün önüne geçilmiştir. Renk stabilitesinin uygun ve sürekli olması, hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir bir polimerizasyon sağlaması, estetik olması gibi özellikleri ile otopolimerizan kompozitlere üstünlük sağlarlar (36).

Lazer Işığı İle Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Yaklaşık 490 nm dalga boyuna sahip Argon lazerler ile kompozit polimerizasyonu konusunda çalışmalar yapılmıştır (75, 76). Argon lazer ile daha kısa sürede ve 3-4 mm kalınlığındaki bölgelere ulaşan polimerizasyonun sağlanabildiği gösterilmiştir (77).

Hem Kimyasal Hem de Görünür Işığla Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Akışkan özellikleri nedeniyle daha çok yapıştırma materyali olarak kullanılır. İki pat şeklindedir. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip rezinler özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında ve girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır (78).

2.4. KOMPOZİT REZİN İLE İLGİLİ SON GELİŞMELER

2.4.1. Nanodolduruculu Kompozitler

Nanoteknoloji aynı zamanda moleküler nanoteknoloji ya da moleküler mühendislik olarak da bilinir; fonksiyonel materyallerin ve yapıların birçok fiziksel veya kimyasal methodla 0,1-100 nanometre arasında üretilmesidir (79).

Nanoteknolojinin gelişimi ile birlikte üretici firmalar nanometrik boyutta doldurucu partikül içeren yeni kompozit rezinler üretmektedirler. Bu nanometrik boyuttaki doldurucular matriks içerisinde tek tek bulunamazlar nanosalkımlar (nanocluster) halinde yapıya katılırlar (66, 79, 80).

Nanoteknoloji kullanımı ile dental kompozitler; nanomer ve nanosalkım içeren nanodolduruculu restoratif materyallerin ya da geleneksel cam doldurucuların arasına nanopartiküller yerleştirilerek nanohibrit restoratif materyallerin üretilmesi ile gerçekleştirilmektedir. Nanomerler 25-75 nm boyutlarındaki tek tek partikülleri ifade eder (66). Nanopartiküllü doldurucular geleneksel dolduruculardan daha küçük hacimli olduklarından, organik matriks ile temas eden yüzey alanı artmıştır. Bu durum, organik-inorganik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasını sağlamaktadır (81). Nanosalkımlar

küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile meydana getirdiği yapılardır. Bu yapı, silika ve zirkonyum partikülleri içerir. Restorasyona gelen basınçlar neticesinde bu nanosalkımlar tek büyük bir partikül şeklinde direnç gösterir. Restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomer boyutta kopmalar meydana gelmektedir. Bu nedenle nanokompozitlerin bir taraftan aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır. Yeterli bir estetik ve klinik performans elde edebilmek için, nanokompozitlerin organik polimer matriksinin içine, nanomer ve nanosalkımlar birlikte katılarak, ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu içeren kompozit yapısı meydana getirilmiştir (81).

Doldurucu oranının yüksek olması organik yapının hacimce azalmasına neden olmakta ve sonuç olarak polimerizasyon büzülme oranı da azalmaktadır. Nanodoldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan çok daha küçük olması, bu materyallere bir çok estetik ve optik özellik kazandırmaktadır. Ayrıca geniş renk spektrumu sergilemeleri nedeniyle anterior bölge restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilirler (66, 80, 82, 83).

2.4.2. Silorane Esaslı Kompozit Rezinler

Dental kompozitlerle ilgili son araştırmalar ışıkla sertleşen oksiran bazlı halka açılımı ile polimerize olan yeni bir kompozit materyali üzerine yoğunlaşmıştır. Oksiran rezinlerin artmış polimerizasyon derinliği ve dayanıklılık, düşük polimerizasyon büzülmesi gibi gelişmiş özelliklere sahip olmasının yanı sıra geleneksel Bis-GMA esaslı kompozitlere benzer sertlik değeri gösterir (84, 85). Siloranın iki ana avantajı vardır. Bunlar oksiran monomerine bağlı gelişen halka açılım polimerizasyonu sonucu oluşan düşük polimerizasyon büzülmesi ve siloksana bağlı olarak artan hidrofobik davranıştır. Siloran esaslı kompozitler biyolojik sıvılar içerisinde stabil ve çözünmez bir özellik gösterirler (85).

2.5. KOMPOZİT DOLGULARIN BAŞARISINI ETKİLEYEN KRİTERLER

Polimerizasyonun olabilmesi için, ışığın mavi, 450-500 nm dalga boyunda ve en az 300 mW/cm² gücünde olması gerekir. Işık cihazının gücü, muntazam aralıklarla

ölçülmelidir. Işıkla aktivasyon, hekime çalışma zamanını ayarlayabilme olanağı sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir. Kompozit reçinein kalınlığının 1,5-2 mm'yi geçtiği koşullarda, özellikle koyu renkli bir kompozit kullanıldığında ışığın yoğunluğu polimerizasyon için yetersiz kalabilmektedir. Doldurucu partikülleri ve renk verici ajanlar ışığı, materyalin sadece ilk 1-2 mm'sinde absorbe ederler; daha derin alanlara ışığın ulaşması daha zordur. Bu sebeplerden, koyu renkli kompozit reçinelerde tabakalı teknik zorunludur.

Kompozitlerde diğer bir sorun, Sınıf II kaviterlerde ışığın interproksimal aralıklara ulaşmasının zorluğu ve bu bölgelerde polimerizasyonun gerçekleşmesinin güç olmasıdır. Bu sorunu çözebilmek amacıyla Dual-cure kompozitler geliştirilmiştir. Hem ışıkla, hem de kimyasal olarak, polimerize olabilen bu kompozitler iki pat şeklindedirler. Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirilme hızından çok daha yavaştır. Karıştırıldıktan sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işığın ulaşamadığı bölgelerde ve polimerize olmayan yüzeylerde polimerizasyon kimyasal olarak tamamlanır. Bu şekilde, ışığın ulaşamadığı sahalarda polimerizasyon garanti altına alınmış olur (36, 86).

2.6. KOMPOZİTLERİN TAMİRİ

Diş hekimleri, kompozit restorasyonlarda zamanla meydana gelebilen kırılma, yüzey bozulmaları ve kenar sızıntıları gibi durumlar karşısında restorasyonu yenilemek ya da onarmak konusunda kararsız kalırlar (87). Eski restorasyonun tamamen kaldırılarak yenilenmesi her zaman gereken ya da istenilen bir durum değildir (88).

Günümüzde estetik taleplerle çok sık kullanılan kompozit rezinlerin diş dokularından ayırt edilebilmesinin güç olması nedeniyle restorasyonların sökülmesi kavite boyutlarının daha da genişlemesine neden olmaktadır (87, 89). Dolgunun yenilenmesi yerine mevcut materyal üzerine bir yenisinin eklenmesi ile yapılan tamir işlemi daha konservatif bir prosedürdür (90). Bu konu ile ilgili yapılan bir çalışma, tamir işlemlerinde, kompozitin kompozite bağlanma dayanımının kompozitin mineye olan bağlanma dayanımını (18 Mpa) geçtiğini ve bu nedenle de klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir (91).

İki kompozit tabakası arasındaki bağlanma genellikle polimerize olmamış oksijen inhibisyon tabakasının varlığı ile olur. Restorasyon yaşlandıkça bu polimerize olmamış yüzey tabakası kaybolur. Bu nedenle de tamir işlemlerinde kompozit - kompozit bağlantısını güçlendirmek için çeşitli yüzey hazırlama yöntemleri ve ara yüz materyalleri kullanılması gibi teknikler önerilmiştir (16). Bazı araştırmacılar yüzey hazırlamak için hidroflorik asit, maleik asit, sitrik asit, fosforik asit gibi kimyasal teknikleri kullanmışlardır (17). Alimuna partikülleriyle hava abrazyonu, kumlama, frezle pürüzlendirme gibi teknikler de yüzey hazırlama için kullanılmıştır (18). Son dönemlerde lazerlerin diş hekimliğinde sıkça kullanılmasından dolayı bazı araştırmacılar da çeşitli lazerleri yüzey hazırlamak için kullanmışlardır (19-21).

2.7. LAZERLER

2.7.1. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi

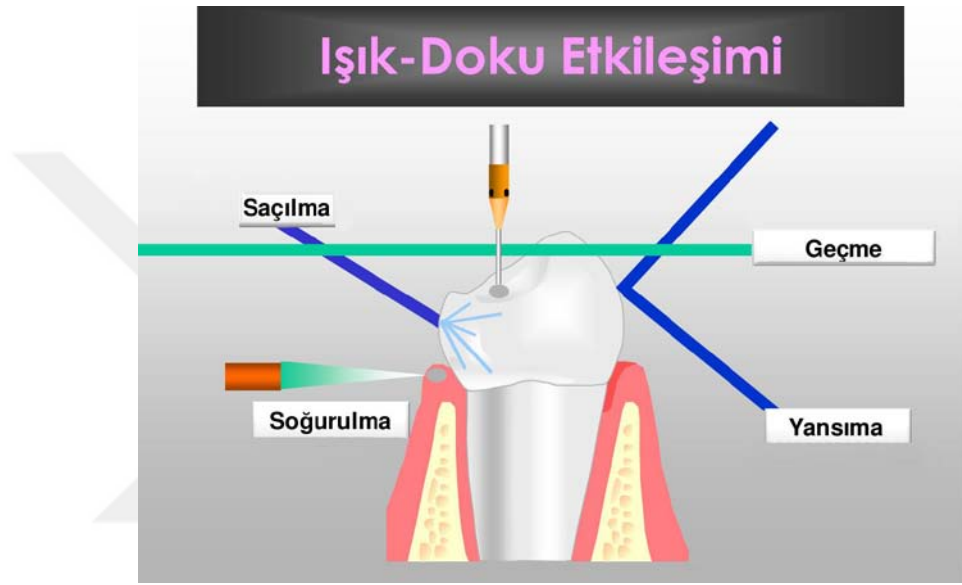
“LASER” kelimesi, İngilizce “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden türetilmiş bir kısaltmadır ve dilimizde “radyasyon salınımının (emisyonunun) uyarılması ile ışık şiddetinin artırılması” anlamına gelir (92-95).

Lazer ışını teorisi ilk olarak, bu yüzyılın ilk yarısında (1916) Albert Einstein tarafından ortaya konulan "Kuantum Teorisi"ne dayanır (93-95). 1951 yılında, uyarılmış salınım teorisine dayanan "MASER"ı (Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation) keşfeden Amerikalı fizikçi Charles Hard Townes, 1958 yılında "Maser Prensipleri"nin; içinde ışığın da bulunduğu herhangi bir dalga boyundaki bütün elektromanyetik dalgalara uygulanabileceğini belirtmiştir ve bu yöntem "LASER"dir (94, 95).

1962 yılında tıp alanında ilk kez kullanılmaya başlanan lazerler diş hekimliği pratiğine ise 1983 yılında girmiştir ve 1990'lı yılların ikinci yarısında popüler hale gelmiştir (93, 96). İntra-oral kullanımı FDA tarafından kabul edilen ilk lazerler Nd:YAG ve CO₂ lazerlerdir. Bunları daha sonra Argon lazerler izlemiştir. 1997 yılından itibaren de Er:YAG lazerin kavite preperasyonu için kullanılabileceğini açıklamışlardır (92).

2.7.2. Lazer Işığının Dokulara Etkisi

Herhangi bir dokuya lazer ışığı uygulandığında bu lazer enerjisi dokuların optik özelliklerine göre dokular tarafından *soğurulabilir (absorption)*, *yansıtılabilir (reflection)*, dokular içerisinde etrafa *saçılabilir (scattering)* veya dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin daha derin dokulara *geçebilir (transmission)* (93-95). (Şekil 2.1)



Şekil 2.1. Lazer ışığının doku üzerine etkileri

2.7.3. Diş Hekimliğinde Lazer

Diş hekimliğinde lazer kullanımı Stern ve Sognaes tarafından 1964 yılında diş kesiminde lazer kullanımı ile başlamış, ancak modern lazer teknolojisi Terry Myers tarafından geliştirilmiştir (97, 98). Pratikte ilk olarak laboratuvar ve klinik tanı, küçük cerrahi işlemler gibi basit uygulamalarda kullanılmasına rağmen lazer daha sonra çürük tanısında, çürüğün önlenmesinde, kaldırılmasında, mine yüzeyinin dirençlendirilmesinde, pürüzlendirilmesinde, pulpanın açığa çıktığı durumlarda hemostazında ve sterilizasyonunda, periodontolojide ceplerin temizlenmesinde, ceplerin sterilizasyonunda ve daha birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır (92).

Minimal invaziv diş hekimliğinin başlangıcından günümüze kavite preparasyonunda lazer kullanımı dental sert dokuların uzaklaştırılması sırasında sağlıklı dokuların korunabilmesiyle daha güvenli ve etkili olduğundan dikkatleri çekmiştir (99). Ayrıca minimal pulpal yaralanma, diş yapıları ve çevre dokularda çatlak, erime gibi termal yan etkiler elimine edilmiş olur (100, 101). Sesin, vibrasyonun, baskının ve çoğu vakada anestezi ihtiyacının ortadan kalkması, çapraz enfeksiyon riskinin azalması ile tedaviler daha konforlu hale gelmiştir (99-104).

2.7.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

A) Görülebilir Işık Lazerleri

1) Argon (Ar) Lazerler (488-514 nm)

B) İnfrared (Kızıl Ötesi) Lazer

1) Karbondioksit (CO₂) Lazerler (10.600 nm)

2) Holmiyum:İtriyum-Aliminyum-Garnet (Ho:YAG) Lazerler (2100 nm)

3) Neodimiyum:İtriyum-Aliminyum-Garnet (Nd:YAG) Lazerler (1064 nm)

4) Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG) Lazerler (2780 nm)

5) Erbiyum:İtriyum-Aliminyum-Garnet (Er:YAG) Lazerler (2940 nm)

6) Diyot Lazerler (800-980 nm)

Nd:YAG Lazerler

Diş hekimliği pratiğine teknik olarak en yatkın olan, gerçek anlamda diş hekimliği için hazırlanmış ilk lazerdir ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu lazerin en önemli özellikleri ışık iletiminin fiber optik kablo aracılığıyla yapılabilmesi, "*pulse*", "*superpulse*" ve kontakt tiplerinin olması, pigmentli dokular tarafından yüksek derecede absorbe edilmesidir. Bu nedenle uygulanacağı doku yüzeyine koyu renkli absorban bir madde

sürülebilir. Diğer dokularca çok az absorbe edilir ve fiber optik uç dokulara temas ettiği için lazer enerjisinde yansıma minimaldir (93, 95).

Nd:YAG lazerler diş hekimliğinde diş çürüklerinin önlenmesinde, renklenmiş yüzey çürüklerinin sağlıklı mineye dokunulmadan kaldırılmasında, minenin pürüzlendirilmesinde, dentin tübüllerini tıkayarak dentin hassasiyetinin giderilmesinde, endodontide kök-kanal sterilizasyonunda, periodontolojide granülasyon dokusunun uzaklaştırılmasında ve dişeti cep derinliğinin azaltılmasında kullanılırlar (93-95, 105). Bunların dışında kompozit restorasyonların tamirinde yüzey pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (21). Ayrıca yumuşak doku operasyonları sırasında çok iyi bir hemostaz sağlayarak temiz bir operasyon sahası sağlarlar (105).

Er:YAG Lazerler

İlk olarak 1988 yılında tanıtılan bu lazerin dalga boyu spektrumun yakın kızıl ötesi ile orta kızıl ötesi sınırında gözle görülemeyen kısmında yer alır ve 2940 nm dir. Bu lazerlerin su absorpsiyonu tüm lazerler arasında en yüksektir ve hidroksiapatit ve kollajene affinitesi oldukça fazladır (93-95, 106). Lazer ışığı hidroksiapatit kristalindeki hidroksil grubu ile etkileşmekte ve dişin kristal yapılarına bağlı olan su lazer ışığını absorbe etmektedir (93, 107). Lazer sert dokuya uygulandığı zaman mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması büyük bir hacim artışına neden olmakta ve bu artış su moleküllerine komşu sert dokuların mikro patlamalarla yüzeyden uzaklaşmasına (ablasyon) yol açmaktadır (93, 95). Uygulama yapılan yüzeyde organik bileşenler ablasyona uğramakta, inorganik bileşenler ise kalmaktadır (93). Er:YAG lazerler, atımlı modda çalışan lazerlerdir. Atım aralığı, ticari ürünler arasında farklılık göstermekle beraber, 50-1000 µsn arasında değişebilmektedir. Bu sayede Er:YAG lazerler, kısa atım sürelerinde yüksek maksimum atım gücüne erişirler ve dokuları herhangi bir termal yan etki oluşturmadan uzaklaştırabilirler (94, 95, 105).

Günümüzde Er:YAG lazerler restoratif diş hekimliğinde; eski estetik restorasyonların sökülmesinde, çürüğe dayanıklılığın artırılmasında, mine ve dentin dokularının pürüzlendirilmesinde, kavite preparasyonunda, çürük dokuların seçici olarak temizlenmesinde, kavite sterilizasyonunda, dentin hassasiyetinin giderilmesinde, pulpa

kaplamalarında, dişeti konturlarının düzeltilmesinde ve kron boyunun uzatılmasında pulpada ısı artışına neden olmadığından dolayı güvenle kullanılmaktadır.

Tablo 2.1. Diş Hekimliğinde kullanılan lazerlerin özellikleri ve kullanım alanları

Lazer Tipi	Dalga Boyu	Dalga Formu	Kullanım Alanı
CO ₂	10.6 mikrometre	Güvenlikli veya devamlı	Yumuşak doku insizyonu, periodontal rejeneratif prosedür sırasında gingivanın deepitelizasyonu
Nd:YAG	1.064 µm	Atımlı	Yumuşak doku insizyonu, yüzey pürüzlendirme başlangıç çürüklerinin uzaklaştırılması
Er:YAG	2.94 µm	Atımlı	Çürüklerin uzaklaştırılması, yüzey pürüzlendirme, mine ve dentinde kavite açılması, kök kanal preparasyonu
Er, Cr:YSGG	2.78 µm	Atımlı	Minenin asitlenmesi, çürüklerin uzaklaştırılması, mine ve dentinde kavite açılması, kök kanal preparasyonu , yüzey pürüzlendirme
Argon	457-502 nanometre	Atımlı veya devamlı	Rezinlerin polimerizasyonu, yumuşak doku insizyonu, beyazlatma
Ho:YAG	2.1 µm	Atımlı	Yumuşak doku insizyonu
Diyot	904 nm	Atımlı veya devamlı	Yumuşak doku insizyonu

2.8. ADEZİV SİSTEMLER

Adeziv restorasyonlar, zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme potansiyelleri ile fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlamakla beraber marjinal renklenme ve kırıklara, tekrarlayan çürüklere, hatta pulpal patoloji gelişimine

neden olabilen mikrosızıntıyı da azaltırlar. Adeziv sistemler; Total-etch adezivler, Self-etch adezivler ve Cam iyonomer bazlı adezivler olarak sınıflandırılabilirler (108).

2.8.1. Total-etch Adezivler:

Total-etch adezivler, uygulama şekillerine göre üç basamaklı total-etch sistemler ve iki basamaklı (one-bottle) total-etch sistemler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. "Total-etch" terimi mine ve dentin dokusunun birlikte fakat farklı sürelerde pürüzlendirilmesini ifade etmektedir. Bu sistemlerde adezivlerin mekanik olarak bağlanmalarını sağlamak amacıyla ilk aşamayı asit uygulama ve yıkama işlemleri oluşturur (109).

Asit uygulanması dentinin 3-5 µm veya daha fazla derinlikte dekalsifiye olması sağlar (109). Yoğun bir şekilde mineralize olan peritübüler dentinin demineralizasyonu ile tübül ağzları huni şeklinde açılır (36). Demineralizasyon sonucunda minerallerin çözünmesi ile kollajen fibriller açığa çıkar ve intertübüler dentinin mikroporözitesi artar. Bu işlemi takiben primer ve bonding ayrı ayrı veya bir şişe içerisinde uygulanır.

2.8.2. Self-etch Adezivler

Total-etch sistemler ile ilgili devam eden problemler, self-etch adezivlerin geliştirilmesine neden olmuştur (110). İlk self-etch sistemler, HEMA-su bazlı adezivlerde asidik monomer miktarının artırılması ile üretilmiştir.

Self-etch adeziv sistemler, smear tabakasını kaldırmaz yalnızca çözerler. Smear tabakasının altındaki dentini de kısmen demineralize ederler (111). Ayrı bir basamakta asitleme ve yıkama fazı gerektirmezler. Bu sistemler mine ve dentini eş zamanlı demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içerirler. Böylece klinik uygulama zamanını azaltırlar (109). Asit uygulaması yıkama işlemi yapılmadığından smear tabakası ve demineralizasyon ürünleri ortamdaki uzaklaşmaz, adeziv rezin içerisine dahil olur (108). Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da yoktur. Buna bağlı olarak post operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir (109).

İki basamaklı self-etch adezivlerde, birinci basamağı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer çözeltisi uygulaması, ikinci basamağı ise hidrofobik adeziv rezin

uygulamasını oluşturur. Tek basamaklı self-etch adezivlerde, asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv birlikte yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır. Hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin karışımıdır (109).

Self-etch adezivler uygulama prosedürleri ve asiditelerine göre alt gruplara ayrılabilirler (109). Uygulama prosedürlerine göre, iki basamaklı self etch adezivler ve tek basamaklı (all-in-one) self-etch adezivler; asiditelerine göre ise, hafif ($pH \leq 1$), orta ($pH \leq 1$) ve kuvvetli ($pH \geq 2$) self-etch adezivler olarak 3 sınıfa ayrılır.

Hafif self-etching adezivler, dentini oldukça sığ demineralize ederek olası kimyasal etkileşim için kollagen fibriller etrafında hidroksiapatitin kalmasına izin verirler. Dentinde oluşan demineralizasyon derinliği sadece $10 \mu m$ 'dir. Genellikle smear tkaçlarını tamamen kaldırmazlar. Sonuç olarak submikron boyutlarda oldukça yüzeyel bir hibrit tabakası oluştururlar.

Kuvvetli self-etch adezivler, dentinde kollajen fibrilleri açığa çıkararak hemen hemen tüm hidroksi apatitleri çözerler (108). Hafif self-etch adezivlere kıyasla dentine infiltrasyonları daha derindir. Bu nedenle oluşan hibrit tabakası kalındır ve rezin taglar mevcuttur (112).

Orta kuvvetli self-etch adezivler, hafif ve kuvvetli self-etch adezivler arasında özellikler gösterirler. Mikromekanik bağlanma için yeterli derecede yüzey porözitesi elde edilir. Hafif self-etch adezivlere göre mine ve dentin ile daha iyi mikromekanik bağlanma elde edilir. Hibrit tabakasının kalınlığı kuvvetli self-etch adezivlere göre daha azdır. Primer çözeltilisinin pH'sından başka, smear tabakasının kalınlığı, viskozite ve ıslatma özellikleri self-etch adezivlerin infiltrasyon ve demineralizasyon özelliklerini açığa çıkarır (109).

2.8.3 Cam İyonomer Bazlı Adeziv Sistemler

Cam iyonomerler herhangi bir yüzey uygulaması yapılmadan diş dokusuna kendi kendine tutunabilen tek materyallerdir. Bunun doğru olmasına rağmen polialkenoik asit kondisyonerlerin diş yüzeyine uygulanması, cam iyonomer materyallerin bağlanma etkilerini önemli derecede artırmıştır (108). Cam iyonomer bileşenlerinin yüzeye diffüze olması ile mikromekanik bağ kurulur. Polialkenoik asitin karboksil gruplarının kollajen

fibrillerde kalan hidroksi apatitlerin kalsiyumları ile etkileşimi sonucu kimyasal bağlanma elde edilir (113).

2.8.4 Universal Adeziv Sistemler

Günümüzde mevcut dental adezivler için temel zorluk, farklı yapılardaki diş yüzeylerinde (sağlam, çürük, sklerotik dentin ve mine) eşit derecede etkili bir bağlanma sağlayabilmektir. Adeziv stratejisinin seçimi ve aşama sayısı ile ilgili diş hekimlerinin seçim farklılıkları göz önüne alınarak, bazı üreticiler tarafından hekime hangi adeziv stratejisini kullanacağını belirleme fırsatı sağlamak amacıyla çok yönlü adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Bu yeni dental adeziv ailesi " universal " ya da " multi-mode'' olarak adlandırılmış olup piyasadaki adeziv sistemlerin son neslini temsil etmektedir (114-117).

Yakın zamanda piyasaya sürülen bu çok yönlü universal adeziv sistemler, tek şişe içerisindeki adeziv çözeltisinin kullanılmasıyla, hem total-etch hem de self-etch teknikle diş yapılarına bağlanma sağlamak amacıyla tasarlanmıştır (115). Üretici firmalar her iki adeziv tekniği kullanıldığında da bağlanma etkinliğinden ödün verilmediğini iddia etmişler, ayrıca bu adeziv sistemlerin mine marjinlerinin selektif asitlenmesinde de kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Selektif asitleme tekniği klinisyene, self-etch tekniği ile total-etch tekniğinin avantajlarını birleştirilme olanağını sağlamaktadır (118).

2.9. YAPAY YAŞLANDIRMA YÖNTEMLERİ

2.9.1. Termal Siklus

Oral kavitede restoratif materyaller sürekli olarak ısı ve pH değişimlerine maruz kalmaktadırlar (119-121). Nefes alındığı sırada havanın sıcaklığı, nemi ve hızı ağız ısısında radikal değişikliklere neden olabilir. Fakat nefes alınmadığında ve herhangi bir termal yükleme yapılmadığında ağız içerisindeki ısı $35.2 (\pm 2.1) ^\circ\text{C}$, yani yaklaşık $35 ^\circ\text{C}$ ölçülür (121).

Termal siklus yöntemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartları termal siklus örneklerine $5 ^\circ\text{C}$ ve $55 ^\circ\text{C}$ deki su

banyolarında 500 siklus uygulanmasını uygun bir yapay yaşlandırma test biçimi olarak göstermiştir (119, 122, 123). Literatürde son zamanlarda Gale ve Darvell tarafından yayınlanan derlemede ise 10.000 termal siklusun in vivo olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanma etkinliğinin taklit edilmesi için çok az olduğunu öne sürmüşlerdir (121, 122).

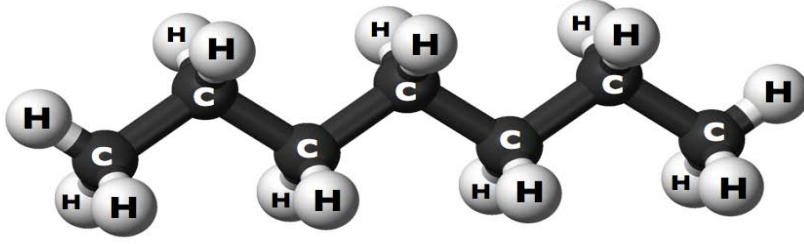
Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi 2 şekilde görülebilir: (1) Sıcak su korunmasız kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olan rezin oligomerlerin açığa çıkmasına neden olabilir. (2) Restoratif materyallerin termal genleşme ve büzülme katsayısının diş dokularından yüksek olması diş-biomateryal arayüzeyinde tekrar eden genleşme ve büzülme streslerine neden olabilir (124, 125).

2.9.2. Gıdaları Taklit Eden Sıvılar

Restoratif materyaller ağız içinde zamanla bütünlüklerini ve dayanıklılıklarını bozacak çok sayıda olumsuz şarta maruz kalırlar (126). Gerilme, basma, aşınma gibi mekanik kuvvetlerin yanında çeşitli kimyasal faktörler de restoratif materyallerin yüzeyini etkileyebilmektedir (127). Alkolsüz içecekler, alkollü içkiler, çaylar, kahve gibi belli içecekler ve hatta florür tüketimi bile kompozitlerin fiziksel özelliklerini ve estetik görünüşünü etkileyebilir ve restorasyonların kalitesini düşürebilir (128). Ağız içerisindeki kimyasal maddeler çeşitli ilaçlar, antiseptik solüsyonlar, gargaralar ve diyeti oluşturan yiyecekler ve içeceklerden de kaynaklanabilir (129).

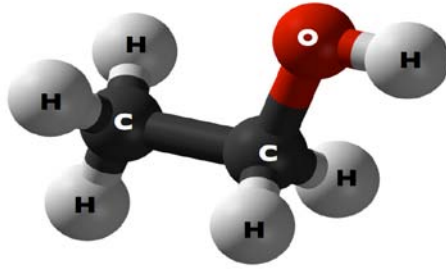
Gıda maddelerinin etkilerini taklit etmek için kullanılacak kimyasallar FDA tarafından belirlenmiştir. Bunlar su, sitrik asit, heptan ve çeşitli konsantrasyonlardaki etanol solüsyonlarını içerir (25).

Heptan, tereyağı, yağlı etler ve bitkisel yağları taklit eder (25-28). Molekül formülü C_7H_{16} olup 100,20 molekül ağırlığındadır ve petrolden elde edilen bir hidrokarbondur (Şekil 2.2). Heptan buharlaşabilen ve kolayca tutuşabilen bir sıvıdır, suda çözünmez, alkol, kloroform ve eterde çözünebilir (130).



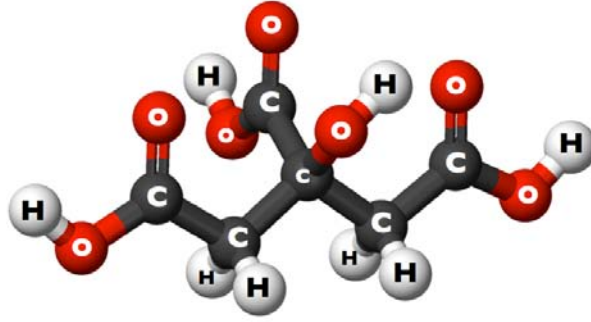
Şekil 2.2. Heptan molekülünün yapısı (131)

Ethanolün molekül formülü C_2H_6O şeklinde olup, molekül ağırlığı 46.07'dir (Şekil 2.3.). Renksiz, berrak görünümlü, buharlaşabilen ve kolayca tutuşabilen, higroskopik bir sıvıdır. Su ile karışabilir. Nişasta, şeker ve diğer karbonhidratların fermentasyonu yoluyla üretilebileceği gibi, alkollü içkilerdeki etilen, asetilen ve sülfitten de üretilebilir. Ayrıca metanın oksidasyonu ve etil sülfidin hidroliziyle de üretilebilir (130, 131).



Şekil 2.3. Etanol molekülünün yapısı (131)

$C_6H_8O_7$ molekül formülüne sahip olan sitrik asit 210,1 molekül ağırlığında olup beyaz, kristalin toz, renksiz kristaller veya granüller şeklindedir (Şekil 2.4.). Endüstriyel olarak şeker pekmezi gibi şeker eriyiklerinden üretilebilen, başta turuncgiller olmak üzere birçok meyvede de yüksek miktarlarda bulunan bir organik asittir. Ayrıca meyve suları ve meşrubatlar da sitrik asit ihtiva eder. Efervesan tuzlar, farmakolojik şuruplar ve tabletlerde ekşilik vermek için, peynir yapımında pH'ı ayarlamak için ve antioksidan olarak, meşrubatlarda, marmelat, reçel ve şekerlemelerde ekşilik sağlamak için kullanılır. Alkol, kloroform, eter ve suda çok iyi çözünür (130, 131).



Şekil 2.4. Sitrik asit molekülünün yapısı (131)

Etanol solüsyonu, sitrik asit ve laktik asitler, alkol içerikli belirli içecekler, meşrubatlar, sebzeler, meyveler, gargaralar, şekerleme ve şurupları taklit eder (25-28). Çapraz bağlı dimetakrilat rezinler neredeyse hiç çözünmezler fakat uygun çözücülerde şişebilirler. Çözünürlük parametresi, bir polimer yapısı gibi diğer bir yapı içine penetre olacak ve de onu çözecek bir molekül şeklinde tanımlanabilir (32). Polimerin bir likite maruz kalmasının sonucunu bilmek klinik performans açısından önemlidir (132). Çözünürlük parametrelerinin uygunluğu ile verilen bir polimer için bir likitin etkinliğini tahmin etmek mümkündür (32).

Çözünürlük parametreleri $9,0$ ve $14,5$ $(J/cm^3)^{1/2}$ aralığındaki çözücüler rezin kompozitlere penetre olma ve onları yumuşatma kapasitesine sahip çözücülerdir (31). Heptan, etanol, sitrik asit gibi yiyecekleri taklit eden sıvılar ve distile su bu çözücüler arasındadır (32).

Bir likitin çözünürlük parametresinin şiddeti, kompozitin polimer matriksinin çözünürlük parametresine eşit olduğunda, maksimum bir yumuşatıcı etki beklenir (133). Buna göre, günlük diyetle alınan yiyeceklerden yaklaşık $3 \times 10^{-4} J^{1/2} m^{-3/2}$ çözünürlük parametresine sahip maddelerin her biri Bis-GMA bazlı kompozitlerde ve adezivlerde hasara neden olacaktır (27). Metil metakrilat, Bis-GMA ve ürethan dimetakrilat içerikli materyallerin çözünürlük parametrelerinin, sırasıyla %100, %75 ve %50 etanol solüsyonlarıyla uyumludur (31). Etanol solüsyonu dimetakrilat polimerlerle benzer çözünürlük parametrelerine sahiptir ve diş hekimliği için kliniğe uygun bir solüsyondur. Özellikle % 75 etanol-su içeren solüsyonlar kompozitler için en iyi çözücülerdir (134).

2.10. BAĞLANMA DAYANIMI TESTLERİ

Uzun dönem klinik takiplerin zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan, laboratuvar bağlantı dayanımı testleri dental materyal ve tekniklerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle adeziv restoratif materyaller için bağlantı dayanımı testleri kullanılmakta ve yüksek bağlanma dayanımlarının klinik performans için ölçü olduğuna inanılmaktadır. Dental materyal alanında yapılan çalışmalarda uzun yıllardır makaslama ve gerilim testleri uygulanmaktadır (119, 123).

Dental materyallerin ve bağlayıcı ajanların diş dokularına olan bağlantı dayanıklılıklarını belirlemede en sık kullanılan bağlanma dayanımı testleri (135, 136) :

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

2.10.1 Makaslama Bağlanma Dayanıklılık Testi (Shear Bond Strength Test)

Bu test yöntemi diş yüzeyine paralel yönde kuvvet uygulanması ile bağlanmanın kırılması esasına dayanan in vitro test metodudur. Örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi taklit etmesi nedeniyle en sık kullanılan yöntemdir. (137). Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken, makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir (138).

Makaslama testinde oluşan yük dağılımı her bölgede eşittir. Makaslama testleri ağız ortamını çekme testlerinden daha iyi taklit etmektedir (139). Makro testlerden olan makaslama testinde dental restorasyon boyutlarına sahip örnekler kullanılır. Makaslama testlerinde bağlantı, numuneye gelen paralel bir kuvvet yardımıyla kırılmaktadır. ISO 11405 makaslama testlerinde ideal yaklaşma hızını 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak

belirtmişlerdir. Bu değerin üzerindeki hızların anormal stres dağılımına yol açarak koheziv kırıklara sebep olacağını söylemişlerdir (140). Testlerin sonuçları dişlerin saklanma koşulları ve süresi, dentin derinliği ve tipi, kullanılan kompozitin dayanıklılığı, örneklerin saklanma koşulları, test düzeneği, kuvvetin uygulanma hızı, adezyon yüzeyinin genişliği ve adeziv tabakanın kalınlığı gibi bir çok parametreye bağlı olarak farklılık gösterir (141).

Bağlantı direncinin sayısal olarak değerlendirilmesinin yanında, aderent-adeziv ara yüzeyindeki ayrılma tipi de mikroskopik olarak incelenebilmektedir. Yüzeğe bir adeziv ile bağlanan materyalin uygulanan kuvvete karşı gösterdikleri kütleli direnç, kırık tipini belirleyicidir. Kırık tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak adeziv kırık, koheziv kırık ve bunların her ikisinin de beraber gerçekleştiği kırılmalar (miks) karışık kırık olarak adlandırılır. Adeziv kırıklar, farklı materyaller arasında, mesela mine dokusu ile kompozit restorasyonun ayrılması şeklinde olan kırık tipidir. Koheziv kırık ise aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırık tipidir. Diş dokusu veya kompozit restorasyon içinde olabilir. Karışık kırıklar ise hem adeziv, hem de koheziv kırık tiplerinin aynı anda gerçekleştiği kırık tipidir (140). Adeziv tip kırıklarda diş dokusu ve kompozit materyal veya bağlayıcı sistem birbirinden ayrılır. Zayıf bir bağlantı olduğunu gösterir. Koheziv tip kırıklarda kuvvetli bir bağlantıdan söz edilmektedir. Ara yüzdeki bağ dayancının materyal iç dayancından yüksek olması olarak da ifade edilebilmektedir (142).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmaya Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurul Başkanlığı tarafından 17.04.2015 tarihli 2015-04/15 no'lu etik kurul onayı alınarak başlanmıştır. Çalışmamızın tüm deney aşamaları, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda uygulanması planlanan yüzey hazırlama işlemleri göz önünde bulundurularak üç tane ana ve altı tane alt grup oluşturulmuştur:

Grup 1: Nd:YAG lazer uygulanan grup

Grup 2: Er:YAG lazer uygulanan grup

Grup 3: Frez uygulanan grup

Örneklerin sayısı C.Ü. Tıp fakültesi biyoistatistik anabilim dalına danışılarak belirlendi. Bu çalışmada $\alpha=0,05$, $\beta= 0,10$ ve $(1-\beta)=0,90$ olarak alındığında, her bir gruba 48 örnek alınmasına karar verildi ve testin gücü ($p= 0,90671$) bulundu. Restorasyon materyali olarak nanohibrit bir kompozit olan Filtek Z550 (3M Espe, St. Paul) seçildi ve akrilik bloklar üzerindeki kavitelere her bir grupta 48 örnek olacak şekilde 144 örnek hazırlandı.

Örnekler 24 saat 37°C distile suda bekletildi. Daha sonra bütün örnekler termal siklus cihazında (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) $5-55^{\circ}\text{C}$ de 1000 devir bekletildi. Sonrasında örnekler lazerlerle ve frezle yüzey hazırlama tekniği uygulanmıştır.

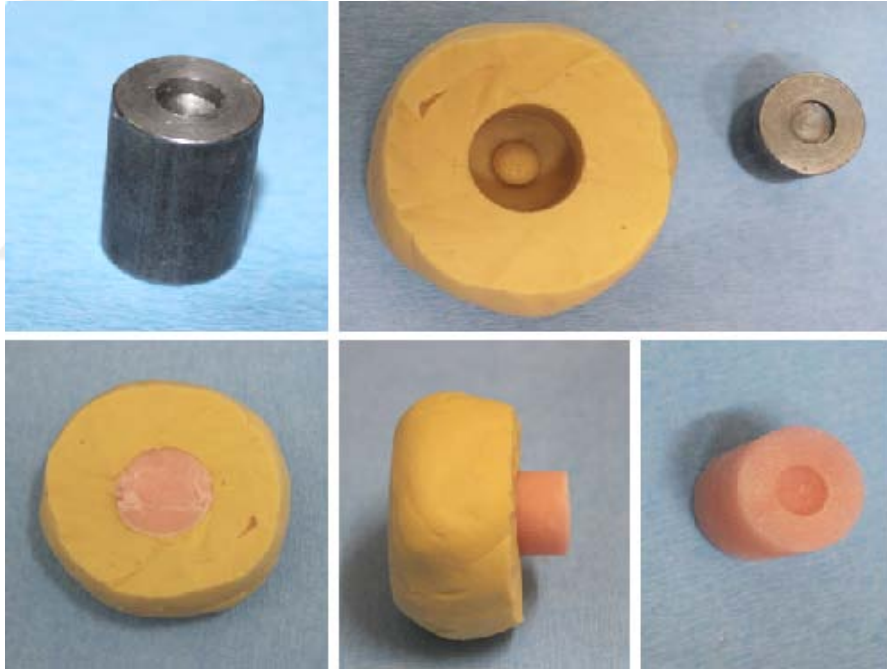
Bütün örnekler $\%37$ 'lik fosforik asit uygulanıp hava su spreyiyle yıkandı. Kompozit tamir işlemi yine aynı marka nanohibrit kompozit ve aynı üreticiye ait adeziv sistem universal bir bond olan Single Bond (3M ESPE Dental Products, Amerika) ile gerçekleştirildi. Tamir işlemi bitirilen gruplar her grupta sekiz örnek olacak şekilde altı alt gruba ayrıldı. Hazırlanan örnekler doksan gün gıdaları taklit eden sıvılarda ($\%8$ 'lik etanol grubu, $\%50$ 'lik etanol grubu, heptan grubu, su grubu, 0.02 'lik sitrik asit grubu ve kontrol grubu) bekletildi. Hemen sonrasında örnekler, makaslama bağlanma dayanımı testi için universal test cihazına (LF Plus, LLOYD Instruments, Ametek Inc., England) konularak kırma işlemi gerçekleştirildi. Elde edilen bağlanma dayanımı değerleri Newton (N) cinsinden ölçülüp Megapaskal'a (MPa) çevrildi. Bu değerler istatistiksel olarak analiz edildi.

Makaslama testi uygulanan kırık örnekler $40\times$ büyütmede stereomikroskop (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japan) altında incelendi ve kırılma tipleri; adeziv, restorasyonda koheziv, tamir kompozitinde koheziv ve karışık tipte kırılma yüzeyi olarak sınıflandırıldı. Ayrıca her bir gruptaki örnekler Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) (Jeol Ltd., JSM-5600, Tokyo, Japan) ile incelendi.

3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

Kompozit örneklerin hazırlanmasında, örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi için Universal test cihazına konulacağı göz önünde bulundurularak tornada 15 mm çapında 10 mm yüksekliğinde, bir yüzeyinde 2 mm derinlikte ve 6 mm çapında silindirik kavite bulunan metal bir blok hazırlandı. Elde edilen bu metal bloktan silikon esaslı ölçü maddesi (Bonasil, DMP Ltd., USA) ile silikon kalıplar elde edildi.

Hazırlanan silikon kalıplar içerisine akrilik dökülerek polimerize olması beklenildi. Polimerizasyonu takiben akrilik bloklar silikon içerisinden çıkartıldı. Bu yöntemle bir yüzeyinde 2 mm derinlikte ve 6 mm çapında kavite bulunan 144 akrilik blok elde edildi. Daha sonra bu kavitelere kompozit yerleştirilmesi işlemine geçildi.



Şekil 3.1. Metal bloktan silikon ölçü ile kalıp hazırlanması ve akrilik blokların elde edilmesi.

3.2. Akrilik bloklara kompozit yerleştirilmesi

Filtek Z550 (Şekil 3.2) kompozit hem ön hem de arka grup dişlerin restorasyonlarında kullanılır. İnorganik içerik, yüzey modifiye zirkonyum/silika ve 20 nm yüzey modifiye silika partikülünün karışımıyla oluşur ve miktarı ağırlıkça %81,8 (hacimce

%67,8)'dir. Silika partikül boyutu 20 nm iken zirkonyum silika partikül boyutu 0.1-10 mikrondur. Resin olarak Bis-GMA, UDMA, Bisfenol-A ethoxylated dimetakrilat (Bis-EMA) ve TEGDMA içerir (Tablo 3.1).

Kompozit Resin	Üretici	Tipi	Resin matriks	Doldurucu Tipi	Ortalama Partikül Boyutu	Doldurucu Hacmi %	Doldurucu Ağırlığı %
Filtek Z550	3M ESPE, St. Paul, MN,USA	Nanohibrit	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGMA ve PEGDMA	Silika, zirkonyum/silika	20 nm	81.8	67.8

Tablo 3.1. Kompozit materyal ve içeriği

Daha önce hazırlanan akrilik bloklar üzerindeki kompozit restorasyon materyalinin yerleştirilmesi için oluşturulmuş kavitelere siman fulvarı ve ağız spatülü yardımıyla tek katman halinde nanohibrit bir kompozit olan A2 rengine Filtek Z550 (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) yerleştirildi (Şekil 3.3).

Kompozit rezinin kavitelere yerleştirilmesinden sonra Elipar S10 (3M ESPE, Seefeld, Germany) LED ışık cihazı kullanılarak 1200 mW/cm^2 çıkış gücü ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda 20 sn 1 mm uzaklıktan olacak şekilde polimerizasyon gerçekleştirildi (Şekil 3.2). Bu şekilde 144 adet nanohibrit kompozit örnek elde edildi.



Şekil 3.2. Nanohibrit kompozit restorasyon materyali ve LED ışık cihazı



Şekil 3.3. Bloklar üzerindeki kavitelere kompozit yerleştirilmesi ve polimerizasyon işlemi

3.3. Örneklerin Yapay Yaşlandırılması

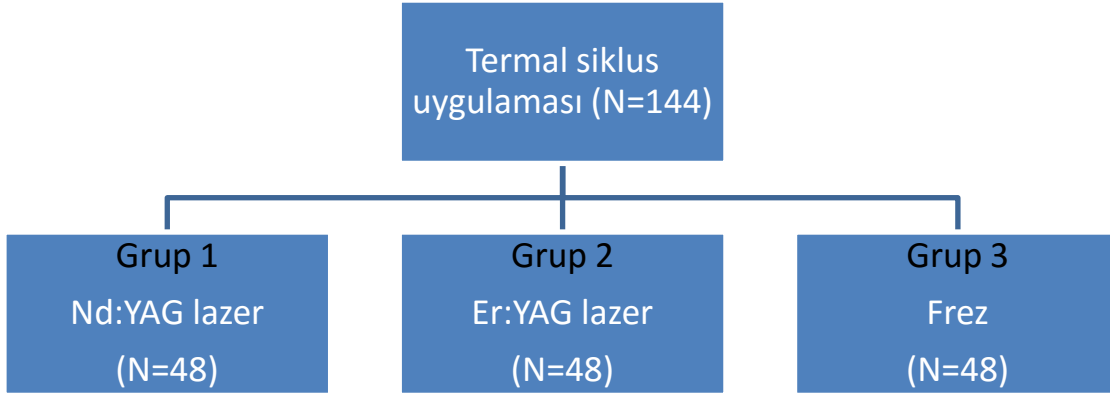
Hazırlanan kompozit örneklerin tümü, ağız ortamının koşullarını taklit etmesi amacıyla termal siklus cihazında 1000 devir bekletildi (Şekil 3.4). Termal siklus uygulaması, örneklerin sırasıyla 5°C ve 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 sn ve bekleme süresi 30 sn olacak şekilde gerçekleştirildi. Termal siklustan çıkarılan örneklerin kompozit yüzeyleri homojen bir yüzey elde etmek amacıyla 400 μm grenli silikon karpit kağıtla aşındırıldı.



Şekil 3.4. Termal siklus cihazı

3.4. Deney gruplarının oluşturulması

Yaşlandırma sonrası yüzey işlemi yapılması için örnekler her bir grupta 48 adet kompozit örnek olacak şekilde 3 gruba ayrıldı.



Şekil 3.5 Deney gruplarının şematize edilmesi

Grup 1: Bu gruptaki örneklerde yüzey pürüzlendirme işlemi olarak Nd:YAG lazer kullanıldı. Gruptaki 48 kompozit örneğin her birinin yüzeyine 1064 nm dalga boyunda 10 Hz frekansında, 1.5 W çıkış gücünde, enerji seviyesi 150 mJ ve enerji yoğunluğu 119.42 J/cm² olan lazer 2 cm uzaktan 15 saniye uygulandı ve daha sonra örnekler suyla yıkandıp havayla kurutuldu (Şekil 3.5).



Şekil 3.6. Nd:YAG lazer cihazı

Grup 2 : Bu gruptaki örneklerde yüzey pürüzlendirme işlemi olarak Er:YAG lazer kullanıldı. Örneklerin yüzeyine 2940 nm dalga boyunda 10 Hz frekansında, 1.5 W çıkış gücünde, enerji seviyesi 150 mJ olan lazer 2 cm uzaktan 15 saniye uygulandı ve daha sonra örnekler suyla yıkandıp havayla kurutuldu (Şekil 3.6).



Şekil 3.7. Er:YAG lazer cihazı

Grup 3 : Bu gruptaki örneklerde yüzey hazırlama işleminde elmas fissür frez (837314111534012C, M&A Diatech, Heerbrugg, Switzerland) kullanılmıştır. Her dört örnekte bir frez değiştirilmiştir. Örneklerin yüzeyi su soğutması altında 3 sn pürüzlendirildi. Aerotör ucuna takılan elmas frez restorasyon materyali yüzeyine yatay olarak tutulup, iki farklı yönde ikişer kere yüzeye baskı yapmadan pürüzlendirme yapıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.8. Frezle yüzey hazırlama

3.5. Tamir materyalinin yerleştirilmesi

Yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanan örnekler için son yüzey temizliği için herhangi bir bağlayıcı ajan uygulanmadan önce %37'lik fosforik asit (Condac37, FGM) ile

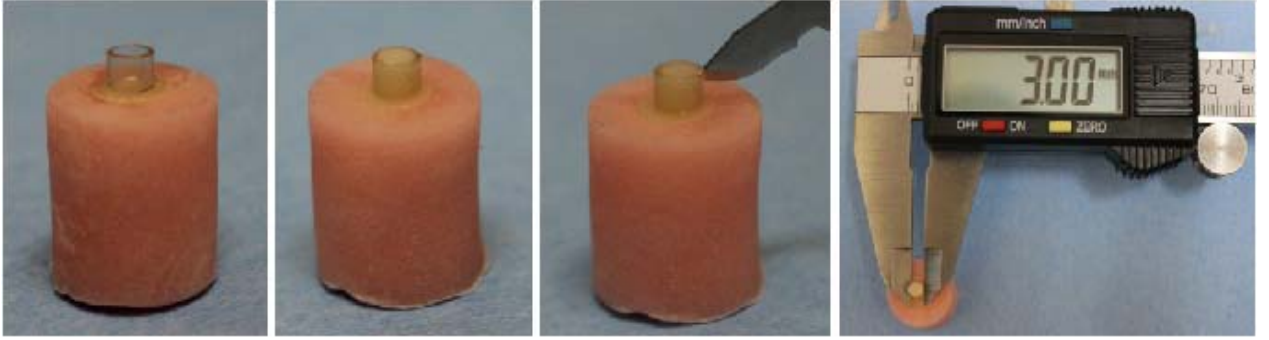
60 saniye asitleme yapıldı. Asitlemeyi takiben yüzeyler 15 saniye boyunca hava su spreyi ile yıkandı ve 5 saniye kurutuldu. Daha sonra adeziv sistem Single Bond Universal (3M ESPE, Germany) tek kullanımlık bond fırçası ile örneklerin yüzeyine 20 sn ovularak uygulandı. Çözücünün uzaklaştırılması için hava su spreyi ucu kullanılarak adeziv üzerinde hareketlenme görülmeyene kadar en az 5 sn hafifçe hava ile kurutuldu.

Tablo 3.2. Universal adeziv sistemlerin özellikleri ve kullanım talimatları

Adeziv Sistem	Üretici	İçerik	Kullanım Talimatları
Single Bond Universal (üniversal adeziv)	3M ESPE, Neuss, Germany	MDP fosfat monomer, Bis-GMA, HEMA, Dimetakrilat rezin, metakrilat-modifiye polialkenoik asit kopolimeri, doldurucu, etanol, su, başlatıcılar, silan	<ol style="list-style-type: none"> 1. Adeziv 2 tabaka şeklinde uygulanır. Her tabakada 10-15 sn fırça ile ovma yapılır. Tabakalara ışık uygulanmaz. 2. 10 sn boyunca fazla olan solvent hava ile uzaklaştırılır. Adezivin hareket etmemesine dikkat edilir. Yüzey düzgün ve parlak görünmelidir. 3. Işık cihazı 10 sn uygulanır.

Adeziv uygulamasını takiben daha önce hazırlanmış iç çember çapı 3mm ve yüksekliği 2 mm olan silindirik şeffaf bir boru tamir kompozit materyaline matris olmak üzere restorasyon merkezine yerleştirildi. Daha sonra 1200 mW/cm² gücündeki LED ışık cihazı (Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Germany) ile 20 sn süresince polimerize edilerek tüplerin kompozite sabitlenmesi amaçlandı. Daha sonra tüplerin içine aynı firmaya ait fakat tamiri ayırt edebilmek amacıyla A3 renginde nanohibrit kompozit rezin (Filtek Z550, 3M ESPE, USA) dikkatlice yerleştirildikten sonra LED ışık kaynağı kullanılarak 20sn polimerize edildi.

Plastik tüplerin içindeki kompozit polimerize edildikten sonra modeller oda sıcaklığında altmış dakika bekletildi. Bir saatin sonunda kalıplar 15 numara bisturi ile kesildi ve tüpler kompozitten uzaklaştırıldı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Tamir kompozitinin yerleştirilmesi ve plastik tüplerin uzaklaştırılması

3.6. Gıdaları taklit eden sıvıların uygulanması

Örnekler yaşlandırma için gıdaları taklit etmesi amacıyla kullanılan 0.02 sitrik asit, % 8'lik etanol, %50'lik etanol, heptan ve distile suyun bulunduğu koyu renk şişelere yerleştirildi. Işıktan etkilenmemeleri için şişeler koyu renk seçilmiştir. Kontrol grubu boş şişeye yerleştirildi. Daha sonra örnekler vücut sıcaklığını taklit etmesi amacıyla 37°C sabit sıcaklıkta tutan sirkülasyonlu su banyosunda (Nüve BM 402, Ankara, Türkiye) 90 gün süre ile indirekt olarak bekletildi. Kontrol grubu oda sıcaklığında hava ortamında bekletildi.

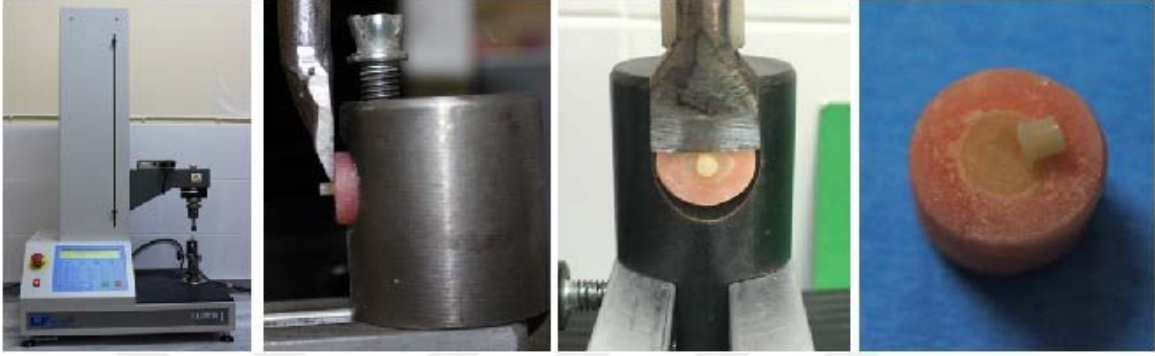


Şekil 3.10. Örneklerin gıdaları taklit eden sıvıların içinde ve su banyosunda bekletilmesi

3.7. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi Universal Test cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Testte kullanılacak hareketli kırma aparatı, ISO TR 11405

spesifikasyonunda belirtilen şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde tornada hazırlatıldı. Kırma aparatı, örneklerdeki kompozit yüzeyiyle 90°'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirildi ve örnekler 1mm/dk. kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Universal test cihazı ve makaslama testi

Kırma işleminde oluşan kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü, birim alana düşen yük miktarını aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi (Şekil 3.12). Elde edilen değerler her bir örnek için Nexygen software programı ile kaydedildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = (\pi \times r^2) \text{ (mm}^2\text{)} \quad r = \text{bağlanma yüzeyi çapı}$$

Şekil 3.12. Newton değerlerinin Megapaskal olarak elde edilmesinde kullanılan formül

3.8. Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası bütün kompozit örneklerin kırılma yüzeyleri stereomikroskop (Zeiss, Oberkochen, Almanya) ile X25 büyütme altında incelendi. İnceleme sonrası örneklerin kırılma tipleri belirlenerek kaydedildi. Örneklerin kırılma tiplerinin fotoğrafları, stereo mikroskopa bağlı fotoğraf makinesi (Canon EOS 1000D) ile elde edilmiştir.



Şekil 3.13. Stereomikroskop ile kırık tiplerine bakılması

Oluşan kopma tipleri;

Adeziv kırılma: Tamir kompozitinin, kompozit alt yapı ile bağlanma yüzeyinden tamamen ayrılması

Restorasyonda koheziv kırılma: Restorasyon kompozitinin tamamen kendi içerisinden kopması

Tamir kompozitinde koheziv kırılma: Tamir kompozitinin tamamen kendi içerisinden kopması

Karışık tip kırılma: Her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği kopma (adeziv + koheziv) olarak sınıflandırıldı.

3.9. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi

Tüm örneklerin stereomikroskop ile incelenmesi sonrasında kırılma yüzeylerini ayrıntılı olarak değerlendirmek için SEM analizleri yapıldı. Örneklerin incelenmesi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma Merkezi SEM Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazı (Zeiss Evo LS10, Oberkochen, Almanya) ile yapıldı.

SEM analizi yapılmadan önce makaslama bağlanma dayanımı testi sonucu kopan örnekler net olarak izlenebilmeleri için alüminyum bir kalıp üzerine yapıştırılarak sabitlendiler. Hazırlanan yüzeyler havasız bir ortamda Polaron SC 7620 Sputter Coater

kullanılarak 90 A° kalınlığında altın-palladyum ile kaplandı (Şekil 3.14) ve çeşitli büyütme altında incelendi (Şekil 3.15).



Şekil 3.14. Altın kaplama cihazı



Şekil 3.15. Çalışmada kullanılan SEM cihazı

3.10. İstatistiksel Analiz

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Ver:22.0) programına yüklenerek değerlendirildi. Parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde (Kolmogorof-Simirnov) deney gruplarının makaslama bağlanma değerleri arasında fark olup olmadığı araştırılırken varyans analizi kullanıldı. Verilerimiz çizelgede aritmetik ortalama \pm standart sapma şeklinde belirtilerek yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı.

4. BULGULAR

Yapılan istatistiksel değerlendirmeler sonucunda yzzey işlemleri uygulanan 3 ana grup ve bu gruba ait alt gruplar (kontrol, heptan, sitrik asit, %8 etanol, %50 etanol, distile su) kendi aralarında karşılaştırıldı, makaslama bağlanma kuvveti açısından istatistiksel olarak bir fark gözlenmedi ($p > 0,05$). Tabloda kontrol ve deney gruplarına ait tamir makaslama bağlanma kuvveti değerlerinin ortalama ve standart sapmaları gösterilmiştir (Tablo 4.1).

Tablo 4.1 Yzzey hazırlama tekniklerinin karşılaştırılması

Gruplar	Frez		Nd;YAG lazer		Er;YAG lazer		Sonuç
	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma (+/-)	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma (+/-)	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma (+/-)	
Kontrol	19,37	4,39	16,68	4,61	18,33	3,41	F= 0,83 p= 0,447
Su	15,54	4,95	15,82	2,90	18,40	3,78	F= 1,25 p=0,305
Sitrik asit	16,43	4,61	18,14	3,62	17,03	4,20	F= 0,34 p=0,711
Heptan	15,90	2,52	14,35	3,61	16,22	3,05	F= 0,84 p=0,440
%8 Etanol	15,13	3,43	16,30	2,52	15,34	3,57	F= 0,30 p=0,740
%50 Etanol	14,21	2,26	14,08	2,26	13,65	4,33	F= 0,07 p= 0,930

Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve frez gruplarına ait kontrol grupları karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri frez kontrol grubunda, en düşük değer ise Nd:YAG lazere ait kontrol grubunda gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak farklılık anlamsız bulunmuştur ($p=0,447$).

Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve frez gruplarına ait distile suda bekletilen örnekler karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri Er:YAG lazer uygulanan grupta, en düşük değer ise frez uygulanan grupta gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak farklılık anlamsız bulunmuştur ($p=0,305$).

Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve frez gruplarına ait sitrik asitte bekletilen örnekler karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri Nd:YAG lazer uygulanan grupta, en düşük değer ise frez uygulanan grupta gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak farklılık anlamsız bulunmuştur ($p=0,711$).

Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve frez gruplarına ait heptanda bekletilen örnekler karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri Er:YAG lazer uygulanan grupta, en düşük değer ise Nd:YAG lazer uygulanan grupta gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak farklılık anlamsız bulunmuştur ($p=0,305$).

Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve frez gruplarına ait %8'lik etanol solusyonunda bekletilen örnekler karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri Nd:YAG lazer uygulanan grupta, en düşük değer ise frez uygulanan grupta gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak farklılık anlamsız bulunmuştur ($p=0,305$).

Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve frez gruplarına ait %50'lik etanol solusyonunda bekletilen örnekler karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri frez uygulanan grupta, en düşük değer ise Er:YAG lazer uygulanan grupta gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak farklılık anlamsız bulunmuştur ($p=0,305$).

Tablo 4.2 Yüzey işlemleri uygulanan grupların alt gruplarının kendi arasında karşılaştırılması

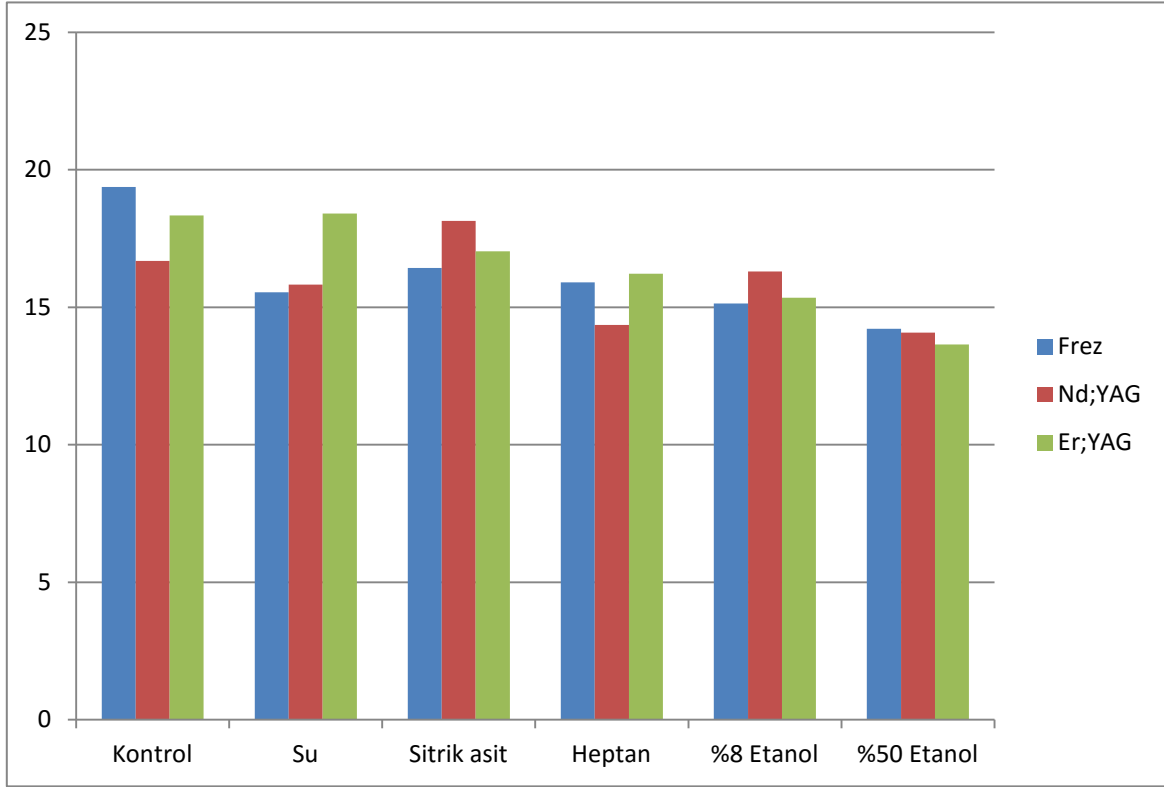
Gruplar	Frez		Nd:YAG lazer		Er:YAG lazer	
	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma (+/-)	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma (+/-)	Ortalama (Mpa)	Standart Sapma (+/-)
Kontrol	19,37	4,39	16,68	4,61	18,33	3,41
Su	15,54	4,95	15,82	2,90	18,40	3,78
Sitrik asit	16,43	4,61	18,14	3,62	17,03	4,20
Heptan	15,90	2,52	14,35	3,61	16,22	3,05
%8 Etanol	15,13	3,43	16,30	2,52	15,34	3,57
%50 Etanol	14,21	2,26	14,08	2,26	13,65	4,33
Sonuç	F= 1,90 p= 0,114		F=1,62 p= 0,174		F=1,69 p= 0,157	

Er:YAG lazer uygulanan kontrol grubu ve gıdaları taklit eden sıvılarda bekletilen gruplara ait makaslama bağlanma dayanım kuvvetleri karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri kontrol grubunda, en düşük bağlanma kuvveti değeri ise %50'lik etanol solusyonunda bekletilen grupta gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak bu farklılık önemsiz bulunmuştur ($p= 0,114$).

Nd:YAG lazer uygulanan gruplara ait makaslama bağlanma dayanım kuvvetleri karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri sitrik asitte bekletilen grupta, en düşük bağlanma kuvveti değeri ise %50'lik etanol solusyonunda bekletilen grupta gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak bu farklılık önemsiz bulunmuştur ($p= 0,114$).

Frez uygulanan gruplara ait makaslama bağlanma dayanım kuvvetleri karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma kuvveti değeri kontrol grubunda, en düşük bağlanma kuvveti değeri ise %50'lik etanol solusyonunda bekletilen grupta gözlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak bu farklılık önemsiz bulunmuştur ($p= 0,157$).

Er;YAG lazer, Nd;YAG lazer ve frezle yüzey pürüzlendirme işlemi yapılan üç ana grup ve altı alt grupta makaslama bağlanma kuvvetleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).



Şekil 4.1 Gruplardaki ortalama tamir makaslama bağlanma dayanımı değerleri dağılımı

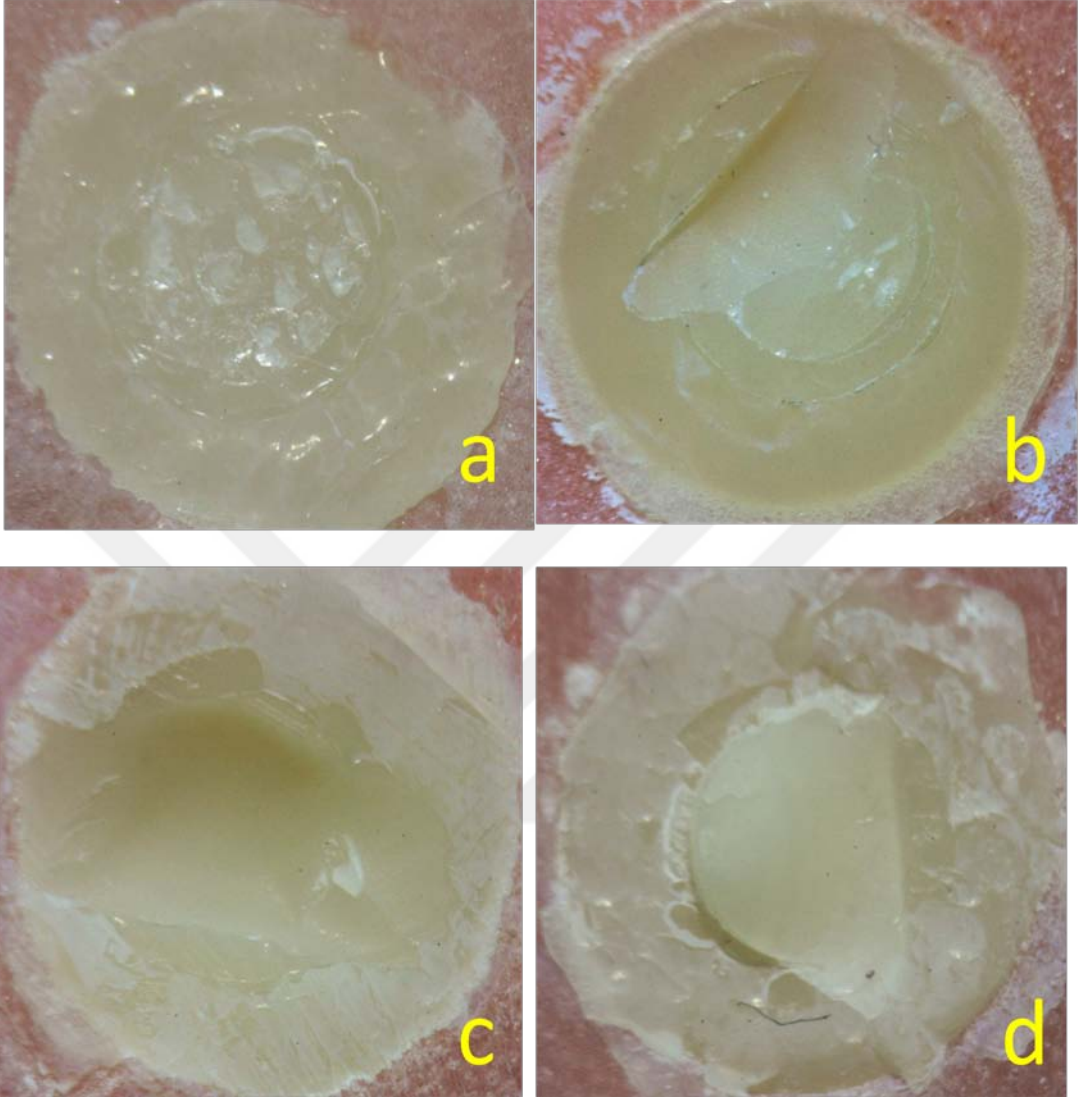
4.1. Kırılma Tipi Bulguları

Deney örneklerinin kopma tipleri Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında bulunan stereo mikroskopta ışık altında incelendiğinde adeziv kopma, restorasyon materyalinde koheziv kırılma, tamir materyalinde koheziv kırılma ve karışık kırılma tipleri tespit edilmiştir. Genel olarak örneklerde restorasyonda koheziv kırılma gözlenmiştir. Fakat %50 etanolde bekletilen örneklerde daha çok adeziv kırılma gözlenmiştir. Kırılma tiplerinin dağılımı Tablo 4.3 ve Şekil 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Kırılma tipleri dağılımı

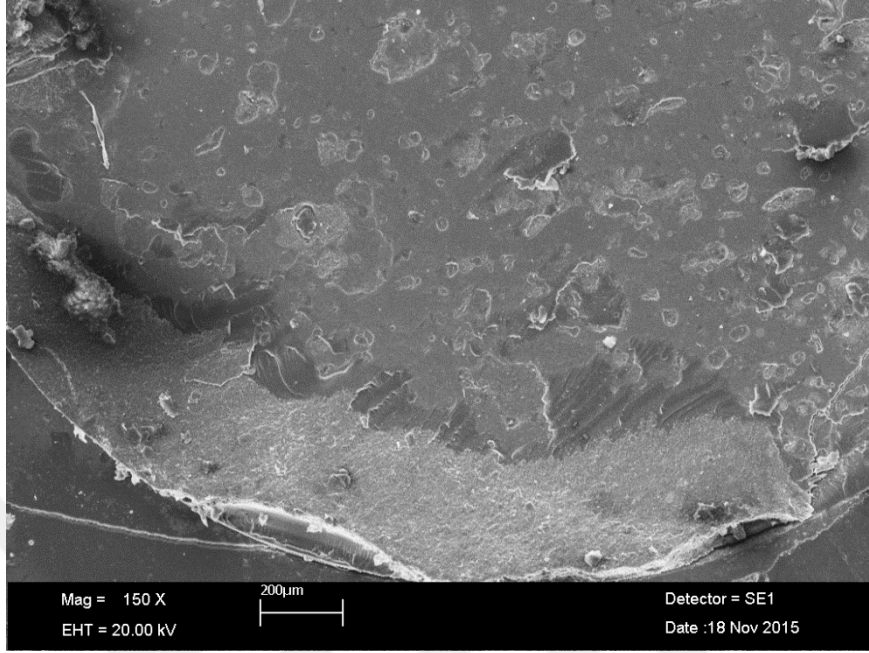
Yüzey İşlemleri	Gruplar	Karışık tip kırılma	Adeziv kırılma	Tamirde koheziv kırılma	Restorasyonda koheziv kırılma
Er;YAG lazer	Kontrol	4	0	0	4
	Su	1	0	1	6
	Sitrik asit	2	0	0	6
	Heptan	5	0	0	3
	%8 etanol	2	2	0	4
	%50 etanol	1	7	0	0
Nd;YAG lazer	Kontrol	2	0	0	6
	Su	2	0	0	6
	Sitrik asit	2	1	1	4
	Heptan	1	4	0	3
	%8 etanol	3	2	0	3
	%50 etanol	2	5	1	0
Frez	Kontrol	1	0	0	7
	Su	1	0	0	7
	Sitrik asit	0	1	0	7
	Heptan	1	0	0	7
	%8 etanol	3	0	0	5
	%50 etanol	4	3	0	1

4.2. Kırılma tiplerine ilişkin stereomikroskop görüntüleri

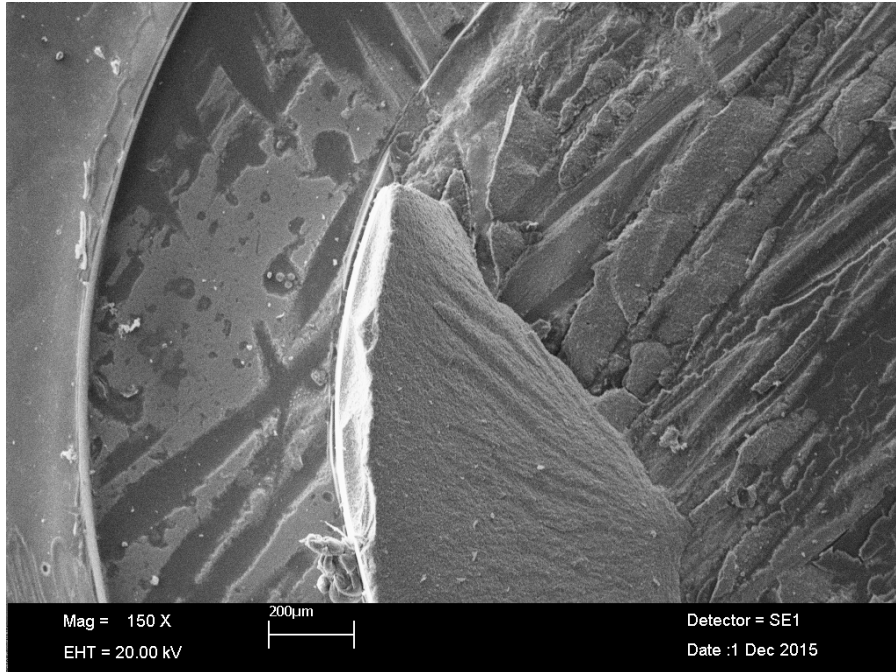


Şekil 4.2. Kırılma tipleri: a) Adeziv tip b) Karışık tip kırılma c)Restorasyonda koheziv d) Tamirde koheziv

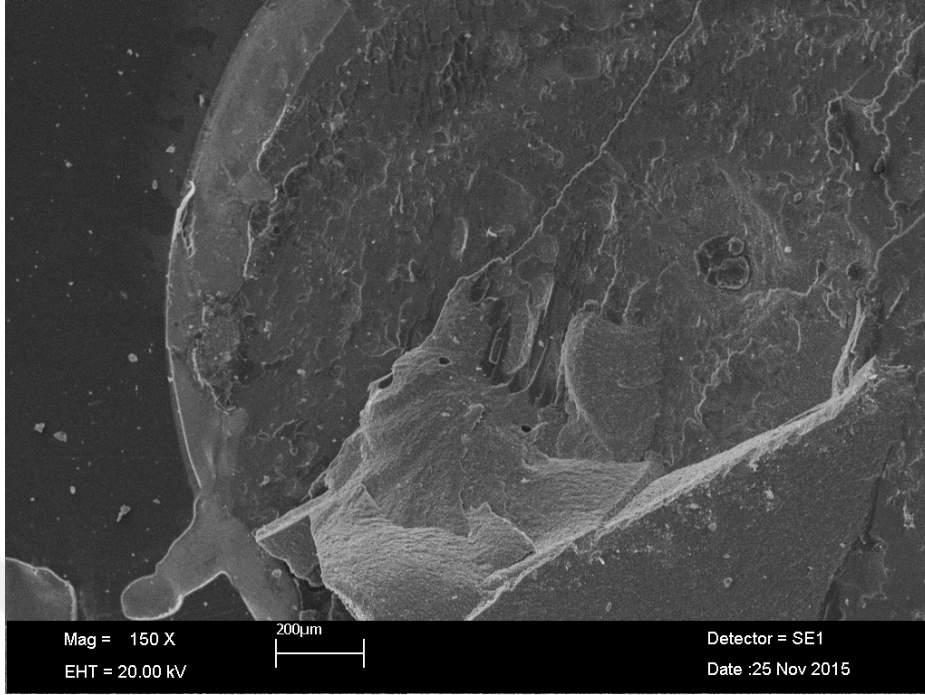
4.3 SEM Bulguları



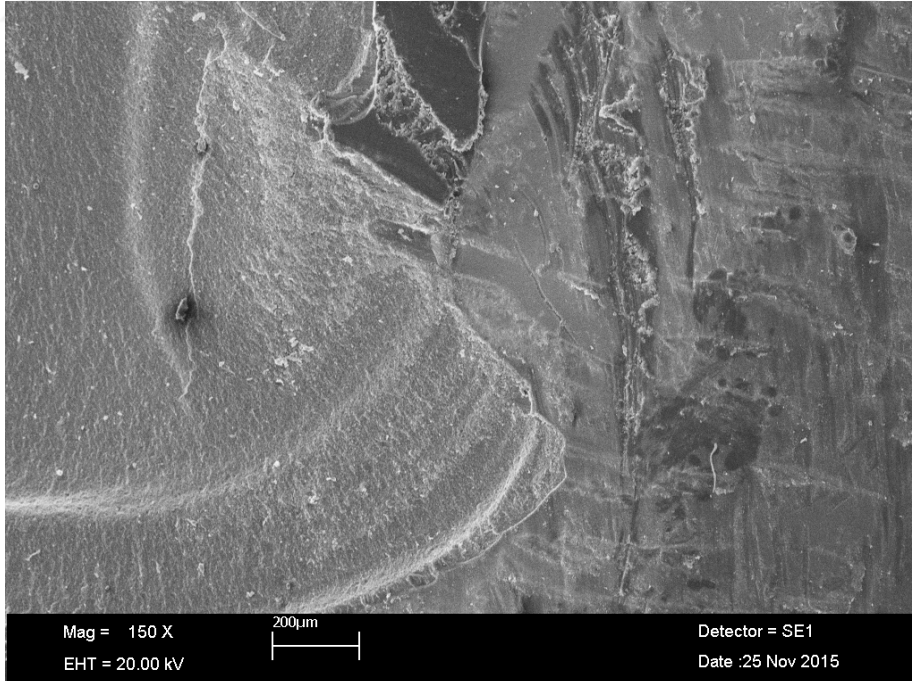
Şekil 4.3 Nd;YAG lazer grubuna ait sitrik asitte bekletilmiş adeziv tip kırılma gösteren SEM görüntüsü



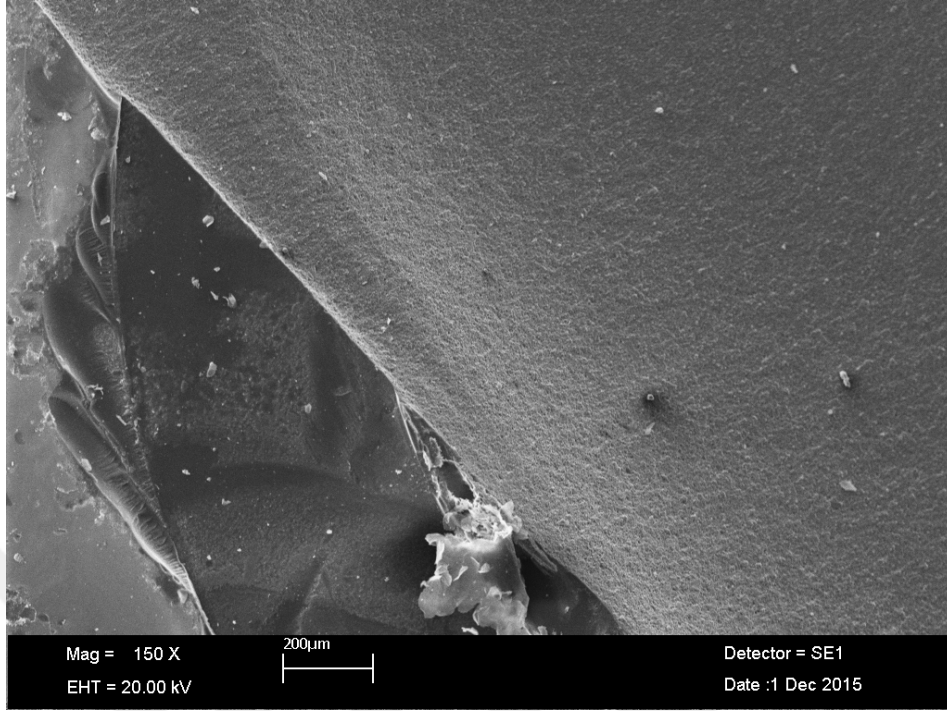
Şekil 4.4. Nd;YAG grubuna ait %8 etanolde bekletilmiş karışık tip kırılma gösteren SEM görüntüsü



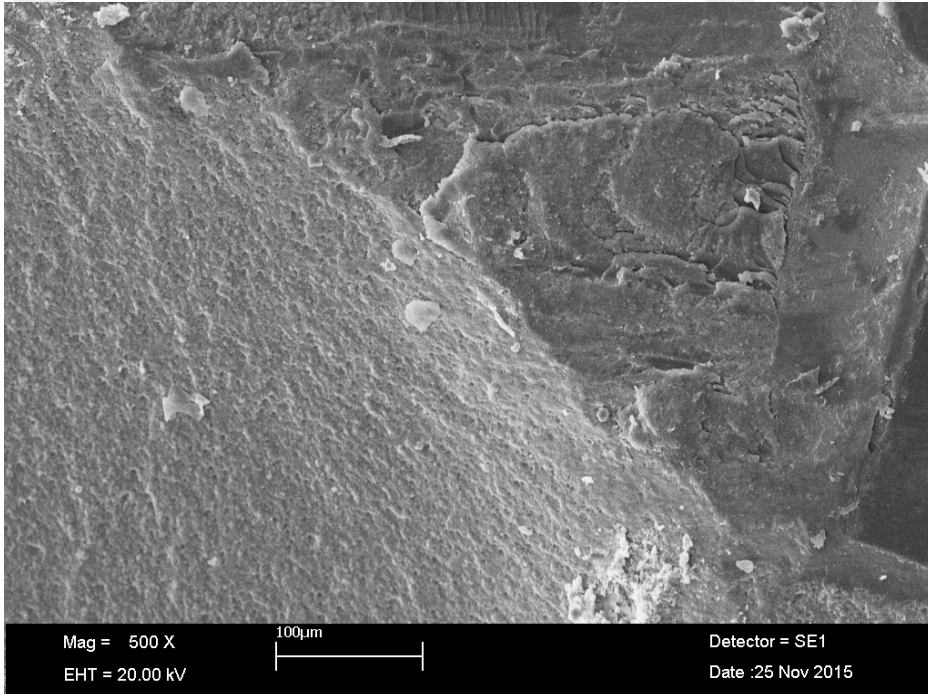
Şekil 4.5. Nd;YAG lazer grubuna ait %50 etanolde bekletilmiş tamirde koheziv tip kırılma gösteren SEM görüntüsü



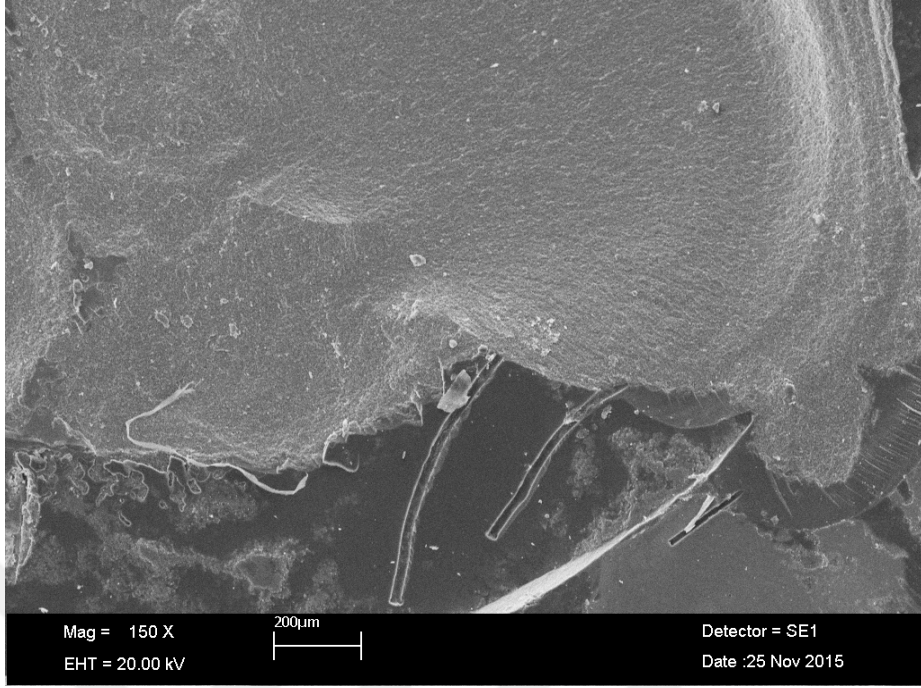
Şekil 4.6. Frez grubuna ait %50 etanolde bekletilmiş restorasyonda koheziv tip kırılma gösteren SEM görüntüsü



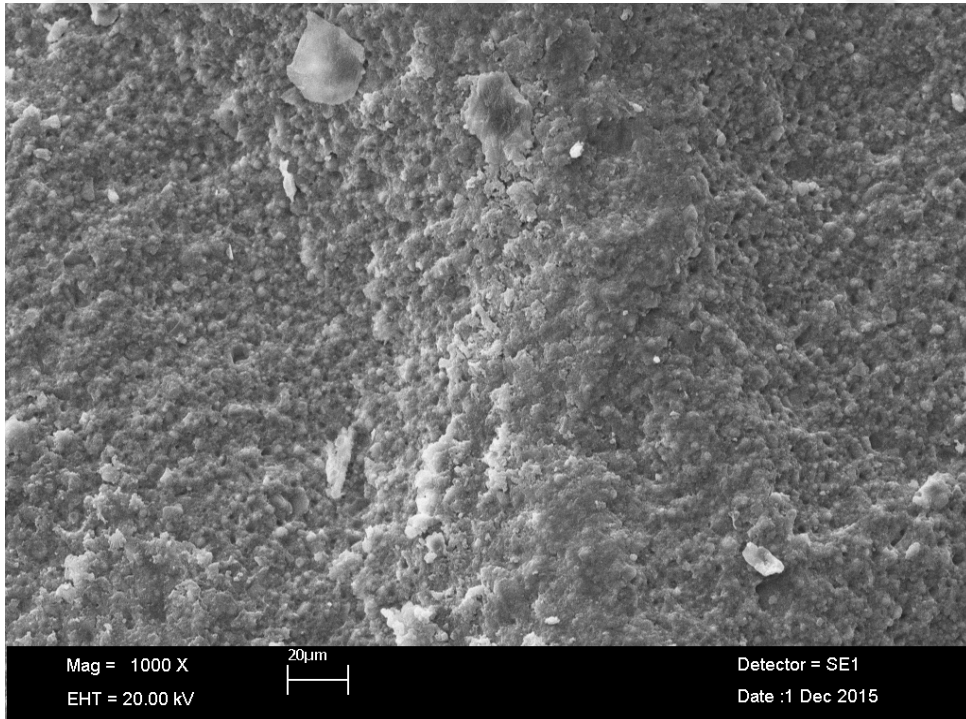
Şekil 4.7. Frez grubuna ait heptanda bekletilmiş restorasyonda koheziv tip kırılma gösteren SEM görüntüsü



Şekil 4.8. Frez grubuna ait %50 etanolde bekletilmiş karışık tip kırılma gösteren SEM görüntüsü



Şekil 4.9. Er:YAG lazer grubuna ait sitrik asitte bekletilmiş karışık tip kırılma gösteren SEM görüntüsü



Şekil 4.10. Er:YAG lazer uygulanmış %8 etanolde bekletilmiş adeziv tip kırılma gösteren SEM bulgusu

5. TARTIŞMA

Diş restorasyonunda herhangi bir defektin ortaya çıkması ve klinik performansta bir miktar kayıp olması durumunda, restorasyonun sökülüp onun yerine yeni bir restorasyon yapılması bugünün modern diş hekimliği konsepti içinde her vaka için doğru bir yaklaşım değildir. Restorasyonun klinik performansı değerlendirilirken farklı kriterlere farklı skorlar verilmektedir. Bu skorlar sıralaması içinde defektli fakat ağızda bir süre daha kalabilir anlamına gelen skorlar da bulunmaktadır (143, 144).

Diş hekimi eski bir diş restorasyonunda bir defektle karşılaştığında defektli restorasyonu söküp yerine yeni bir restorasyon yapma ile defektli restorasyonu bırakıp belirli aralıklar ile diş kontrol etme arasında çoğu kez kararsız kalmaktadır. Çünkü restorasyondaki defekt varlığını sürdürdüğünde, aradan belirli bir süre geçtikten sonra ciddi komplikasyonlara zemin hazırlamaktadır. Örneğin çürük riski yüksek bireyde restorasyonun marjinalindeki uyumun bozuk olması sekonder çürüklere elverişli bir durum oluşturmaktadır. Defektli restorasyonun çıkartılıp yerine yeni bir restorasyonun yapılması da ileriye yönelik dişte madde kaybı ile direncin azalması ya da pulpanın irritasyonu gibi komplikasyonlara yol açmaktadır. Defektli restorasyonun pulpaya yakın ve geniş olduğu durumlarda, mevcut kompozit restorasyonun tamiri daha konservatif bir yaklaşımdır. Bütün restorasyonun değiştirilmesi yerine sadece hasarlı kısmın kaldırılmasıyla tamir başarılı olabilir. Kompozitlerin minimal invaziv tamirleri dişte bir zarar oluşturmadan restorasyon ömrünü uzatabilir (145).

Defektli restorasyonların sökülüp yerine yenisinin yapılmasına karar verirken, dişte madde kaybı oluşturmasının yanı sıra her yeni yapılan restorasyonun ekonomik bir maliyeti olmasına kadar uzanan geniş bir perspektifte düşünülmelidir (146).

Kompozit tamiri ağız ortamı içerisinde mekanik, termal ve kimyasal streslere maruz kalmaktadır. Tükürük, besin bileşenleri ve içecekler kompozit yapısında bozulmaya ve restorasyonun yaşlanmasına sebep olabilmektedir (147-149). Bu streslerin denendiği in-vitro çalışmalarda kompozit-kompozit arası bileşimin zaman içerisinde bozulabileceği bildirilmektedir. Wu ve ark. (150) ve Assmussen (149) kompozitlerin rezin matrikslerin birçok yiyecek\içecek ve organik asitlere maruz bırakıldığında sertlik değerlerinde

azalmalar meydana geldiğini bildirmiştir. Bunun ötesinde oral sıvılar içinde kompozitlerin rezin-doldurucu bileşiminde kopmalar meydana gelebileceği rapor edilmiştir (151, 152).

Bu nedenlerden dolayı restorasyonlarda oluşabilen performans kaybı durumunda, yeni bir restorasyon yapımı yerine daha konservatif ya da diğer bir terminoloji ile minimal invaziv yaklaşımla yalnızca defektli bölgenin uzaklaştırılıp restorasyonun dental materyaller kullanılarak tamir edilmesine ilişkin bir in-vitro çalışma planlanmıştır.

Restorasyonların ve bağlayıcı sistemlerinin değerlendirilmesinde klinik çalışmalar laboratuvar çalışmalarına göre daha uygun bir yöntemdir fakat klinik çalışmalar zaman alıcı ve maliyetleri daha yüksektir (153). Bunların yanı sıra uzun dönem hasta takibinin zorluğu ve ağız ortamındaki stres faktörlerinin çokluğu başarısızlığın gerçek nedenini anlamamızı zorlaştırır (108). Ayrıca kompozit tamir dayanımı çalışması yapacak hekim, ağız ortamında orjinal restorasyonları tanımlayamayabilir ve uyumlu, tavsiye edilen adezivleri seçemeyebilir (154). *In vivo* çalışmalarda örneklerin seçimi, oral kavitedeki nem ve manüplasyon zorluğu çalışma sonuçlarını etkilemektedir; ancak laboratuvar testlerinde tek bir değişken değerlendirilirken diğer faktörler sabit tutulabilmektedir. Ayrıca in vitro çalışmalar ucuzdur, daha hızlı ve kolay yapılabilir (155).

Mason ve ark. (155) dört adet adeziv sistemin *in vivo* ve *in vitro* koşullarda hazırlanan örneklerde makaslama bağlanma kuvvetlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışma sonucunda, klinik ve laboratuvar sonuçları arasında anlamlı farkların bulunmadığını ve in vitro testlerle de güvenilir sonuçlar elde ettiğini bildirmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı bizim testlerimiz de in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Laboratuvarda dental materyallerin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemler olan bağlanma testleri, uygulanan kuvvetin yönüne göre adlandırılmaktadır. Çekme testlerinde kuvvet bağlanma yüzeyine dik gelirken, makaslama testlerinde bağlanma yüzeyine paralel gelmektedir. En çok tercih edilen bağlanma direnci ölçümü metodu makaslama testidir (137, 156, 157).

Bağlanma direnci deneyleri için çekme ve mikro-çekme ile makaslama ve mikro-makaslama testleri yapılmaktadır. Makro testlerde dental restorasyon boyutlarına yakın örnekler kullanılır. Mikro testler ise daha küçük test alanı boyutlarına sahip örnekler ile

gerçekleştirilir. Mikro testlerde bir dişten birden fazla örnek alındığı için numune sayısı azdır ve bu örneklerin farklı test örnekleri gibi değerlendirilmesi yanıltıcı olabilir. Mikro-test metodları teknik olarak zordur. Örneklerin hazırlanması sırasında yanlış kuvvet uygulanımı veya vibrasyon oluşması bağlantının bozulmasına sebep olur. Mikro testlerde 5 MPa'nın altındaki bağlanma dirençlerinin ölçümü son derece güçtür. Testler esnasında uygulanan kuvvetlerin akslarının istenen şekilde olabilmesi için özel düzenekler gerekmektedir (157). Cardosa ve ark. (158) makaslama bağlanma testlerinde çekme bağlanma testlerine göre daha yüksek sonuçlar elde edildiğini, makaslama streslerinin klinik durumu daha iyi yansıttığını bildirmişlerdir. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda, makaslama bağlanma dayanımı test metodu kullanılmıştır.

Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, restorasyon materyallerinin bağlanma yüzey alanları farklılıklar göstermekle birlikte genellikle 3- 10 mm çapındaki alanlar tercih edilmektedir (159). İki aşamalı asitleme- yıkama sistem adezivle yapılan bir çalışmada 2 mm ve 5 mm çapındaki örneklerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark bildirmezken, 1 mm çapındaki örnekler istatistiksel olarak daha yüksek, 6 mm çapındaki örnekler daha düşük makaslama bağlanma dayanımı göstermiştir (160). Bizim çalışmamızda bağlanma yüzey çapı 3 mm olarak belirlenmiştir.

Bağlantı dirençlerinin ölçüldüğü bir çok çalışmada kuvvet uygulayan ucun yaklaşma hızı 0.5 mm/dk ile 5 mm/ dk değerleri arasında değişmektedir. ISO standartlarına göre yaklaşma hızı 0.75 ± 0.30 mm/dk olarak belirtilmiştir. Bu değerlerin üzerindeki hızların kullanıldığı makaslama test metodları, bağlantı direncinin değerlendirilmesinde gerçekçi sonuçları yansıtmadığı belirtilmiştir (140). Ancak Takemori ve ark. (161) yaptıkları çalışmada 0,5- 5 mm/dk kafa hızları arasında, makaslama bağlanma dayanımı açısından bir fark bulunmadığını bildirirken, Oshida ve ark. (162) 10 mm/dk ve 5 mm/dk kafa hızlarında 0,5 mm/dk ve 1 mm/dk hızlarına göre daha yüksek bağlanma değerleri elde ettiklerini bildirmişlerdir. Bizim örneklerimizde Erdemir ve ark. (163) çalışmasındakine benzer olarak Universal test cihazında 1 mm/dk kafa hızında test edilmiştir.

Yeni nano doldurucu teknolojisi sayesinde mikrofil kompozitlerin estetik özellikleri ve hibrit kompozitlerin mekanik özellikleri bir araya getirilerek nanokompozitler piyasaya sürülmüştür (4, 164). Nano doldurucuların her küçük boşluğu doldurabilmeleri nedeniyle

doldurucu oranı belirgin ölçüde arttırılmış, rezin içerikleri azaltılmış ve dolayısıyla kompozitlere üstün aşınma direnci ve mekanik özellikler ile düşük polimerizasyon bütülmesi ve düşük mikrosızıntı özellikleri kazandırılarak hem ön hem de arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanılmaları sağlanmıştır (164).

Nanofil kompozitler rezin matriksin içerisine nanometrik boyutta partiküllerin eklenmesi ile elde edilirken, nanohibrit kompozitler nanometrik boyutta partiküllerin konvansiyonel teknoloji ile üretilen partiküllerle kombinasyonu ile elde edilirler. Nalçacı ve Bağış (4) nanohibrit bir kompozitin yüzey sertliğini incelediklerini çalışmalarında nanohibrit kompozitlerin, mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özelliklerini, geleneksel hibrit kompozitlerin ise fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini taşıyan üniversal kompozit rezinler olduklarını belirtmişlerdir. Bu üstün cilalanma özelliklerinden ve fiziksel olarak kuvvetlere dayanımı yüksek olduğundan çalışmamızda nanohibrit bir kompozit olan 3M ESPE Filtek Z550 kullanılmıştır.

Kompozit restorasyonların tamir, genellikle yapıldıktan aylar ya da yıllar sonra gerekir. Yaşlanma süreci esnasında kompozitlerde su emilimi, kimyasal bozulma ve bazı bileşenlerin dışarıya sızması gibi çeşitli değişiklikler meydana gelir ve bu değişiklikler tamir prosedürünün başarısını etkiler (165-167). Bu durumda tamir edilen restorasyonun yaşı, kompozit tamirlerinin bağlanma kuvvetinde temel bir rol oynar (168).

Termal siklus, ağız içi durumların laboratuvar taklitlerini sağlamak amacıyla kullanılan bir metoddur. Bu test aşırı derece sıcaklıklara maruz kalan örnekleri kapsar. Rosales ve ark. (169) termal siklus uygulamasının kolay bir yaşlandırma metodu olduğunu ve klinikte oluşabilecek en yüksek ısısal stresleri dişlere uyguladığını bildirmişlerdir. Isı düzenlemeleri, bekleme zamanı ve devir sayısını da içeren çeşitli faktörler termal siklusun adeziv sistemler üzerindeki bağlanma kuvvetini etkiler. Devir sayısının tüm bunlar arasında en etkili faktör olduğu düşünülür (170).

ISO standartlarına göre, dental materyalleri yaşlandırmak için 5°C ve 55°C arasındaki sıcaklıklarda, suda 500 devir bekletilen termal siklus işleminin uygun bir test olduğu düşünülmektedir (171). Gale ve Darwell (121) yaptıkları bir çalışmada 10.000 termal siklus döngüsünün yaklaşık olarak bir senelik ağız içi fonksiyonunu temsil ettiğini

bildirmişlerdir. Özcan ve ark. (172) kompozit tamir işlemlerinde, 5000 devir termal siklus işleminin kompozitin bozulmasında diğer yaşlandırma yöntemlerinden daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Yapılan çalışmaların çoğunda dental materyallerin yaşlandırılması için 1000 devir termal siklus kullanımı tercih edilmiştir (171, 173-177). Tekçe ve ark. (171) self-etch adeziv sistemlerin mikrosızıntı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında kompozit restorasyonun yaşlandırılması için 1000 devir termal siklus kullanmışlardır. Çalışmamızda tamir öncesi örneklerin yaşlandırılmasında 1000 devir termal siklus kullanımını tercih edilmiştir.

Başarılı onarımlar eski ve yeni kompozit rezin ara yüzeyindeki yeterli bağlanmanın sağlanmasına bağlıdır. Kompozitin %25 ve %82 varyasyon gösteren kendine özgü dayanımının, kimyasal ve mikro mekaniksel olarak arttırmak için çeşitli metotlar önerilmiştir (178). Kuzey Amerika'daki diş hekimliği fakültelerinde kompozit tamiri yapılırken, kompozit yerleştirilmeden önce mikro mekaniksel tutunma için elmas frezlerle bitirmeyi takiben fosforik asit uygulaması ve bağlayıcı ajan kullanılması öğretilmektedir (145).

Literatürde restorasyonların tamirleri hakkında yapılan çalışmalarda çok farklı kriterler kullanılmıştır (179-184). Bunların bir kısmını eski materyal ile tamir için kullanılan materyal arasındaki bağlanma gücünü ölçmeye yönelik çalışmalar oluşturmaktadır. Çalışma tasarlanırken tamir edilen restorasyon materyali ile tamir materyalinin birbirine tutunması ve bu tutunmada yüzey hazırlıkları ile bağlayıcı ajanların etkinliği üzerinde durulmuştur. Bizim çalışmamızda tamirin başarısını değerlendirmede kriter olarak, bağlanma bölgesindeki makas kuvvetlerine dayanım direnci alınmıştır.

Çalışma tasarlanırken tamir edilen restorasyon materyali ile tamir materyalinin birbirine tutunması ve bu tutunmada yüzey hazırlıkları ile gıdaları taklit eden sıvıların etkinliği üzerinde durulmuştur. Ağız ortamında dişlerin değişik bölgelerine farklı kuvvetler, değişik şiddet ve yönde etkili olduğu için deneyde makas kuvvetlerine karşı dayanımın farklı yüzey hazırlıkları ile birlikte yorumlanması tercih edilmiştir.

Restorasyonlarda belli bir bölgede sekonder çürük, marjinal uyumsuzluk gibi bir performans sorunu, restorasyonun ağızda kalamayacağına işaret ettiğinde restorasyonun

yeniden yapılması ya da problemlı bölgenin çıkarılıp bir tamir restorasyonu ile dişin ağızdaki fonksiyonel konumunu devam ettirmesi söz konusu olmaktadır. Tamir endikasyonu konduğunda tamir için seçilecek materyalin estetik ve diğer fiziki özellikleri oldukça önemlidir. Bunun yanı sıra seçilecek bağlayıcı tipi ve yüzey hazırlama tekniğı, eski ve yeni restorasyon ara yüzünde mikrosızıntı olup olmayacağı önemle üzerinde durulması gereken konulardır.

Tutunma gücünün makas kuvvetlerine dayanımının ölçülmesinde, kopma yüzeylerinin incelenmesinde, yüzey hazırlığı işlemlerinin karşılaştırılmasında makaslama bağlanma dayanımı testi ile stereo mikroskop ve taramalı elektron mikroskobu birlikte kullanılarak bu araştırma gerçekleştirilmiştir.

Diş hekimliğı pratiğinde kullanılan materyallerin oral kavite içerisinde uzun süre etkin şekilde kullanılmaları gerekmektedir. Ancak ağız boşluğu içerisindeki ısı değişimleri ve restoratif materyallerin diğer maddeler ile etkileşimi, dental restorasyonların dayanıklılığı ve uzun süre kullanımını olumsuz yönde etkiler (185, 186). Ağız içerisinde kullanılan restoratif materyaller aralıklı veya sürekli olarak çok çeşitli ve karmaşık bir bakteriyel flora, fazla miktarda organik ve inorganik madde içeren tükürük, restoratif materyallerin ömrünü ve kullanımı etkileyebilecek gıdalar, içeceklerde bulunan kimyasal ajanlar, kullanılan ilaçlar ve çeşitli patolojik faktörler nedeniyle oluşan pH değişimleri, sıcaklık değişimleri gibi pek çok faktörle etkileşim halindedir (187, 188). Ara yüz kavitelerine yerleştirilen polimer dolgular gingival sulkusa yakın konumlanması nedeniyle sulkus içerisindeki sıvılar ve plakla sürekli temas halinde kalırlar (188). Tükürük enzimlerinin polimer matriks içerisindeki metakrilat ester bağlarının hidrolizini katalize ettiği gösterilmiştir (189, 190). Bu nedenle plak asitlerine, yiyecekleri taklit eden maddelere ve enzimlere maruz kalmak restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinde çeşitli değişimler görülmesine yol açabilir (191). Bunun yanı sıra, bir polimerin bir likite maruz bırakılmasının sonucunda polimerin klinik performansındaki değişimin tahmin edilebilmesi için de önemlidir (132). Ağız içindeki bu durumu taklit etmek amacıyla hazırlanmak istenen in vitro modeller; kompozitlerin FDA (Food and Drug Administration, ABD) tarafından yiyecekleri taklit eden sıvılar olarak belirlenen, belli çözücüler içinde saklanması yoluyla oluşturulabilir (131, 133).

Yiyecek ve İçecek Yönetimi (FDA), yiyecekleri taklit eden sıvılar olarak kullanılabilir kimyasalların listesini belirlemiştir (192, 193). Heptan, distile su, çeşitli konsantrasyonlardaki etanol-su solüsyonları ve sitrik asit bu kimyasallar arasındadır. Deneylede distile su; tükürük ve su tarafından sağlanan nemli ağız ortamını taklit etmek için kullanılmaktadır. Heptan; tereyağı, yağlı etler, bitkisel ve sıvı yağları taklit ederken, sulu etanol solüsyonları ve sitrik asit; alkol içeren belirli içkileri, meşrubatları, sebzeleri, meyveleri, şekerleme ve şurupları taklit eder (25, 29, 30).

Wu solventi olarak da bilinen, %75'lik etanol-su solüsyonu, çözücülerin ve çevresel indirgenmelerin materyallerin özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen dental araştırmalarda, restorasyonların hızlandırılmış yaşlanmasını taklit etmek için yaygın olarak kullanılır (23, 32, 185). Çünkü bu konsantrasyonun, polimer bozulmasını ve yapay aşındırıcı şartlar altında difüzyon kontrollü davranışları başlatıp devam ettirdiği gösterilmiştir (194). Çözünürlük parametresi ($3 \times 10^{-4} J1/2m-3/2$), kompozit formülasyonlarının çoğunda kullanılan Bis-GMA ve UDMA'nın çözünürlük parametresiyle uyumludur. Bu nedenle %75'lik etanol solusyonunda bekletme, Bis-GMA bazlı kompozitlerde maksimum yumuşama ile sonuçlanır (31, 131, 133).

Metakrilat içerikli rezinler içinde cam ve seramik doldurucular ve doldurucuları bağlayıcı ajan içerirler (195). Rezin matriks organik çözücüler olan heptan ve etanol solusyonları tarafından hasara uğrayabilir. Diğer bir yandan organik doldurucular da su ve sitrik asit tarafından yıkılabilir (196). Daha önceki yapılan çalışmaların çoğunda suyun metakrilat bazlı rezinlerde yüzey sertliğini düşürdüğünü bulunmuştur (197, 198).

Meyveler, meyve suları ve şekerlemeler yüksek konsantrasyonlarda sitrik asit içerirler (131). Karbonatlı içecekler içinde de karbonik asit değil, sitrik ve fosforik asitler yer alır. Şarap derivelerinin asiditesi tartarik ve malik asitler ile sitrik ve süksinik asitlerin küçük konsantrasyonlarından oluşur (199).

Distile su, heptan, etanol ve sitrik asit gibi yıpratıcı ajanlar; tükürükten ve sık olarak tüketilen yiyeceklerden klinik olarak beklenen normal bozulmayı taklit edebildikleri ve sürekli uygulama ile hızlandırdıkları için önemli değişkenlerdir (185). Bu nedenle, yiyecekleri taklit eden bu likitlerde bekletilen materyallerden alınan sonuçlar; oral

kavitedeki restorasyonların, farklı gıdalarla temasında meydana gelen değişimler hakkında bize fikir verir (29).

FDA'nın yiyecek simulatörleri olarak kullanımını tavsiye ettiği solüsyonları bir çok araştırmacı yüzey sertlik çalışmalarında materyalleri yaşlandırmak için kullanmışlardır (28, 29, 133, 200, 201). Literatürde gıdaları taklit eden sıvıların; kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerine ayrıca su emilimi ve çözünürlük üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar mevcut olmasına rağmen kompozitin bağlanma dayanımına ve tamir restorasyonlarına etkisinin araştırıldığı çalışmalar kısıtlıdır. Bu nedenle çalışmamızın amacı çeşitli yüzey hazırlama teknikleri uygulanmış kompozit restorasyonların tamirinde gıdaları taklit eden sıvıların bağlanma dayanımı üzerine etkisinin incelenmesidir.

Çalışmada hazırlanan deney düzenekleri, restorasyon materyalinin gömüleceği blokların hazırlanması için kullanılan metal ve silikon kalıplar, yüzey hazırlığı yöntemleri, bağlayıcı ajanlar ve tamir materyalleri, makas kuvvetlerine dayanımı saptayan araştırmalar örnek alınarak hazırlanmıştır (180, 181, 202, 203).

Yapılan çalışmalarda makaslama kuvvetlerine karşı dayanımın ölçülebilmesi için test edilecek materyal yüzeylerinin hazırlanması amacıyla metal blok yardımıyla silikon kalıp hazırlanmış ve içine akrilik dökülerek deney örneklerinin bloklanması yapılmıştır. Araştırmamızda deney örnekleri elde edilirken benzer yöntem kullanılmıştır (203, 204).

Adeziv rezinlerin bağlanma gücünü arttırmak için restorasyonların yüzeyi yeterli derece pürüzlü hale gelmelidir. Böylece hem mekanik tutunma sağlanır hem de tutunma için daha çok serbest karbon bağları açığa çıkar (205). Makaslama kuvvetlerine dayanımın ölçüldüğü tamir çalışmalarında restorasyon ile tamir materyalinin bağlanma kuvvetini artırma yönünde olumlu katkıda bulunabilecek çeşitli yüzey hazırlama metotları bulunmaktadır. Bu yüzey hazırlama yöntemlerine, çeşitli gren büyüklüklerine sahip elmas abrazivler, kumlama, lazer, kimyasal buhar yoğunlaştırma tekniği (CVD) ve benzeri metodlar örnek olarak verilebilir (181, 206).

Vivas ve ark. (207) eğilme dayanımı ve makaslama dayanımına baktıkları, asitleme ve frezin karşılaştırıldığı bir çalışmada 0.5 mm çapındaki frezlerle retansiyon alanları oluşturmayı önermişlerdir. Fakat Shen ve ark. (208) bu boyutta frezlerin stres

oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Buna alternatif olarak Yeşilyurt ve ark. (209) mekanik retansiyon için üretilmiş hava abrazyonunu veya elmas frez kullanımını önermektedir.

Yüzey hazırlamak için klasik yöntemlerin yanında birçok çalışmacı lazer teknolojilerini de kullanmayı tercih etmişlerdir (15, 21, 210).

Nd:YAG lazerler çürük uzaklaştırılmasında, bakteriyal kontaminasyonun azaltılmasında, kök kanal tedavilerinde, dentin hassasiyetinin azaltılmasında, dentin çürüklerinin remineralizasyonunda, pit ve fissür örtücü uygulamaları gibi bir çok klinik prosedür içerisinde kullanılabilirler (211-213). Nd:YAG lazerin mine ve dentin yüzeyinde değişim ve modifikasyonlara neden olduğu birçok çalışma vardır (214, 215). Paranhos ve ark. (216) çalışmalarında dentin yüzeyine uygulanan Nd:YAG lazerin, adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir. Buna karşın, Rolla ve ark. (217) çalışmalarında dentin yüzeyine Nd:YAG lazer uygulamasının adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini arttırdığını bildirilmiştir. Ancak dentine uygulanan Nd:YAG lazerin adeziv sistemlerin bağlanma kuvvetini etkilemediği çalışmalar da mevcuttur (218, 219).

Er:YAG lazerin kompozit yüzeyinde aşındırma oluşturması, patlama şeklindeki buharlaşma ve bunu takip eden hidrodinamik tahliye sayesinde gerçekleşir. Bu süreç esansında, hızlı yumuşama ve bunun sonucunda erimiş materyallerin hacmindeki değişim, güçlü ekspansiyon kütleleri oluşturur. Oluşturulmuş kütleler ve kompozit rezin yapısı arasındaki etkileşim neticesinde yüzeyde çıkıntılar oluşur ve erimiş materyaller yüzeyden damlacıklar halinde uzaklaştırılır. Kompozit rezin yüzeyinde oluşturulan bu mikrorötaf morfoloji, yüzey alanını artırır (15). Yüzey alanındaki artış, bağlanma yüzey alanında bir artışla sonuçlanır ve bağlanan iki materyal ara yüzeyindeki stres dağılımını modifiye eder. Bu olaylar sonucunda tamir bağlanma kuvveti artar (165).

Mirzaie ve ark. (210) çalışmalarında indirekt kompozit yüzeyinde Er:YAG lazeri 0.5 W çıkış gücü ve 10 Hz frekansında, Nd:YAG lazeri 0.25 W ve 0.5 W olmak üzere iki ayrı çıkış gücü 10 Hz frekansında, CO₂ lazeri 0.5 W çıkış gücünde 10 Hz ve 5 Hz olmak üzere iki ayrı frekansta kullanmışlardır. Çalışma sonucunda Er;YAG lazerin diğer gruplara göre daha etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Bektaş ve ark. (175) kompozit yüzeyini hazırlamak için elmas frez ve 1.5 W çıkış gücünde 10 Hz frekansında 150 mJ enerji seviyesinde Er;YAG lazer kullanmışlardır. Batista ve ark. (220) farklı yüzey hazırlama teknikleri kullanarak tamir restorasyonlarında bağlanma kuvvetini inceledikleri çalışmalarında çeşitli frez tiplerini, silika modifiye alüminyum oksidi, Er:YAG lazeri 10 Hz frekansında 200 mJ enerji seviyesinde, Er:YAG lazeri 60 mJ enerji seviyesinde 10 Hz frekansında, Nd:YAG lazeri 120 mJ enerji seviyesinde 15 Hz frekansında, Nd:YAG lazeri 60 mJ enerji seviyesinde 10 Hz frekansında kullanmışlardır. Yapılan diğer çalışmaları göz önünde bulundurarak çalışmamızda yüzey hazırlama işlemi için Er;YAG ve Nd;YAG lazerlerin her ikisini de 1.5 W çıkış gücünde 10 Hz frekansında ve 150 mJ enerji seviyesinde kullanılmıştır.

Yapılan çalışmaları göz önünde bulundurarak çalışmamızda yüzey pürüzlendirmek için diş hekimliği pratiğinde sıklıkla kullanılmaya başlanan Nd;YAG lazer, Er;YAG lazer ve klinikte sıklıkla kullandığımız frez uygulanan gruplar kendi aralarında karşılaştırılmıştır. Literatürde çeşitli yüzey hazırlamaları karşılaştırılmıştır fakat bu üç yöntemin birbiriyle karşılaştırıldığı çalışmaya rastlanmamıştır.

Tamir olayı sadece kompoziti değil mine ve dentini de içerebildiği için Imbery ve ark. (221) kompozit tamirinde adeziv sistemlerin bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında fosforik asitle asitlemeyi kullanılmıştır. Birçok çalışmada yüzeyin asitlenmesinin bağlanma dayanımını arttırmadığı gösterilmiştir (222-224). Fawze ve ark.'ın (165) yaptığı çalışmada asitlemeden sonra kompozitin yüzey morfolojisinde belirgin değişiklik olmadığı gösterilmiştir. Papacchini ve ark. (225) da asidin rezin üzerindeki etkisinin sadece yüzeysel temizlemeye sınırlı olabileceğini savunmuşlardır. Bizim çalışmamızda da fosforik asit sadece yüzey temizliği için tercih edilmiştir.

Güncel adeziv teknolojileri, uygulama adımlarını azaltarak bağlanma prosedürlerini basitleştirme, klinik uygulama süresini kısaltma ve teknik hassasiyetini azaltma ve böylece standardizasyon sağlama eğilimindedir (226). Self-etch adeziv sistemler son derece hassas bir teknik olan asitle aşındırma işleminin ortadan kaldırılması amacıyla üretilmişlerdir (227). Bu adezivler, çok aşamalı asitleme-yıkama uygulanan adeziv sistemlerle karşılaştırıldığında, kullanımları daha kolay olup daha hızlı bir uygulama prosedürüne ve uygulamadaki teknik farklılıklara karşı daha az hassasiyete sahiptir (227, 228).

Yakın zamanda hem self-etch hem de asitleme-yıkama tekniğiyle uygulanabilen, ‘*universal*’ ya da ‘*multi-mode*’ olarak sınıflandırılan yeni tür self-etch adezivler piyasaya sürülmüştür (115). Üretici firmalar tarafından her iki bağlama tekniği kullanıldığında da bağlanma etkinliğinden ödün verilmediği belirtilmiş, ayrıca bu adeziv sistemlerin mine marjinlerinin selektif asitlenmesinde de kullanılabileceği bildirilmiştir (118). Pazarlama açısından bakıldığında, *universal* adezivler bağlama etkinliklerinden ödün vermeden klinisyene asitleme-yıkama, self-etch veya selektif mine aşındırması modunda kullanım için uygulama özgürlüğünü sunan son derece yenilikçi ürünlerdir (229).

Bizim çalışmamızda kullandığımız kompozitle aynı üretici firmanın ürünü olan *universal* adeziv sistemlerden Single Bond Universal (SBU) kullanılmıştır. Yeni bir bağlayıcı ajan olarak piyasaya sürülen Single Bond Universalde (SBU) dimetakrilat monomerler yerlerini 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomerine bırakmıştır. 10-MDP monomer ile mine ve dentin arasındaki kimyasal bağlantı stabil ve dayanıklı bir ara yüz elde edilmesinde önemli bir rol oynadığı belirtilmiştir (230, 231). Peumans ve ark. (232) çalışmalarında, kimyasal bağlanmayı sağlayan 10-MDP monomer içeren bir primer ve hidrofobik bir rezinin kombinasyonundan oluşan iki aşamalı bir self-etch adezivin 8 yıl boyunca çok iyi klinik sonuçlar gösterdiğini bulmuşlardır.

Yapılan çalışmalarda adeziv tip kırıklarda diş dokusu ve kompozit materyal veya bağlayıcı sistem birbirinden ayrılır. Bu ayrılma tipi zayıf bir bağlantı olduğunu gösterir. Materyalin kendi iç yüzeyinden koheziv tip kırıklarda kuvvetli bir bağlantıdan söz edilmektedir. Ara yüzdeki bağ dayanımının materyal iç dayanımından yüksek olması olarak da ifade edilebilmektedir (142). Klinik olarak başarılı olmada gerekli olan minimum kompozit tamir kuvveti bilinmemektedir. Ancak, tamir dayanımı, tamir edilmeyen kompozitin kendine özgü dayanımına yaklaşırsa ya da tamir restorasyonda koheziv olarak kırıldıysa, tamir için seçilen yaklaşımın klinikte başarılı olabileceğini gösterir (221). Bizim çalışmamızda da SEM ve stereo mikroskopla kırılma tipleri incelendiğinde en çok restorasyonda koheziv tip kopma gözlemlenmiştir (Tablo 4.3).

Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve frez uygulanan 3 grup arasında bağlanma dayanım değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Gıdaları taklit eden sıvıların uygulanmadığı yüzey işlemi uygulanan kontrol grupları kendi arasında

karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma dayanımı frez uygulanan grupta en düşük bağlanma dayanımı değeri Nd;YAG lazer uygulanan grupta gözlenmiştir fakat bu fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

Er;YAG lazer diş sert dokularında adeziv prosedürlerle birlikte uygulandığında etkin olduğu kabul edilmektedir (233). Burnett'in çalışması gibi Er;YAG lazerin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirildiği birkaç çalışmada, Er;YAG lazerin esas olarak rezin matrikste madde kaybına ve doldurucu partiküllerin açığa çıkmasına neden olarak bağlanma dayanımını arttırdığı bulunmuştur (234).

Bektaş ve ark. (175) yaptıkları çalışmada yüzey pürüzlendirmek için Er;YAG lazer ve frez uyguladıkları tamir restorasyonlarında istatistiksel olarak gruplar arasında fark bulunmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da aynı şekilde yüzey işlemleri uygulanan kontrol grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında en yüksek bağlanma dayanımı frez uygulanan grupta, en düşük bağlanma dayanımı Nd;YAG lazer uygulanan grupta bulunmuştur. Fakat her üç gruba ait kontrol grupları istatistiksel olarak karşılaştırıldığında farklılık anlamsız bulunmuştur ($p=0,447$; $p>0,05$).

Kimyai ve ark. (15) Er;Cr:YSSG ve frez kullandıkları çalışmada, frez uygulanan grupta bağlanma dayanımını daha yüksek bulmuşlardır. Bizim çalışmamızdan farklı bulunmasının sebebi kullanılan lazer, adeziv sistem veya kompozitin farklı olmasından kaynaklanabilir. Kimyai ve ark. siloran bazlı bir kompozit ve silorana ait bond kullanmışlardır. Bizim çalışmamızda nanohibrit bir kompozit ve universal adeziv sistem kullanılmıştır. Her kompozitin lazer ışığını absorbe etme oranı farklıdır (175).

Ağız içinde çeşitli faktörler aynı anda etkileşim halindedir ve bu bağ dayanımını düşürür. Yaşlanma faktörü de çalışma dizaynına eklendiğinde bağlanma dayanımı testleri klinik bilgi verebilir (122). Yaşlanmayı taklit eden birçok yöntem vardır. Gıdaları taklit eden likitlerin kullanılması bunlardan biridir. Termal siklus yaşlandırmada sıkça kullanılan başka bir yöntemdir. Restoratif materyallerin genleşme katsayısı dişten farklı olduğu için ağız içi sıcaklık değişimleri sırasında tekrarlayan genleşme ve büzülme bağlanmada strese neden olabilir. Bu tür stresler bağlantı ara yüzlerinde çatlaklara yol açar. Bağlantı ara yüzeyinde oluşan çatlaklar ağız içindeki sıvıların giriş çıkışına sebep olur

(121). Su alımından, yetersiz polimerize olmuş oligomerler veya yıkım ürünlerinin açığa çıkmasından dolayı sıcak su ara yüz komponentlerinin hidrolizini hızlandırabilir (235, 236). Bizim çalışmamızda tamir öncesi örneklerin yaşlandırılmasında termal siklus kullanılmıştır.

Akova ve ark. (23) yüzey işlemlerinin ve gıdaları taklit eden sıvıların braketlerin bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelediği çalışmalarında distile su grubunda kontrol grubuna göre bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Bu azalmanın fazla su emiliminden dolayı doldurucu matrikste meydana gelen ayrılmadan kaynaklanabileceğini savunmuşlardır.

Biçer ve ark. (237) indirekt iki nanohirit (Grandio ve Signum) ve bir nanokompozit aşınma ve mikrosertlik dirençleri üzerine distile su, %75 etanol ve sitrik asitin etkilerini incelemiştir. Kontrol grubu yapay tükürük içinde bekletilmiştir. Bir hafta sonunda yapılan ölçümlerde iki nanohibrit kompozitten Grandio en yüksek sertlik değerini kontrol grubunda gösterirken en düşük sertlik değerini etanol grubunda göstermiştir. Signum ise en yüksek sertlik değerini etanolde gösterirken en düşük sertlik değerini sitrik asitte bekletilen grupta göstermiştir fakat bu değerler arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Nanokompozit olan Solidexite ise en yüksek sertlik değeri distile suda, en düşük değer ise sitrik asitte bekletilen grupta gözlemlenmiştir ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Yeşilyurt ve ark. (30) üç tane metakrilat bazlı ve bir tane siloran bazlı kompozitin yüzey sertliği ve eğilme dayanımları üzerine gıdaları taklit eden sıvıların etkisini incelemiştir. Siloran bazlı kompozit rezinin yüzey sertliği ve eğilme dayanımı gıdaları taklit eden sıvılardan etkilenmediğini gözlemlenmiştir. Metakrilat bazlı kompozit rezinlerden, etanol solüsyonlarında ve distile suda bekletilen gruplarda eğilme dayanımı kuvvetlerinin düştüğünü gözlemlenmiştir fakat sadece etanol grubundaki eğilme dayanım kuvvetindeki düşmenin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Test sonuçlarındaki farklılıkların polimerlerin su emiliminin farklı olmasından kaynaklandığını savunmaktadırlar.

Bizim çalışmamızda metakrilat bazlı bir kompozit olan Z550 kullanılmıştır. Çalışmamızda distile suda bekletilen örneklerde, kontrol grubuna göre bağlanma değerleri düşük gözlemlenmiştir. Fakat istatistiksel olarak bu fark anlamsız bulunmuştur. Metakrilat bazlı kompozit rezinler Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ve TEGDMA içerir. Bis-GMA'nın etoksillenmiş hali olan Bis-EMA hariç diğer moleküller hidroksil gruplarına sahiptir ve bu hidroksil grupları su absorpsiyonunu artırır (195, 238). Metakrilat bazlı kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi ve nemin rezin komponent içine diffüze olması sonucu rezin matris içinde mikro çatlakların oluşmasına ve matris içinde ilerlemesine sebep olur. Bu sürecin devamında kimyasal ajanlar bu mikroçatlaklardan rezin matrisin içine infiltre olur. Bunun sonucunda hızlı bir yıkıma sebep olur (185). Suda bekletildikten sonra bağlanma değerlerinin düşmesi kullandığımız nanohibrit kompozit rezin içindeki polimerik materyallerin su absorpsiyonu ile açıklanabilir. Aşırı su alımı yıkıma katkıda bulunur ve doldurucu matrisin ayrılmasına sebep olur. Silan hidrolizi ve mikro çatlak formasyonu materyallerin mekanik özelliklerini düşüren diğer etkenlerdir (60, 239).

Akova ve ark. (23) porselen yüzeyine braketlerin bağlanma dayanımı üzerine gıdaları taklit eden sıvıların etkisini inceledikleri çalışmalarında, heptan solusyonunda bekletilen örneklerde kontrol grubuna göre bağlanma dayanımında anlamlı düzeyde düşme bulmuşlardır.

McKinney ve Wu (133) dental materyallerin kimyasal olarak yumuşaması üzerine yaptıkları çalışmalarında dört adet geleneksel kompozit üzerine heptan ve çeşitli oranlarda etanol solusyonların etkilerini incelemişlerdir. Etanol solusyonlarında bekletilen örneklerde heptanda bekletilen örneklere göre daha fazla bozulma gözlenmiştir.

Yeşilyurt ve ark. (30) üç tane metakrilat bazlı ve bir tane siloran bazlı kompozitin yüzey sertliği ve eğilme dayanımları üzerine gıdaları taklit eden sıvıların etkisini incelemişlerdir. Heptan solusyonunda bekletilen siloran bazlı kompozit örneklerde yüzey sertliğinde bir farklılık gözlenmezken metakrilat bazlı kompozit örneklerde yüzey sertliğinde istatistiksel olarak anlamsız da olsa bir miktar artma gözlenmiştir.

Yap ve ark. (186) üç adet geleneksel ve üç adet poliasit modifiye kompozit rezinin eğilme dayanımları üzerine gıdaları taklit eden sıvıların etkisini incelemişlerdir. Kontrol

grubu hava ortamında bekletilirken diğer örnekler distile su, heptan, %50 etanol ve 0.02'lik sitrik asitte 37 °C'de bir hafta bekletilmiştir. Heptan solusyonunda bekletilen örneklerde kontrol grubuna eğilme dayanımı değerleri daha yüksek bulunmuştur. Bu durumu iki şekilde açıklamışlardır. Birincisi heptan polimerizasyondan sonra hava ortamında bekletilirken oluşan oksijen inhibisyon tabakasını azaltır. İkincisi aköz solusyonlarda bekletilirken oluşan doldurucu kaybını engeller.

Bizim çalışmamızda heptan solusyonunda bekletme sonrasında kontrol grubuyla karşılaştırıldığında tüm kompozit restorasyon restoratif materyallerin bağlanma kuvveti değerlerinde bir düşüş gözlenmiştir fakat bu düşme istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Sonuçlarımız Akova ve ark. (23)'ün heptanın bağlanma dayanımı üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarını desteklemektedir. Heptanda bekletilen örneklerin bağlanma dayanımının düşme sebebi, heptanın çözünürlük katsayısı $1,5 \times 10^{-4}$ J1/2 m-3/2 'dir ve rezinlere en yakın çözünürlük katsayısı heptana aittir. Bu sayede heptan kompozit içine çok emilir ve kompozit yapısında çözünmeye neden olur (131).

Akova ve ark. (23) yüzey işlemlerinin ve gıdaları taklit eden sıvıların braketlerin bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelediği çalışmalarında 90 gün sitrik asitte bekletilen grupta kontrol grubuna göre bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Sazak ve ark. (240) restoratif materyallerin bozulmasını inceledikleri çalışmalarında, arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılan bir kompoziti iki hafta 37 °C de 0.02 sitrik asit ve 0.02 laktik asit solusyonlarında bekletmişlerdir. Vickers yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve kompozitin ağırlık kaybını araştırmışlardır. Yüzey sertliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulmuşlardır.

Yeşilyurt ve ark. (30) sitrik asitte yedi gün beklettikleri metakrilat bazlı kompozitlerin yüzey sertliğinde ve eğilme dayanım değerlerinde kontrol grubuna göre azalma gözlemlenmişlerdir fakat istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

McKinney ve ark. (133) gıdaları taklit eden sıvıların dört farklı kompozitin yumuşamasına ve aşınmasına etkilerini incelemişlerdir. Çalışmalarında zayıf intraoral asitlerin (sitrik asit ve laktik asit) kompozit materyallerin inorganik doldurucular üzerine

yıkıcı etkilerinden dolayı kompozitin fiziksel özelliklerinde azalma olduğunu savunmuşlardır.

Çalışmamızda sitrik asitte bekletilen örneklerde, kontrol grubuna göre bağlanma değerleri düşük bulunmuştur. Sadece Nd:YAG lazer uygulanan grupta bağlanma dayanımı değerleri kontrol grubuna göre bir miktar yüksek çıkmıştır fakat istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. İntraoral asitlerin (sitrik asit ve laktik asit) inorganik doldurucular üzerindeki zararlı etkileri kırılma kuvvetlerinin düşmesine neden olabilir (133). Çalışmamızda sitrik asitte bekletilen örneklerde bağlanma dayanımındaki düşmenin, sitrik asidin kullandığımız kompozit rezininin ve adezivin inorganik doldurucuları üzerine zararlı etkilerinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Akova ve ark.(23) gıdaları taklit eden sıvıların braketlerin porselen yüzeyine bağlanması üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, %50'lik etanol solusyonunda bekletilen örneklerde en düşük bağlanma dayanımını gözlemişlerdir. Etanolün Bis-GMA üzerine çözücü etki gösterdiğini ve oluşturduğu mikroçatlaklar yardımıyla kompozit ve bağlayıcı ajanın içine ilerleyerek daha çok zarar verdiğini savunmuşlardır.

Lee ve ark. (194) yapay tükürük ve %75 etanolun, dentin yüzeyine kompozit bağlanmasında kullanılan üç adeziv sistemin bağlanma dayanımı ve çapsal eğilme direnci üzerine etkisini incelemişlerdir. %75 etanolde bekletilen örneklerde çapsal eğilme direncinde ve bağlanma dayanımında düşme gözlenmiştir. Ayrıca çalışmalarında yedi gün ve daha uzun sürelerde bekletme sonucunda SEM analiz yöntemiyle kompozit ve bağlayıcı ajanda mikroçatlaklar gözlemişlerdir fakat dentinde bu tarz bir değişiklik gözlenmediğini bildirmişlerdir.

Yeşilyurt ve ark. (30) üç tane metakrilat bazlı ve bir tane siloran bazlı kompozitin yüzey sertliği ve eğilme dayanımları üzerine gıdaları taklit eden sıvıların etkisini incelemişlerdir. Siloran bazlı kompozit rezinin yüzey sertliği ve eğilme dayanımı gıdaları taklit eden sıvılardan etkilenmediğini gözlemişlerdir. Metakrilat bazlı kompozit rezinlerden, etanol solusyonlarında ve distile suda bekletilen gruplarda eğilme dayanımı kuvvetlerinin düştüğünü gözlemişlerdir. Fakat sadece etanol grubundaki eğilme dayanım kuvvetindeki düşmenin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir.

Lee ve ark.(185) %75 etanol solüsyonu ve yapay tükürüğün üç kompozit rezin üzerine etkisini FTIR kullanarak değerlendirmişler. Örnekler 7, 14 ve 30 gün bu sıvılarda bekletilmiştir. Yapay tükürükte bekletilen örneklerde otuz gün sonunda belirgin bir çözünme görülmediği bildirilmiştir. Fakat etanolde bekletilen örneklerde yedinci günde bozunmaların başladığını 30 gün sonunda bozulma bantlarının en yüksek değere ulaştığını belirtmişlerdir.

Vincente ve ark. (241) HEMA içeren ve içermeyen self etch adeziv sistemleri kullandıkları, adezivlerin bağlanma dayanımı üzerine gıdaları taklit eden sıvıların etkilerini incelemişlerdir. Çalışmalarında %10 etanolün, %3 asetik asitin, zeytin yağının self etch adezivlerin bağlanma dayanımını düşürdüğünü fakat istatistiksel olarak önemli olmadığını bulmuşlardır.

Bizim çalışmamızda %8'lik ve %50'lik Etanol içerisinde bekletme sonrasında kontrol grubuyla karşılaştırıldığında tüm örneklerde bağlanma kuvveti değerlerinde düşüş gözlenmiştir fakat bu düşme istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. %50'lik etanolde bekletilen örneklerde bağlanma dayanımı, %8'lik etanolde bekletilenlere oranla daha düşük bulunmuştur ancak istatistiksel olarak bu fark anlamsızdır. Etanol gruplarındaki bağlanma dayanım kuvveti değerlerinin diğer gruplara göre düşük olmasının, etanolün Bis-GMA üzerinde çözücü etkisinin diğer sıvılara göre daha fazla olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca etanol gruplarında bağlanma kuvvetinin düşmesinin diğer bir sebebinin de tamir ara yüzeyindeki bileşenlerde hidroliz sonucu oluşan bozulma olduğunu düşünmekteyiz. Etanolün yıkım mekanizması polimer matriksi yumuşatması ile ilgilidir ve bunun sonucunda yüzeyden parsiyel olarak ayrılır (133). Resin matriksinin parsiyel olarak uzaklaşması doldurucu matriks yüzeyinin azalmasına yol açar. Bu da bağlanma değerlerinin düşmesine katkıda bulunur (242, 243). Bunların bir sonucu olarak içerisinde alkol bulunan asitli içecekler restorasyonların fonksiyonel ömürlerini kısaltıcı etki gösterebileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda SEM analizi ve stereo mikroskop incelemelerinde, kontrol gruplarında, suda, sitrik asitte ve heptanda bekletilen örneklerde daha çok restorasyonda koheziv tip kırılma, gözlenmiştir. %8 etanolde bekletilen örneklerde en çok restorasyonda koheziv tip kırılma görülürken adeziv ve karışık tip kırılma oranları da artmıştır. % 50'lik

etanolde bekletilen örneklerde ise bariz olarak adeziv tip kırılma daha yüksek oranda gözlenmiştir. Bu bilgiler ışığında etanolün bağlayıcı ajan üzerine yıkıcı etkisinin kompozit üzerine etkisine kıyasla daha fazla olabileceğini düşünmekteyiz.

Gıdaları taklit etmesi amacıyla kullanılan sıvıların, yüzey işlemleri uygulanmış kompozit restorasyonların tamirinde bağlanma kuvveti değerlerine etkilerinin saptanması için planlanan bu çalışmanın sonuçlarının, bu konuda yapılan literatür taramasındaki bulguların azlığı sebebiyle birebir karşılaştırılması mümkün olamamıştır. Ancak bu konuda yapılacak olan çalışmalara basamak olacağı düşüncesindeyiz.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. Sonuçlar

Bu in vitro çalışmanın sınırları içerisinde;

- 1.** Kompozit restorasyonların tamirinde Er;YAG lazer, Nd;YAG lazer ve frez uygulamaları adeziv sistemle birlikte kullanıldığında bağlanma kuvveti değerleri arasında istatistiksel fark bulunmamıştır.
- 2.** Tamir yapılan örneklerde restorasyonda koheziv kopma diğerlerine göre daha yüksek oranda gözlemlenmiştir.
- 3.** Gıdaları taklit eden sıvılarda (Heptan, sitrik asit, distile su, %8 etanol ve %50 etanol) doksan gün bekletilen örneklerin makaslama bağlanma kuvveti değerleri düşmüştür.
- 4.** Etanolün makaslama bağlanma kuvvetlerini diğer gruplara göre daha fazla düşürdüğü saptanmıştır.
- 5.** %50'lik etanolde bekletilen örneklerde adeziv kırılma daha fazla gözlenirken, bağlanma kuvvetleri de kontrol grubuna göre daha düşük bulunmuştur.

6.2. Öneriler

1. Kompozit restorasyon yapılan hastalarda alkol oranı yüksek gargara kullanımını ve alkollü içecek kullanım oranının azaltılması yönünde diyet önerisinde bulunulabilir.
2. Defektli kompozit restorasyonlarının tamamen sökülüp yenilenmesi yerine defektli kısmın temizlenip yüzey hazırlama işleminden sonra uygun adeziv sistem kullanılarak tamir edilmesi restorasyon ömrünü uzatabilir.
3. Ağız ortamı pek çok değişkenin hakim olduğu karmaşık bir yapıdır. Bu çalışmada bağlanma kuvvetini, yüzey hazırlama tekniklerini ve gıdaların etkisini değerlendirildi. İleri dönem çalışmalarda farklı kuvvetlerin etkisi, değişken sürelerle, çeşitli adeziv sistem uygulamaları farklı tipte ve içerikte kompozitlerin veya çeşitli adeziv sistemlerin kıyaslanması yapılabilir.

7.KAYNAKLAR

1. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105(2):97-116, 1997.
2. Mitra SB, Lee C-Y, Bui HT, Tantbirojn D, Rusin RP. Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater.*, 25(4):459-466, 2009.
3. Nalçacı DA, Bağış DB. Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin in vitro olarak incelenmesi. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 32(2):91-98, 2005.
4. Swift EJ. Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent.*, 17(1):3-4, 2005.
5. Hickel R, Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*, 3(1):45-64, 2001.
6. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, 29(5):481-508, 2004.
7. Mjor IA, Moorhead JE, Dahl JE. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. *Int Dent J*, 50(6):361-366, 2000.
8. Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry--a review. FDI Commission Project 1-97. *Int Dent J*, 50(1):1-12, 2000.
9. Mjor IA, Gordan VV. Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. *Oper Dent*, 27(5):528-534, 2002.
10. Moncada G, Fernandez E, Martin J, Arancibia C, Mjor IA, Gordan VV. Increasing the longevity of restorations by minimal intervention: a two-year clinical trial. *Oper Dent*, 33(3):258-264, 2008.
11. Dall'Oca S, Papacchini F, Goracci C, Cury AH, Suh BI, Tay FR, Polimeni A, Ferrari M. Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 81(2):493-498, 2007.
12. Li J. Effects of surface properties on bond strength between layers of newly cured dental composites. *J Oral Rehabil*, 24(5):358-360, 1997.
13. Papacchini F, Dall'Oca S, Chieffi N, Goracci C, Sadek FT, Suh BI, Tay FR, Ferrari M. Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *J Adhes Dent*, 9(1):25-31, 2007.

14. Papacchini F, Toledano M, Monticelli F, Osorio R, Radovic I, Polimeni A, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Hydrolytic stability of composite repair bond. *Eur J Oral Sci*, 115(5):417-424, 2007.
15. Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ, Rikhtegaran S. Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomed Laser Surg*, 28(S2):S-25-S-30, 2010.
16. Tezvergil A, Lassila L, Vallittu P. Composite–composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *J Dent.*, 31(8):521-525, 2003.
17. Gupta S, Parolia A, Jain A, Kundabala M, Mohan M, de Moraes Porto ICC. A comparative effect of various surface chemical treatments on the resin composite-composite repair bond strength. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.*, 33(3):245, 2015.
18. Baena E, Vignolo V, Fuentes M, Ceballos L. Influence of repair procedure on composite-to-composite microtensile bond strength. *Am Journal Dent.*, 28(5):255-260, 2015.
19. Duran İ, Ural Ç, Yilmaz B, Tatar N. Effects of Er: YAG Laser Pretreatment with Different Energy Levels on Bond Strength of Repairing Composite Materials. *Photomed Laser Surg*, 33(6):320-325, 2015.
20. Kirmali O, Barutçigil Ç, Ozarslan MM, Barutçigil K, Harırlı OT. Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning*, 37(3):186-192, 2015.
21. Oskoe PA, Mohammadi N, Chaharom MEE, Kimyai S, Azar FP, Rikhtegaran S, Shojaeei M. Effect of surface treatment with Er; Cr: YSSG, Nd: YAG, and CO₂ lasers on repair shear bond strength of a silorane-based composite resin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 7(2):61, 2013.
22. Mirzaie M, Garshasbzadeh NZ, Yassini E, Shahabi S, Chiniforush N, *Effect of Laser Treatment on Surface Morphology of Indirect Composite Resin: Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation: J Lasers Med Sci*. 2013 Spring;4(2):92-5.
23. Akova T, Ozkomur A, Aytutuldu N, Toroglu MS. The effect of food simulants on porcelain–composite bonding. *Dent Mater.*, 23(11):1369-1372, 2007.
24. Hobson R, McCabe J, Hogg S. The effect of food simulants on enamel–composite bond strength. *J Orthod.*, 2014.
25. Yap A, Lee M, Chung S, Tsai K, Lim C. Effect of food-simulating liquids on the shear punch strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent.*, 28(5):529-534, 2002.
26. Yap A, Tan S, Wee S, Lee C, Lim E, Zeng K. Chemical degradation of composite restoratives. *J Oral Rehabil.*, 28(11):1015-1021, 2001.

27. Yap A, Chew C, Ong L, Teoh S. Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. *J Oral Rehabil*, 29(1):87-97, 2002.
28. Yap A, Wattanapayungkul P, Chung S. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper Dent.*, 28(6):723-727, 2002.
29. Yap A, Low J, Ong L. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent.*, 25(3):170-176, 2000.
30. Yesilyurt C, Yoldas O, Altintas SH, Kusgoz A. Effects of food-simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental composite. *Dent Mater J.*, 28(3):362-367, 2009.
31. Kao E. Influence of food-simulating solvents on resin composites and glass-ionomer restorative cement. *Dent Mater.*, 5(3):201-208, 1989.
32. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehab.*, 21(4):441-452, 1994.
33. Cavel W, Kelsey 3rd W, Barkmeier W, Blankenau R. A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and a dual-cure resin cement. *Quintessence Int. (Berlin, Germany: 1985)*, 19(4):257-262, 1988.
34. Christensen GJ. Alternatives for the restoration of posterior teeth. *Int Dent J*, 39(3):155-161, 1989.
35. Baratieri LN, Monteiro JS, Correa M, Ritter AV. Posterior resin composite restorations: a new technique. *Quintessence Int. (Berlin, Germany: 1985)*, 27(11):733-738, 1996.
36. Dayangaç B, *Kompozit rezin restorasyonlar*. 2000: Güneş Kitabevi.
37. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci.*, 106(2p2):687-695, 1998.
38. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent.*, 26(2):137-145, 1998.
39. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.*, 105(2):97-116, 1997.
40. O'Brien W. Polymers and polymerization: denture base polymers. *Dental materials and their selection*:74-89, 2002.
41. Albers HF, *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*. 2002: PMPH-USA.

42. Finer Y, The Influence of Resin Chemistry on a Composite's Inherent Biochemical Stability. University of Toronto, 2000.
43. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8):1819-1829, 2002.
44. Nicholson JW, *The chemistry of medical and dental materials*. Vol. 3. 2002: Royal Society of Chemistry.
45. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.*, 66(1):57-64, 1963.
46. Bowen RL, Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. Google Patents, 1962.
47. Söderholm K-J, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc.*, 130(2):201-209, 1999.
48. Ruyter IE, Sjøvik IJ. Composition of dental resin and composite materials. *Acta Odontol.*, 39(3):133-146, 1981.
49. Schmidseder J, *Aesthetic dentistry*. 2000: Thieme.
50. Wei S, Tang E. Composite Resins: A Review of the Types, Properties and Restoration Techniques. University of Malaya. Faculty of Dentistry. Malaysia: University of Malaya. Faculty of Dentistry, 1998.
51. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Inter.*, 24(9):641-658, 1993.
52. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 125(6):687-701, 1994.
53. Sturtevant C, Robertson T, Heymann H, Sturtevant J. The art and science of operative dentistry. St. Louis: Mosby year book inc. ch2, 6(8):16, 1995.
54. Craig R, Powers J, Restorative dental materials. St. Louis: Mosby. Inc, 2002.
55. Peutzfeldt A, Asmussen E. Effect of propanal and diacetyl on quantity of remaining double bonds of chemically cured BisGMA/TEGDMA resins. *Eur J Oral Sci.*, 104(3):309-312, 1996.
56. Park Y-J, Chae K-H, Rawls H. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater.*, 15(2):120-127, 1999.
57. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Restor Dent*, 12(6):300-308, 2000.

58. Craig RG, Powers J, Wataha J. Direct esthetic restorative materials. *Dental Materials Properties and Manipulation*:57-79, 2000.
59. Anusavice KJ, Brantley W. Physical properties of dental materials. *Phillips' Science of Dental Materials"* 11th ed, Anusavice KJ ed, Saunders Co, St. Louis:57, 2003.
60. Øysæd H, Ruyter I. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res.*, 65(11):1315-1318, 1986.
61. Leinfelder K. Composite resins. *Dent Clin of North Am.*, 29(2):359-371, 1985.
62. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.*, 50(4):480-488, 1983.
63. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc.*, 131:26S-30S, 2000.
64. Roberson TM, Lundeen T. *Cariology: The lesion, etiology, prevention and control.* Roberson MR, Heymann HO, Swift EJ: *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 4th ed. St. Louis: Mosby:98-129, 2002.
65. Jackson RD, Morgan M. THE NEW POSTERIOR RESINS AND: A SIMPLIFIED PLACEMENT TECHNIQUE. *J Am Dent Assoc.*, 131(3):375-383, 2000.
66. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10):1382-1390, 2003.
67. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clinic North Am.*, 51(3):659-675, 2007.
68. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent.*, 24(5):465-479, 2002.
69. Yazici A, Ozgünaltay G, Dayangac B. The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Oper Dent.*, 28(6):773-778, 2002.
70. De Souza FB, Guimarães RP, Silva C. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Inter.* , 36(1):41-48, 2005.
71. Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam? *J Esthet Restor Dent.*, 16(6):355-365, 2004.
72. Crispin BJ, *Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals.* 1994: Quintessence Pub Co.

73. Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light-activated composite resins. *J Prosthet Dent.*, 50(1):31-35, 1983.
74. Watts D, Amer O, Combe E. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J.*, 156(6):209, 1984.
75. Burtscher P. Curing of composites with an Argon laser. *J Dent Res*, 70:526, 1991.
76. Rawls KJ, Esquivel-Upshaw, J., *Restorative resins. in: Phillips' Science of Dental Materials*. 11 th ed, ed. K. Anusavice, St. Louis: W.B. Saunders. 2003.
77. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL. Application of the argon laser to dentistry. *Lasers Surg Med.*, 11(6):495-498, 1991.
78. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehab.*, 28(11):1022-1028, 2001.
79. Whitesides GM, Christopher LJ. The art of building small. *Scientific american*, 285(3):38-47, 2001.
80. Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compendium*, 24(5):380-382, 2003.
81. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental update*, 30(1):10-15, 2002.
82. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc.*, 131(4):497-503, 2000.
83. Yap A, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. *Oper Dent.*, 29:269-274, 2004.
84. Tilbrook D, Clarke R, Howle N, Braden M. Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials*, 21(17):1743-1753, 2000.
85. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C, Glaros A, Yourtee D. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dent Mater.*, 18(5):413-421, 2002.
86. Brosh T, Ganor Y, Belov I, Pilo R. Analysis of strength properties of light-cured resin composites. *Dent Mater*, 15(3):174-179, 1999.
87. Shahdad S, Kennedy J. Bond strength of repaired anterior composite resins: an *it>/it* study. *J Dent.*, 26(8):685-694, 1998.
88. Teixeira EC, Bayne SC, Thompson JY, Ritter AV, Swift EJ. Shear bond strength of self-etching bonding systems in combination with various composites used for repairing aged composites. *J Adhes Dent.*, 7(2):159-164, 2004.

89. Hunter A, Treasure E, Hunter A. Increases in cavity volume associated with the removal of class 2 amalgam and composite restorations. *Oper Dent.*, 20(1):2-6, 1994.
90. Swift E, LeValley B, Boyer D. Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater.*, 8(6):362-365, 1992.
91. Puckett A, Holder R, O'Hara J. Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations. *Oper Dent.*, 16(4):136-140, 1990.
92. Toydemir B, Geleneksel yöntemle ve lazerle hazırlanan 5. sınıf kaviteelerde, kompozit materyallerin uygulanması sonrası görülen mikrosızıntının ve mikrotensile bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması ve kavite restorasyon yüzeylerinin sem ile değerlendirilmesi. *Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 174, 2009.
93. Tarçın B, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin yüzeyine bazı bonding ajanlarının adaptasyonlarının ve bağlanma kuvvetlerinin incelenmesi. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 104, 2005.
94. Yazıcı E, Er:YAG lazerin farklı atım süreleriyle uygulanmasının etch&rinse adeziv sistemi ile kullanılan bir kompozitin mine ve dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisi. *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 128, 2009.
95. Türkmen C, Çeşitli lazer sistemlerinin dentin üzerine etkilerinin ve pulpa odasında oluşturdukları ısı değişikliklerinin in vitro olarak incelenmesi. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 83, 1997.
96. Bader C, Krejci I. Indications and limitations of Er: YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent.*, 19(3):178, 2006.
97. Lobene RR, Fine S. Interaction of laser radiation with oral hard tissues. *J Prosthet Dent.*, 16(3):589-597, 1966.
98. Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *British Dent J.*, 170(9):343-346, 1991.
99. Amaral F, Colucci V, Souza-Gabriel A, Chinelatti M, Palma-Dibb R, Corona S. Bond durability in erbium: yttrium-aluminum-garnet laser-irradiated enamel. *Lasers in medical science*, 25(2):155-163, 2010.
100. Colucci V, Lucisano MP, do Amaral F, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona S. Influence of water flow rate on shear bond strength of resin composite to Er: YAG cavity preparation. *Am J Dent.*, 21(2):124-128, 2008.
101. Scatena C, Torres CP, Gomes-Silva JM, Contente MMMG, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Shear strength of the bond to primary dentin: influence of Er: YAG laser irradiation distance. *Lasers Med Sci.*, 26(3):293-297, 2011.

102. Cardoso M, De Munck J, Coutinho E, Ermis RB, Van Landuyt K, de Carvalho RCR, Van Meerbeek B. Influence of Er, Cr: YSGG laser treatment on microtensile bond strength of adhesives to enamel. *Oper Dent*, 33(4):448-455, 2008.
103. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Bicer CO, Firatli E. Microleakage and scanning electron microscopy evaluation of all-in-one self-etch adhesives and their respective nanocomposites prepared by erbium: yttrium–aluminum–garnet laser and bur. *Lasers Med Sci.*, 25(4):493-502, 2010.
104. Trajtenberg C, Pereira P, Powers J. Resin bond strength and micromorphology of human teeth prepared with an Erbium: YAG laser. *Am J Dent.*, 17(5):331-336, 2004.
105. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc.*, 135(2):204-212, 2004.
106. Walsh L. The current status of laser applications in dentistry. *Aust Dent J.*, 48(3):146-155, 2003.
107. Colucci V, do Amaral FLB, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Water flow on erbium: yttrium–aluminum–garnet laser irradiation: effects on dental tissues. *Lasers in medical science*, 24(5):811-818, 2009.
108. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.*, 28(3):215-235, 2003.
109. Meerbeek BV, Anduyt KV, Munck JD, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J.*, 24(1):1-13, 2005.
110. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent.*, 24(5):456-461, 2002.
111. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley D. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res.*, 73(6):1212-1220, 1994.
112. Oliveira SS, Marshall SJ, Hilton JF, Marshall GW. Etching kinetics of a self-etching primer. *Biomaterials*, 23(20):4105-4112, 2002.
113. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater.*, 21(9):864-881, 2005.
114. de Goes MF, Shinohara MS, Freitas MS. Performance of a new one-step multi-mode adhesive on etched vs non-etched enamel on bond strength and interfacial morphology. *J Adhes Dent*, 16(3):243-250, 2014.

115. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*, 40(6):475-484, 2012.
116. Munoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH, Perdigao J. Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *J Dent*, 42(5):595-602, 2014.
117. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*, 42(7):800-807, 2014.
118. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, Di Lenarda R, Pashley DH, Tay F, Breschi L. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent*, 42(5):603-612, 2014.
119. Ülker M, Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-adezivlerinin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzelerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, SEM, TEM çalışması). Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 122, 2006.
120. Meriç G, Ruyter IE. Influence of thermal cycling on flexural properties of composites reinforced with unidirectional silica-glass fibers. *Dent Mater.*, 24(8):1050-1057, 2008.
121. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.*, 27(2):89-99, 1999.
122. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.*, 84(2):118-132, 2005.
123. Çöteli K, Farklı termosiklus döngüsü ve hızlandırılmış yaşlandırmanın tek basamaklı adeziv sistemlerin dentine bağlanması üzerine olan etkisi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 67, 2008.
124. Deppe H, Horch H-H. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. *Lasers Med Sci.*, 22(4):217-221, 2007.
125. Akın EGG, Er:YAG lazer uygulanmış, yaşlandırılmış dentinde self-etch adezivlerin bağlanma dayanımlarının in-vitro olarak incelenmesi. Doktora tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 104 2011.
126. Badra V, Faraoni J, Ramos R, Palma-Dibb R. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent*, 30(2):213-219, 2005.
127. Gökay O, Seçkin PÖB. Farklı Bitirme ve Cila Yöntemleri Uygulanmış Bir Kompozit Rezinin Çeşitli Likitler Karşısında Gösterdiği Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırılması. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.*, 4(1):55-60, 1998.

128. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer J-M. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. *Dent Mater.*, 10(6):353-362, 1994.
129. Yılmaz B, Gökay O. Farklı Üç Restoratif Dolgu Materyalinin Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Değerleri: In Vitro Çalışma. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci.*, 5(1):60-65, 1999.
130. Budavari S, O'Neil, M.J., Smith, A., Heckelmann, P.E., Kinneary, J.F., *The Merck Index An encyclopedia of chemicals, drugs and biologicals.* NJ: Merck&Co, 392, 393, 641, 796, 1996.
131. Şeberol H, Saklama ortamı ve zamanının kompozit materyallerinin su Emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine etkisinin değerlendirilmesi. *Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 109, 2013.
132. Hunter G, Lane DM, Scrimgeour SN, McDonald PJ, Lloyd CH. Measurement of the diffusion of liquids into dental restorative resins by stray-field nuclear magnetic resonance imaging (STRAFI). *Dent Mater.*, 19(7):632-638, 2003.
133. McKinney J, Wu W. Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res.*, 64(11):1326-1331, 1985.
134. Wu W, McKinney J. Influence of chemicals on wear of dental composites. *J Dent Res.*, 61(10):1180-1183, 1982.
135. Altay N, Akça T. Invitro bağlantı kuvveti ölçme testlerinin değerlendirilmesi. *HÜ Diş Hek Fak Derg*, 26:32-38, 2002.
136. Pekkan G, Tam seramikler ve dentin arasındaki dual cure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, 2005.
137. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 14(6):394-398, 1998.
138. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas W. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res.*, 76(6):1298-1307, 1997.
139. Leinfelder KF. Dentin adhesives for the twenty-first century. *Dent Clin North Am.*, 45(1):1-6, 2001.
140. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat, 2003.
141. Price R, Hall GC. In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Inter.*, 30(2):122-134, 1999.

142. Bek B, Gülmez A. Farklı cam iyonomer simanların dentine bağlanmalarının araştırılması. *Acta Odontologica Turcica*, 18(1):19, 2001.
143. Gordan VV, Shen C, Riley J, Mjör IA. Two-Year Clinical Evaluation of Repair versus Replacement of Composite Restorations. *J Esthet Restor Dent.*, 18(3):144-153, 2006.
144. Studer S, Wettstein F, Lehner C, Zullo T, Schärer P. Long-term survival estimates of cast gold inlays and onlays with their analysis of failures. *J Oral Rehab*, 27(6):461-472, 2000.
145. Lynch CD, Blum IR, Frazier KB, Haisch LD, Wilson NH. Repair or replacement of defective direct resin-based composite restorations: contemporary teaching in US and Canadian dental schools. *J Am Dent Assoc.*, 143(2):157-163, 2012.
146. Burke F, Wilson N, Cheung S, Mjör I. Influence of patient factors on age of restorations at failure and reasons for their placement and replacement. *J Dent.*, 29(5):317-324, 2001.
147. Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dent Mater*, 22(12):1130-1134, 2006.
148. Akova T, Ozkomur A, Aytutuldu N, Toroglu MS. The effect of food simulants on porcelain-composite bonding. *Dent Mater*, 23(11):1369-1372, 2007.
149. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res*, 92(3):257-261, 1984.
150. Wu W, Toth EE, Moffa JF, Ellison JA. Subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. *J Dent Res*, 63(5):675-680, 1984.
151. Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J Oral Rehabil*, 25(8):575-588, 1998.
152. Roulet JF, Walti C. Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement. *J Prosthet Dent*, 52(2):182-189, 1984.
153. Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Inter.*, 35(10), 2004.
154. Magni E, Ferrari M, Papacchini F, Hickel R, Ilie N. 4.3. Influence of ozone application on the repair strength of silorane-based and ormocer-based composites. A study into the application of gaseous ozone combined with different adhesive procedures, 23:155, 2010.
155. Mason P, Ferrari M, Cagidiaco M, Davidson C. Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *J Dent.*, 24(3):217-222, 1996.

156. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89(3):268-274, 2003.
157. Kitasako Y, Burrow M, Katahira N, Nikaido T, Tagami J. Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro. *J Dent.*, 29(2):139-144, 2001.
158. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.*, 14(6):394-398, 1998.
159. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater.*, 11(2):117-125, 1995.
160. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 26(2):e38-e49, 2010.
161. Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater.*, 9(2):136-138, 1993.
162. Oshida Y, Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. *Bio-medical materials and engineering*, 6(2):87-100, 1996.
163. Erdemir A, Eldeniz AÜ, Belli S. Kompozit rezinlerin tamirinde farkli bonding sistemlerin kullanilmasi. *CÜ Dis Hek Fak Derg*, 7:7-10, 2004.
164. Ergücü Z, Türkün, L. Ş. . Nanokompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26 (1): 59-64, 2005.
165. Fawzy AS, El-Askary FS, Amer MA. Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite. *J Dent.*, 36(12):969-976, 2008.
166. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater.*, 11(5):359-362, 1995.
167. Suzuki S, Ori T, Saimi Y. Effects of filler composition on flexibility of microfilled resin composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 74(1):547-552, 2005.
168. Söderholm KM, Roberts MJ. Variables influencing the repair strength of dental composites. *Eur J Oral Sci*, 99(2):173-180, 1991.
169. Rosales-Leal JJ. Microleakage of Class V composite restorations placed with etch-and-rinse and self-etching adhesives before and after thermocycling. *J Adhes Dent.*, 9:255, 2007.
170. Amaral FL, Colucci V, PALMA-DIBB RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Rest Dent*, 19(6):340-353, 2007.

171. Tekçe N, Özsoy A, Bağ HG. Yüzey dehidratasyonunun (Etanol Wet Bonding) günümüz iki adet self etch adeziv sistemin mikrosızıntı skorlarına etkisi Effect of the surface dehydration (Ethanol-Wet Bonding) on the microleakage scores of the two current self etch adhesive system. *SDU Journal of Health Science Institute/SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 4(3), 2013.
172. Özcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.*, 19(8):725-731, 2003.
173. Çobanoğlu N, Özer F, Şengün A. Otoklav ile sterilizasyonun bir self etch adezivin dentine bağlanma dayanımı ve mikro sızıntısı üzerine etkisi. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg*, 1(2):1-7, 2009.
174. Yatmaz PI, Kesim B. Soy Olmayan Metallerle Bağlanan İki Adeziv Sistemin Kesme Kuvvetlerine Karşı Dirençlerinin İncelenmesi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, Cilt 4(Sayı:2):84- 88, 2001.
175. Bektas ÖÖ, Eren D, Siso SH, Akin GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers in medical science*, 27(4):723-728, 2012.
176. Şengün A, Öztürk B, Ülker M, Dişçioğlu F, Özer F. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 22(3):163, 2005.
177. Yatmaz PI, Kesim B. Soy Olmayan Metallerle Bağlanan İki Adeziv Sistemin Kesme Kuvvetlerine Karşı Dirençlerinin İncelenmesi.
178. Tiryaki M, Restorasyonların tamirlerinde farklı yüzey hazırlanmasının, materyal ve bağlayıcı sistem kullanımının makas dayanımı üzerine etkisinin in vitro araştırılması. *İstanbul Üniversitesi*, 2010.
179. Dos Santos JG, Fonseca RG, Adabo GL, dos Santos Cruz CA. Shear bond strength of metal-ceramic repair systems. *J Prosthet Dent.*, 96(3):165-173, 2006.
180. Güler AU, Yılmaz F, Yenisey M, Güler E, Ural Ç. Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *J Adhes Dent.*, 8(1), 2006.
181. Yesil Z, Karaoglanoglu S, Akgül N, Ozdabak N, Ilday N. Effect of different surfaces and surface applications on bonding strength of porcelain repair material. *N Y State Dent J.*, 73(3):28-32, 2007.
182. Tulunoğlu IF, Beydemir B, of Dentistry HUF. Resin shear bond strength to porcelain and a base metal alloy using two polymerization schemes. *J Prosthet Dent.*, 83(2):181-186, 2000.

183. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo-and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. *J Oral Rehab.*, 26(2):130-137, 1999.
184. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dunne JT. Shear bond strengths of 2 intraoral porcelain repair systems to porcelain or metal substrates. *J Prosthet Dent.*, 86(5):526-531, 2001.
185. Lee S-Y, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluid simulating food and saliva. *Dent Mater.*, 11(5):348-353, 1995.
186. Yap A, Tan D, Goh B, Kuah H, Goh M. Effects of Food-Simulating Liquids on the Flexural Strength of Composite and Polyacid-Modified Composite Restoratives. *Oper Dent.*, 25(3):202-208, 2000.
187. Mante M, Saleh N, Tanna N, Mante F. Softening patterns of light cured glass ionomer cements. *Dent Mater.*, 15(5):303-309, 1999.
188. Mortier E, Gerdolle D, Jacquot B, Panighi M. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent—resin-based filling material. *Oper Dent*, 29(6):669-676, 2004.
189. Freund M, Munksgaard EC. Enzymatic degradation of BISGMA/TEGDMA-polymers causing decreased microhardness and greater wear in vitro. *Eur J Oral Sci.*, 98(4):351-355, 1990.
190. Larsen IB, Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Eur J Oral Sci.*, 99(3):254-261, 1991.
191. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Eur J Oral Sci*, 92(3):257-261, 1984.
192. Food, Administration D. FDA guidelines for chemistry and technology requirements of indirect additive petitions. Washington, DC: FDA, 1976.
193. Food, Administration D. DIVISION OF FOOD CHEMISTRY AND TECHNOLOGY (1988) Recommendations for Chemistry Data for Indirect Food Additive Petitions. Washington DC, Department of Health and Human Services:9-12,
194. Lee S-Y, Greener E, Mueller H, Chiu C-H. Effect of food and oral simulating fluids on dentine bond and composite strength. *J Dent.*, 22(6):352-359, 1994.
195. Fong H, Dickens SH, Flaim GM. Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dent Mater.*, 21(6):520-529, 2005.

196. McKinney J. Environmental damage and wear of dental composite restoratives. Posterior composite resin dental restorative materials, Vanherie G, Smith DC (eds), Peter Szulc Publishing Co., The Netherlands:331-347, 1985.
197. HANSEN EK. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *Eur J Oral Sci.*, 91(5):406-410, 1983.
198. Söderholm K-J. Degradation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res*, 60(11):1867-1875, 1981.
199. Mandel L. Dental erosion due to wine consumption. *J Am Dent Assoc.*, 136(1):71-75, 2005.
200. Larsen I, Freund M, Munksgaard E. Change in surface hardness of BisGMA/TEGDMA polymer due to enzymatic action. *J Dent Res.*, 71(11):1851-1853, 1992.
201. Mante F, Saleh N, Mante M. Softening patterns of post-cure heat-treated dental composites. *Dent Mater.*, 9(5):325-331, 1993.
202. Knight J, Holmes J, Bradford H, Lawson C. Shear bond strengths of composite bonded to porcelain using porcelain repair systems. *Am J Dent.*, 16(4):252-254, 2003.
203. Kaptan A, Kavite Dezenfeksiyonu Amacıyla Kullanılan Farklı Antimikrobiyal Solüsyonları ve Lazer Sistemlerinin Siloran Bazlı Kompozitlerin Tamir Dayanımı Üzerine Etkisi. Cumhuriyet Üniversitesi, 2014.
204. Aksoy S, Trikalsiyum Sillikat Esaslı Simanın Farklı Adeziv Sistemlerle Kompomer Materyaline Bağlantı Dayanımının Değerlendirilmesi. C Ü. Diş Hek Fak., 2015.
205. Barkmeier W, Shaffer S, Gwinnett A. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent.*, 11(3):111-116, 1985.
206. Bouschlicher M, Reinhardt J, Vargas M. Surface treatment techniques for resin composite repair. *Am J Dent.*, 10(6):279-283, 1997.
207. Vivas J, Yaman P, Taylor G. Effect of different surface treatments on the shear and flexural re-bond strengths of a micro-hybrid composite. *J Contemp Dent Pract [Internet]*, 10(5):001-007, 2009.
208. Shen C, MONDRAGON E, GORDAN VV, MJOäR IA. The effect of mechanical undercuts on the strength of composite repair. *J Am Dent Assoc.*, 135(10):1406-1412, 2004.
209. Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M. Initial Repair Bond Strength of a Nano-filled Hybrid Resin: Effect of Surface Treatments and Bonding Agents. *J Esthet Restor Dent.*, 21(4):251-260, 2009.

210. Mirzaie M, Garshasbzadeh NZ, Yassini E, Shahabi S, Chiniforush N. Effect of laser treatment on surface morphology of indirect composite resin: scanning electron microscope (SEM) evaluation. *J Lasers Med Sci.*, 4(2):92, 2013.
211. Gutknecht N, Moritz A, Conrads G, Sievert T, Lampert F. Bactericidal effect of the Nd: YAG laser in in vitro root canals. *J Clinic Laser Med Surg.*, 14(2):77-80, 1996.
212. Lan W-H, Liu H-C. Treatment of dentin hypersensitivity by Nd: YAG laser. *J Clinic Laser Med Surg.*, 14(2):89-92, 1996.
213. Levy G. Cleaning and shaping the root canal with a Nd: YAG laser beam: a comparative study. *J Endod.*, 18(3):123-127, 1992.
214. Arcoria C, Lippas M, Vitasek B. Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching. *J Oral Rehab*, 20(2):213-224, 1993.
215. De Paiva Gonçalves SE, De Araujo MAM, Damiao ÁJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg.*, 17(2):77-85, 1999.
216. Paranhos MPG, Spohr AM, Marcondes M, Oshima HMS, Mota EG, Burnett Jr LH. Influence of Nd: YAG laser irradiation on microtensile bond strength of adhesive systems to sound or carious dentin. *Quintessence Inter.*, 40(2), 2009.
217. Rolla JN, Mota EG, Oshima HMS, Júnior LHB, Spohr AM. Nd: YAG laser influence on microtensile bond strength of different adhesive systems for human dentin. *Photomed Laser Surg.*, 24(6):730-734, 2006.
218. Gurgan S, Firat E, Baysan A, Gutknecht N, Imazato S. Effects of ozone and ND: YAG laser pretreatment on bond strength of self-etch adhesives to coronal and root dentin. *Photomed Laser Surg.*, 28(S2):S-3-S-9, 2010.
219. Dalkilic EE, Arisu HD, Kivanc BH, Uctasli MB, Omurlu H. Effect of different disinfectant methods on the initial microtensile bond strength of a self-etch adhesive to dentin. *Lasers in medical science*, 27(4):819-825, 2012.
220. Batista G, Kamozaki M, Gutierrez N, Caneppele T, Rocha GTC. Effects of Different Surface Treatments on Composite Repairs. *J Adhes Dent.*, 17(5):421-426, 2015.
221. Imbery T, Gray T, DeLatour F, Boxx C, Best A, Moon P. Evaluation of flexural, diametral tensile, and shear bond strength of composite repairs. *Oper Dent.*, 39(6):E250-E260, 2014.
222. Cavalcanti AN, De Lima AF, Peris AR, Mitsui FHO, Marchi GM. Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Esthet Restor Dent.*, 19(2):90-98, 2007.

223. Bonstein T, Garlapo D, John Jr D, Bush PJ. Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. *J Adhes Dent*, 7(1), 2005.
224. Gregory W, Pounder B, Bakus E. Bond strengths of chemically dissimilar repaired composite resins. *J Prosthet Dent.*, 64(6):664-668, 1990.
225. Papacchini F, Dall Oca S, Chieffi N, Goracci C, Sadek FT, Suh BI, Tay FR, Ferrari M. Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *J Adhes Dent.*, 9(1):25, 2007.
226. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28(3):215-235, 2003.
227. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 27(1):17-28, 2011.
228. Perdigao J, Munoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez IV, Staichak R, Reis A, Loguercio AD. Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Oper Dent*, 39(5):489-499, 2014.
229. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR. Bonding of universal adhesives to dentine--Old wine in new bottles? *J Dent*, 43(5):525-536, 2015.
230. Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dent Mater.*, 25(11):1459-1467, 2009.
231. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Van Meerbeek B. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res.*, 91(4):376-381, 2012.
232. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater.*, 26(12):1176-1184, 2010.
233. Shahabi S, Chiniforush N, Bahramian H, Monzavi A, Baghalian A, Kharazifard MJ. The effect of erbium family laser on tensile bond strength of composite to dentin in comparison with conventional method. *Lasers Med Sci.*, 28(1):139-142, 2013.
234. Burnett Jr LH, Shinkai RS, Eduardo CDP. Tensile bond strength of a one-bottle adhesive system to indirect composites treated with Er: YAG laser, air abrasion, or fluoridric acid. *Photomed Laser Therapy*, 22(4):351-356, 2004.

235. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.*, 79(6):1385-1391, 2000.
236. Asaka Y, Yamaguchi K, Inage H, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Kuroda T, Miyazaki M. Effect of thermal cycling on bond strengths of single-step self-etch adhesives to bovine dentin. *J Oral Sci*, 48(2):63-69, 2006.
237. Biçer AZY, Karakış D, Doğan A, Şahin Y. Farklı kimyasal ortamların indirekt kompozitlerin sertlik ve aşınma dirençlerine etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 31(3):134, 2014.
238. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, 74(1):617-626, 2005.
239. Braden M. Recent advances in dental materials. *Dental Update*, 1:369-377, 1977.
240. Sazak-Öveçoğlu H, Günday M, Öveçoğlu ML, Özer F, Tarçın B. *Chemical degradation of restorative materials*. in *Key Engineering Materials*. 2004: Trans Tech Publ.
241. Vicente A, Molina S, Ortiz AJ, Bravo LA. Influence of food-simulating liquids on bond strength of brackets bonded with a HEMA-free and HEMA-containing self-etching primer. *Angle Orthod.*, 82(2):346-350, 2011.
242. Söderholm K-J. Relationship between compressive yield strength and filler fractions of PMMA composites. *Acta Odontol Scand.*, 40(3):145-150, 1982.
243. Soderholm K-J, Roberts M. Influence of water exposure on the tensile strength of composites. *J Dent Res*, 69(12):1812-1816, 1990.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Seher Kaya
Doğum Yeri ve Tarihi	Gaziantep -1986
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140-Sivas
E-posta Adresi	seherkaya07@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Antalya Anadolu Lisesi, 2004
Lisans-Yüksek Lisans	Süleyman Demirel Üniversitesi, 2004-2009
Ünvan	Araştırma Görevlisi

İş Tecrübesi

Özel Sektör	Antalya, 2009-2010
Sağlık Bakanlığı	Sivas Ağız Diş Sağlığı Merkezi, 2010-2013
Uzmanlık	Cumhuriyet Üniversitesi, 2013-2016